



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Tesis Doctoral

**Biomecánica de la reinserción transtibial de la
raíz posterior del menisco lateral de la rodilla:
Avances en la técnica de reparación**

Programa de Doctorado:
Ingeniería Mecánica y Eficiencia Energética

Autora: ANA PÉREZ DE LA BLANCA COBOS

Directora: MARÍA PRADO NÓVOA

Abril 2019

A Joaquín y Ana, mi punto de referencia.

A Chema, Teresa, Rocío y Laura, mi fuente de energía.

Resumen

Este trabajo se centra en el estudio experimental de las alteraciones biomecánicas producidas en la articulación tibio-femoral por la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla humana, comparándolas con las producidas con la meniscectomía lateral total, para establecer la conveniencia de la reparación quirúrgica de la lesión. Asimismo, se analiza el nivel de restauración de dichas alteraciones alcanzado al reparar la lesión mediante la técnica quirúrgica de sutura transtibial y se profundiza en la aportación de diversos parámetros mecánicos relacionados con el método de aplicación de esta técnica que pueden contribuir a obtener un mejor resultado clínico.

Para ello se propone un conjunto de ensayos biomecánicos *in vitro* realizados con modelos cadavéricos de rodillas completas, conjuntos tibia-menisco y meniscos aislados, dependiendo del aspecto a estudiar en cada caso sobre la mencionada patología y su reparación quirúrgica.

Los resultados obtenidos evidencian alteraciones biomecánicas importantes en el contacto articular con este tipo de lesión y avalan la conveniencia de su reparación quirúrgica. Por otro lado, la reinsertación de la raíz mediante la técnica de sutura transtibial con un hilo de sutura ultra-resistente muestra niveles de restauración de los parámetros de contacto moderados a altos a ángulos de flexión de la rodilla (60° y 90°). La mejora de este resultado requiere un avance en los métodos de aplicación de la técnica empleada. El análisis del conjunto menisco-sutura-tibia muestra el desarrollo de desplazamientos permanentes de la raíz reparada al someterlo a cargas cíclicas de baja intensidad, como cabe esperar en el periodo post-operatorio inmediato. La diferenciación de las contribuciones individuales de los distintos elementos implicados en la biomecánica del conjunto menisco-sutura ha permitido establecer que estos desplazamientos no tienen su principal origen en el corte del menisco por la sutura y que este corte se produce a cargas más elevadas que las que cabe esperar en este periodo con los protocolos de rehabilitación actuales. Por otro lado, el alargamiento permanente del hilo ha mostrado ser la contribución más importante. Estas observaciones indican nuevas direcciones en la investigación para mejorar los resultados de la intervención.

De los ensayos realizados se desprende además que, el uso de cinta de sutura en vez de hilo no disminuye los desplazamientos permanentes a niveles de carga bajos, aunque sí eleva la resistencia mecánica del conjunto reparado. Por otro lado, también se ha obtenido una mejora de las propiedades biomecánicas de la reparación, en términos de reducción de los desplazamientos residuales y aumento de rigidez y resistencia, con el uso de un método de cierre de las suturas a la salida el túnel óseo que prescinde del anudado y lo sustituye por el uso de un dispositivo tipo *Knotless* clavado en la tibia.

Agradecimientos

La finalización de este trabajo solo ha sido posible con el apoyo y colaboración de un montón de personas a las que estoy profundamente agradecida.

Al Dr. Alejandro Espejo Baena, cuyo entusiasmo incansable por la investigación en todo lo relacionado con la aplicación de la biomecánica al estudio de las técnicas de Cirugía Ortopédica es un aporte de motivación ilimitado; y a todos los componentes de Clínica Espejo que siempre encuentran un hueco para colaborar en el desarrollo de los trabajos.

A la Dra. Elvira Montañez Heredia, que hace ya más de 20 años puso la primera semilla para la cooperación entre un grupo de Ingenieros Mecánicos y un grupo de especialistas en Cirujía Ortopédica y Traumatología como herramienta fundamental en el avance de las técnicas de tratamiento clínico.

A Julio B. Pérez Sanchez y Miguel Angel de Toro Montero, de Striker Iberia SL, que han provisto al Laboratorio de Biomecánica Clínica con todo tipo de material quirúrgico específico para intervenciones de menisco, imprescindible para poder realizar los estudios de esta tesis

A Antonio Simón Mata que durante años ha sido capaz de transmitir a toda el Área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga que, con el respeto mutuo unido al cariño, la naturalidad y el buen humor se puede sacar lo mejor de un grupo de trabajo. Siempre has estado ahí empujando para que esto saliera adelante...aunque se haya alargado un poco!!

A todos mis compañeros del área, que me han dado contínuos ánimos y me han escuchado cada vez que necesitaba contarle a alguien lo que estaba haciendo o por donde iba. Quiero mencionar especialmente a Fernando Nadal, por su inestimable colaboración en la programación del software INI_cut utilizado en el Capítulo 5, a Paco que es una fuente inagotable de conocimientos dispuesto siempre a compartirlos y a Patxi que es uno de mis principales apoyos aquí.

Y por supuesto, a mi amiga y Directora de Tesis, María Prado Nóvoa, que a base de subirme la autoestima permanentemente ha conseguido que por fin termine una tesis. Gracias y más gracias.

Índice general

1	Introducción.....	1
1.1	Justificación de la investigación.....	1
1.2	Objetivos.....	4
1.3	Estructura de la Tesis.....	5
1.4	Marco de realización.....	6
1.5	Bibliografía.....	7
2	Fundamentos.....	11
2.1	Los meniscos de la rodilla humana.....	11
2.1.1	Introducción.....	11
2.1.2	Descripción anatómica y fisiológica de los meniscos de la rodilla humana.....	13
2.1.2.1	Composición de tejido meniscal.....	14
2.1.3	Propiedades mecánicas del tejido meniscal.....	15
2.1.4	Conexiones articulares de los meniscos.....	16
2.1.5	Cinemática de los meniscos.....	18
2.1.6	Distribución de presiones de contacto.....	20
2.2	Anatomía y propiedades mecánicas de las raíces meniscales.....	21
2.2.1	Descripción anatómica de las raíces meniscales.....	21
2.2.1.1	Raíz anterior del menisco medial.....	21
2.2.1.2	Raíz anterior del menisco lateral(RAML).....	21
2.2.1.3	Raíz posterior del menisco medial (RPMM).....	22
2.2.1.4	Raíz posterior del menisco lateral (RPML).....	23
2.2.2	Propiedades mecánicas de las raíces meniscales.....	23
2.3	Lesiones de las raíces meniscales.....	24
2.3.1	Clasificación de las roturas de la raíz meniscal.....	24
2.3.2	Epidemiología y diagnostico.....	25
2.3.3	Tratamientos y técnicas de reparación de la lesión de las raíces meniscales.....	27
2.3.4	Técnicas de reparación.....	27

2.4	Técnicas transtibiales para reparación de la raíz posterior meniscal	28
2.4.1	Descripción general de la técnica	28
2.4.2	Propiedades mecánicas de los métodos de reparación mediante sutura transtibial	29
2.4.2.1	Métodos de suturado.....	30
2.4.2.2	Material de sutura.....	32
2.5	Alteraciones del contacto articular causadas por la lesión de la raíz posterior del menisco. Eficacia de la reparación.	33
2.5.1	Menisco medial.	33
2.5.2	Menisco lateral	33
2.6	Diseños experimentales en estudios previos sobre reparaciones la raíz meniscal	34
2.6.1	Estudios biomecánicos sobre los efectos de la rotura y la reparación de la raíz meniscal posterior	35
2.6.2	Estudios sobre propiedades mecánicas de la técnica de reparación.....	39
2.7	Técnicas experimentales aplicadas.....	42
2.7.1	Técnica de medida de parámetros del contacto articular.....	42
2.7.1.1	Descripción del sistema I-Scan.....	42
2.7.1.2	Preparación del sensor para la medición.....	43
2.7.1.3	Errores de medida.....	45
2.7.2	Máquina de Ensayos	47
2.7.2.1	Descripción general	47
2.7.2.2	Características de los sistemas de medida.....	49
2.7.2.3	Características del sistema de control	51
2.7.3	Sistema de captura de imágenes.....	53
2.8	Bibliografía	55
3	Estudio biomecánico de las alteraciones en el contacto articular producidas por: rotura de la raíz posterior del menisco lateral, inserción transtibial y menisectomía total.....	63
3.1	Introducción	63
3.2	Hipótesis de trabajo.....	64
3.3	Materiales y Métodos.....	64
3.3.1	Preparación de los especímenes	66
3.3.2	Ensayos biomecánicos.....	69
3.3.2.1	Montaje del espécimen.....	69
3.3.2.2	Fuerza aplicada	70
3.3.2.3	Cálculos de parámetros de contacto.....	72
3.3.3	Análisis estadístico	73
3.4	Resultados	73
3.4.1	Área de contacto	75

3.4.2	Presión media	75
3.4.3	Presión máxima	76
3.5	Discusión.....	77
3.6	Limitaciones.....	79
3.7	Conclusiones.....	80
3.8	Bibliografía.....	81
4	Influencia de la sección transversal del material de sutura en el fallo de la reparación de la raíz meniscal posterior mediante técnicas de sutura transtibial	83
4.1	Introducción	83
4.2	Hipótesis de trabajo	84
4.3	Materiales y métodos	84
4.3.1	Preparación de los especímenes.....	85
4.3.2	Ensayo biomecánico.....	87
4.3.3	Análisis de la fase de precondicionamiento	88
4.3.4	Análisis del ensayo de carga cíclica.....	89
4.3.5	Análisis del ensayo de tracción.....	90
4.3.6	Análisis estadístico.....	91
4.4	Resultados.....	91
4.4.1	Precondicionamiento	91
4.4.2	Ensayo de carga cíclica	93
4.4.3	Ensayo de rotura a tracción	96
4.5	Discusión.....	97
4.5.1	Precondicionamiento	98
4.5.2	Ensayo cíclico.....	99
4.5.3	Ensayo de rotura	100
4.6	Limitaciones del estudio	101
4.7	Conclusiones.....	101
4.8	Bibliografía.....	103
5	Análisis de las contribuciones individuales al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura en el postoperatorio inmediato mediante videofotogrametría	107
5.1	Introducción	107
5.2	Hipótesis de trabajo	109
5.3	Materiales y métodos	109
5.3.1	Grupos de estudio.....	109
5.3.2	Preparación de los especímenes.....	110
5.3.3	Ensayo biomecánico.....	112

5.3.4	Análisis de datos	114
5.3.4.1	Análisis del ensayo cíclico	117
5.3.4.2	Análisis del ensayo de rotura	118
5.3.4.3	Análisis estadístico	119
5.4	Resultados	119
5.4.1	Resultados del ensayo cíclico	120
5.4.2	Resultados del ensayo de rotura.....	122
5.5	Discusión	129
5.5.1	Ensayo cíclico	130
5.5.2	Ensayo de rotura	133
5.5.2.1	Inicio del corte, t_{cut}	133
5.5.2.2	Progresión del corte.....	133
5.6	Limitaciones del estudio.....	135
5.7	Conclusiones	136
5.8	Bibliografía	137
6	Influencia del método de fijación de las suturas: anudado vs. anclaje sin nudos	139
6.1	Introducción	139
6.2	Hipótesis de trabajo.....	140
6.3	Materiales y métodos	140
6.3.1	Preparación de los especímenes	141
6.3.2	Ensayo biomecánico	142
6.3.3	Análisis del ensayo de carga cíclica.....	144
6.3.4	Análisis del ensayo de rotura a tracción.....	144
6.3.5	Análisis estadístico	145
6.4	Resultados	145
6.4.1	Ensayo de carga cíclica.....	145
6.4.2	Ensayo de rotura a tracción.....	147
6.5	Discusión	149
6.5.1	Ensayo cíclico	150
6.5.2	Ensayo de rotura	151
6.6	Limitaciones	152
6.7	Conclusiones	152
6.8	Bibliografía	154
7	Conclusiones y Líneas futuras	157
7.1	Conclusiones de la Tesis	158
7.2	Líneas futuras.....	160

Anexo A. Características de los sistemas de la máquina de ensayos.....	161
A.1. Características del husillo de bolas.....	161
A.2. Características técnicas del Servomotor SGMPH-15A1A61D-OY (Yaskawa America Inc, IL, EEUU).....	162
A.3. Características técnicas del servoaccionamiento SGDH-15AE-S-OY (Yaskawa America Inc, IL, EEUU).....	163
A.4. Características de la mordaza.....	163
A.5. Características de la mesa de fresado FB-H (Demanders®, Suecia)	163
A.6. Características técnicas de la célula de carga para la medida de la fuerza vertical	164
A.7. Características técnicas de los sensores de desplazamientos.....	165
A.8. Bibliografía.....	167
Anexo B. Características técnicas del sistema I-Scan®	168
B.1. Características del sensor modelo 4000E (Tekscan Inc, Boston, MA, EEUU).....	168
B.2. Características del dispositivo de adquisición de datos Evolution™ (Tekscan Inc, Boston, MA, EEUU).....	169
B.3. Descripción del Software I-Scan	170
B.4. Bibliografía.....	171
Anexo C. Diseño experimental para el análisis del contacto articular.....	172
C.1. Sensor de presiones utilizado.....	172
C.1.1. Preparación del sensor para su inserción.	172
C.1.2. Preparación del sensor para la medida.....	173
C.1.2.1. Acondicionamiento	173
C.1.2.2. Calibración	173
C.2. Preparación y montaje de los especímenes	175
C.2.1. Preparación.....	175
C.2.2. Montaje.....	176
C.3. Parámetros de ensayo.....	176
C.3.1. Ángulos de flexión.....	176
C.3.2. Fuerza de compresión	176
C.4. Ensayos piloto	178
C.4.1. Montaje del espécimen.....	178
C.4.2. Carga aplicada y ángulo de flexión.....	179
C.4.3. Protocolo de medida con el sensor de presiones.....	179
C.5. Bibliografía.....	180
Anexo D. Resultados del Capítulo 3.....	181
D.1. Cálculos de parámetros de contacto.....	181

D.2. Parámetros de contacto a diferentes niveles de carga	182
D.2.1. Espécimen N ^o . 1	182
D.2.2. Espécimen N. 2.....	186
D.3. Área de contacto	190
D.4. Presión media.....	194
D.5. Presión máxima	198
D.6. Análisis estadístico	202
D.6.1. Condición intacta.....	202
D.6.2. Parámetros de contacto normalizados.....	202
D.6.3. Pruebas estadísticas y gráficos de resultados	203
D.6.3.1.Área de contacto normalizada	203
D.6.3.1.1.Área de contacto normalizada en el cóndilo lateral.....	203
D.6.3.1.2.Área de contacto normalizada en el cóndilo medial.....	205
D.6.3.1.3.Gráficos resumen de resultados.....	206
D.6.3.2.Presión media normalizada.....	206
D.6.3.2.1.Presión media normalizada en el cóndilo lateral	206
D.6.3.2.2.Presión media normalizada en el cóndilo medial	208
D.6.3.2.3.Gráficos resumen de resultados.....	209
D.6.3.3.Presión máxima normalizada	209
D.6.3.3.1.Presión máxima normalizada en el cóndilo lateral	209
D.6.3.3.2.Presión máxima normalizada en el cóndilo medial	210
D.6.3.3.3.Gráficos resumen de resultados.....	211
Anexo E. Resultados del Capítulo 4.....	212
E.1. Resultados del preacondicionamiento.....	212
E.1.1. Evolución de la rigidez en carga	212
E.1.2. Evolución del desplazamiento residual acumulado.....	213
E.1.3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima	214
E.1.4. Valores de los parámetros a 1 y 20 ciclos	214
E.2. Resultados del ensayo cíclico.....	215
E.2.1. Evolución de la rigidez en carga cíclica.....	215
E.2.2. Evolución del desplazamiento residual acumulado.....	216
E.2.3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima (30N)	216
E.2.4. Valores de los parámetros a 100, 500 y 1000 ciclos.....	217
E.3. Resultados del ensayo de rotura a tracción.....	219
E.3.1. Gráficas fuerza/desplazamiento	219
E.3.2. Resultados de fuerza última, desplazamiento a fuerza última y rigidez para todos los especímenes ensayados.	220

Anexo F. Resultados del Capítulo 5	221
F.1. Datos geométricos de los especímenes	221
F.2. Resultados del ensayo cíclico	222
F.2.1. Resultados del Grupo P	222
F.2.2. Resultados del grupo H	223
F.3. Resultados del ensayo de rotura a tracción.....	223
F.3.1. Evolución de los alargamientos de cada componente del conjunto tejido-sutura durante el ensayo de rotura.....	224
F.3.1.1. Alargamientos absolutos.....	224
F.3.1.2. Alargamientos unitarios.....	226
F.3.1.3. Alargamientos normalizados	228
F.3.2. Alargamientos en el instante del corte.....	230
F.3.3. Gráficas fuerza/desplazamiento	232
F.3.4. Fuerzas y desplazamientos extraídos del ensayo de rotura	233
F.3.5. Relaciones (Fuerza/espesor) en el inicio del corte (F_{cut} / e_0) y en el instante de carga última (F_{ult} / e_b).....	234
Anexo G. Resultados del Capítulo 6	235
G.1. Resultados del ensayo cíclico	235
G.1.1. Evolución del desplazamiento residual acumulado	235
G.1.2. Valores del desplazamiento residual a 100, 500 y 1000 ciclos.....	236
G.2. Resultados del ensayo de rotura a tracción.....	236
G.2.1. Gráficas fuerza/desplazamiento	237
G.2.2. Resultados de fuerza última F_u , desplazamiento a carga última δ_u y rigidez a tracción K , para todos los especímenes ensayados.	238

Índice de figuras

Capítulo 2

- Figura 2.1. Meniscos insertados a modo de cuña entre las superficies óseas de articulación tibio-femoral de la rodilla humana. A) Vista anatómica superior; B) Vista radiográfica frontal. 12
- Figura 2.2. Distribución de carga en el contacto articular. A) sin menisco. B) con menisco. 12
- Figura 2.3. Disección anatómica de la superficie articular proximal de la tibia (vista en planta, femur eliminado). 1: Menisco medial; 2: Menisco lateral; 3: Inserción del ligamento cruzado posterior; 4: Inserción del ligamento cruzado anterior. Reproducida con permiso de *Smigielski y col. (2015)*..... 13
- Figura 2.4. Disección anatómica del menisco medial en su zona central. MM: Menisco Medial; MTC: Cóndilo Tibial Medial; MCL: Ligamento Colateral Medial. Reproducido con permiso de *Smigielski y col. (2015)*..... 13
- Figura 2.5. Diferencias anatómicas entre los meniscos de la rodilla según compartimento..... 14
- Figura 2.6. Disposición de las fibras de colágeno del menisco. Reproducido de *Álvarez López y col. (2011)* con permiso. 15
- Figura 2.7. Dibujo esquemático del menisco mostrando los valores medios aproximados de los módulos de elasticidad a tracción en direcciones circunferencial (E_h) y radial (E_r) y el módulo agregado de compresión (HA). Reproducido con permiso de *Masouros et al. (2008)*..... 16
- Figura 2.8. (A) División del menisco medial en 4 zonas anatómicas. Reproducido de *LaPrade y col. (ISAKOS 2017)* con permiso. (B) Zona anterio-medial de la rodilla. Las flechas marcan la conexión de la parte superior externa del menisco al tejido sinovial. Reproducido con permiso de *Smigielski y col. (2015)*. 17
- Figura 2.9. Fotografía del platillo tibial izquierdo visto desde posterolateral. Los ligamentos menisofemorales (aMFL and pMFL respectivamente) se unen al cuerno posterior del menisco lateral (LM) pasando por cada lado del ligamento cruzado posterior (PCL). Reproducido de *Gupte y col. (2003)* con permiso 18
- Figura 2.10. Transformación de las cargas articulares en el menisco debido a su perfil triangular 18
- Figura 2.11. Raíces meniscales..... 19
- Figura 2.12. Desplazamientos medios (mm) en cada menisco durante la flexión (sombreado) y la extensión (punteado). ANT, anterior; POST, posterior; mme, desplazamiento meniscal medio; P/A, ratio traslación posterior a anterior durante la flexión. *diferencia significativa con $P < 0.05$ (test t-student). Reproducido de *Thomson y col. (1991)* con permiso. 19

Figura 2.13. Distribución de esfuerzos de contacto en la articulación tibio-femoral en los instantes de carga máxima durante la marcha y subiendo escaleras. El área bordeada en rojo corresponde al cartílago y en verde a los meniscos: A)14% y B) 45% del ciclo de marcha; E)19% y F) 48% del ciclo de subir escaleras. A: Anterior; P: Posterior; M: Medial; L: Lateral. Adaptado de <i>Gilbert y col. (2014)</i> con permiso.	20
Figura 2.14. Anatomía de las raíces meniscales. La raíz anterolateral (AL root) se sitúa debajo y superpuesta con la del ligamento cruzado anterior (ACL). La raíz anteromedial (AM root) se representa con las fibras suplementales (SFs) observadas en posición anterior y distal a las fibras centrales. Se indican las relaciones de esta raíz con las marcas anatómicas relevantes; LTE: espina tibial lateral; MTE: espina tibial medial; PL root: raíz posterior del menisco lateral; PM root: raíz posterior del menisco medial; TT: tuberosidad tibial.	22
Figura 2.15. Inserciones de las raíces posteriores de los meniscos medialy lateral y localización respecto a las marcas anatómicas pertinentes desde un punto de vista artroscópico (rodilla derecha). (A) Vista superior y (B) Vista posterior. ACL, conexiones con la banda del Ligamento cruzado anterior; LTE, espina tibial lateral; MPRA, inserción de la raíz posterior del menisco medial; MTE, espina tibial medial; PCL, conexión al ligamento cruzado posterior; SWF, fibras blancas brillantes del cuerno posterior del menisco medial.....	22
Figura 2.16. Clasificación de las roturas la raíz meniscal. Reproducido con permiso de <i>LaPrade y col. (2015)</i>	25
Figura 2.17. Imágenes coronales de resonancia magnética de una rodilla con rotura de la raíz posterior del menisco medial. A: corte a nivel del cuerno posterior, donde se aprecia la rotura (flecha); B: corte a nivel del cuerpo del menisco, donde puede apreciarse la extrusión del mismo (flecha).	26
Figura 2.18. Técnicas de reparación de la rotura de la raíz posterior del menisco. (A) Sutura lado a lado; (B)Sutura transtibial; Adaptadas de <i>Bonasia y col. (2015)</i> , con permiso. (C) Sutura con arpones. Reproducido de <i>Yang y Yoon (2015)</i> , con permiso.....	28
Figura 2.19. Colocación de la aguja-guía para la realización del túnel tibial en una reinserción transósea de la raíz posterior del menisco lateral. A: imagen exterior; B: imagen artroscópica. LFC: cóndilo femoral lateral; LTP: platillo tibial lateral.....	29
Figura 2.20. Perforación del túnel óseo desde anterior: a) por el lado más directo. Reproducido de <i>Padalecki y col. (2014)</i> con permiso; b) por el lado opuesto. Reproducido de <i>Allaire y col. (2008)</i> con permiso.....	29
Figura 2.21. Esquema de la técnica de reinserción transósea de la raíz posterior del menisco lateral con el pasador de sutura a través del túnel tibial. La punta del dispositivo está perforando la raíz meniscal...	31
Figura 2.22. Tipos de suturado utilizados en la reparación de la raíz meniscal: (A) dos suturas simples; (B) sutura horizontal; (C) sutura de Manson-Allen modificada; y (D) bucles simples. Reproducidas de <i>Feutch y col. (2013)</i> con permiso. (E) bucle autobloqueante (Reproducido de <i>Anz y col. (2014)</i> con permiso. (F) sutura de Kessler modificada (Reproducido de <i>Kopf y col. (2011)</i> con permiso).....	31
Figura 2.23. Montaje experimental de la técnica de reparación mediante sutura transtibial. La tibia está fija en un dispositivo especialmente diseñado que se fija a la base de la máquina de ensayos de tracción. El menisco con la raíz reparada se fija al actuador de la máquina. El vector fuerza se alinea con el túnel transtibial. Reproducido con permiso de <i>Cerminara y col. (2014)</i>	40
Figura 2.24. (A) Montaje experimental y (B) Detalle del menisco sujeto al cabezal de la máquina. Reproducido con permiso de <i>Feutch y col. (2013)</i>	40

Figura 2.25. Sistema de medida de presiones I-Scan™.....	42
Figura 2.26. Sensor modelo 4000, Tekscan Inc.	43
Figura 2.27. Software I-Scan™. La imagen muestra una medida realizada con el sensor modelo 4000. La sensibilidad está ajustada a un valor de 38. En la parte superior izquierda la representación de los datos brutos; en la parte inferior izquierda los datos tras aplicar el algoritmo de calibración y la escala de presiones correspondiente; a la derecha la curva de calibración basada en 3 puntos de medida marcados por las líneas blancas.	44
Figura 2.28. Ejemplo de dispersión y equilibrado. a) señal sin equilibrar, b) señal después del equilibrado (reproducido con permiso de <i>Sánchez Durán (2016)</i>).....	45
Figura 2.29. Representación esquemática de la deriva. Reproducido con permiso de <i>Sánchez Durán (2016)</i>	45
Figura 2.30. Bucle de histéresis de un sensor. Reproducido con permiso de <i>Sánchez Durán (2016)</i>	46
Figura 2.31. Fuerza medida vs. tiempo para cada condición ensayada. Los datos son medias y desviaciones estándar en % respecto a la carga inicial. Los puntos de calibración saturada fueron obtenidos mediante recalibración de los sensores tras 72h de protocolo de ensayo original (Cal= Calibración).	46
Figura 2.32. Disminución relativa de la fuerza patelofemoral a lo largo de 12 ciclos de medida con líneas de regresión para las medidas con 30Nm y 40Nm. El primer ciclo de medida en cada caso de carga se muestra como 100%. Los ciclos de medida 1-3 y 7-8, con momento axial de 30Nm. Los ciclos de medida 4-6 y 10-12 son con momento axial de 40Nm. Reproducido con permiso de <i>Wilhelm y col. (2013)</i> ,	47
Figura 2.33. Vista general de la Máquina de Ensayos Biomecánicas disponible en el Laboratorio de Biomecánica de la UMA	48
Figura 2.34. Detalle del montaje de los elementos mecánicos de la máquina de ensayos	49
Figura 2.35. Montaje de los sistemas de medida en la máquina de ensayos. LVDT=sensor de desplazamientos	50
Figura 2.36. Esquema de comunicaciones y funciones del software.....	51
Figura 2.37. Esquema de los ensayos programados y sus parámetros de control. En la parte superior se representan los ensayos controlados en desplazamientos y en la parte inferior los ensayos controlados en fuerza.	52
Figura 2.38. Curva extraída de los datos del ensayo de tracción en la máquina de ensayos, para un espécimen porcino con reconstrucción del Ligamento cruzado anterior.	53
Figura 2.39. Sistema de captura de imágenes utilizado en los ensayos.	54

Capítulo 3

Figura 3.1. Condiciones del menisco lateral estudiadas: (A) Menisco intacto; (B) Avulsión de la raíz posterior; (C) Reparación de la raíz mediante técnica transtibial; (D) Meniscectomía total	65
Figura 3.2. Angulo de flexión medio de la articulación de la rodilla, expresado en ° y siendo positiva la flexión y negativa la extensión, en el paso correspondiente a 4 movimientos. —Marcha (CCM=0.981); —Quiebro (CCM=0.869); —Escalón (CCM=0.914); —Vuelta (CCM=0.745). CCM es el coeficiente de correlación múltiple encontrado en los ensayos de cada movimiento	65

Figura 3.3. Espécimen con la tibia y el peroné (mostrados en la parte inferior) y el fémur (en la parte superior) embebidos en resina. El sensor se muestra posicionado y fijado para los ensayos. Una vez finalizada la preparación inicial del espécimen se procedió con los trabajos experimentales. Durante los mismos, el cirujano fue realizando las intervenciones necesarias para la simulación de las distintas condiciones a estudio según la siguiente secuencia: 67

Figura 3.4. Técnica de sutura utilizada para la reparación de la raíz meniscal. (A) El hilo de sutura se inserta de abajo a arriba en el menisco utilizando un dispositivo de sutura meniscal; (B) Después de retirar el dispositivo, puede observarse el bucle resultante en la parte superior del menisco y los dos extremos libres en la parte inferior. (C) Un extremo de la sutura se pasa por el bucle; (D) Puntada tensa; 68

Figura 3.5. Montaje experimental. Se muestra la máquina de ensayos con un espécimen montado con sus aspectos anterior y lateral vistos a la izquierda y de frente respectivamente en la imagen. El recipiente que contiene el fémur está fijo a la base de la máquina mediante una mordaza de 3 ejes, utilizada para imponer el ángulo de flexión dejando libre las demás rotaciones. El recipiente de la tibia se conecta al cabezal de la máquina mediante dos guías lineales perpendiculares, que permiten las translaciones mediolaterales y anteroposteriores. Para estabilizar a la rodilla, se impidieron los desplazamientos anteroposteriores bloqueando la guía correspondiente mediante un perno 70

Figura 3.6. Mapas de presiones representativos de los obtenidos en un espécimen para la misma condición del menisco y ángulo de flexión, a diferentes niveles de fuerza aplicada. Se muestra como ejemplo el espécimen N.1 en condición de ensayo Reparado a 0° (a) F=800N; (b) F=1000N; (c) F=1200N; (d) F=1500N..... 71

Figura 3.7. Mapas Distribución de presiones representativas de las obtenidas en los compartimentos lateral y medial para un mismo espécimen a 0° de flexión en las distintas condiciones del menisco lateral analizadas..... 74

Figura 3.8. Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta para las distintas condiciones del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada 75

Figura 3.9. Presión media normalizada respecto a la condición intacta para cada condición del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la desinserción de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada 76

Figura 3.10. Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en cada condición del menisco lateral para cada ángulo de flexión de la rodilla. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada 77

Capítulo 4

Figura 4.1. Grupos de estudio: Menisco medialsuturado con (a) Hilo FiberForce™ 2.0; (b) Cinta XBraid™ de 2mm. Las suturas se insertaron de arriba abajo separadas entre sí 5mm y a 5 mm de los bordes lateral y anterior 85

Figura 4.2. Método de sutura con cinta: (a) Se penetra al menisco desde el lado tibial utilizando un dispositivo de sutura cargado con un hilo monofilamento.; (b) Se retira el dispositivo dejando un bucle donde se inserta la cinta; (c) Para ayudar al paso de la cinta se tracciona del bucle desde abajo; (d) Se repite el mismo procedimiento para la segunda cinta 86

Figura 4.3. Preparación de los especímenes. Los 4 extremos de las dos suturas se pasaron por un orificio de 3.5 mm practicado en una placa metálica y se anudaron por la cara opuesta a un botón de sutura aplicando tensión manual. Se observa la cánula transparente utilizada para mantener una distancia suturas-botón de 55mm.	86
Figura 4.4. Espécimen montado en la máquina de ensayo. Se aprecia la dirección de las suturas paralela a las fibras del ligamento de la raíz y a la dirección de carga.	87
Figura 4.5. Protocolo de carga aplicado en los ensayos.	88
Figura 4.6. Evolución de la rigidez media en carga durante el preconditionamiento para los grupos de estudio.....	92
Figura 4.7. Evolución de las medias del desplazamiento residual y el desplazamiento a carga máxima (30N) acumulados durante el preconditionamiento para los grupos de estudio	92
Figura 4.8. Detalle del estado de los orificios de paso de las suturas al finalizar el ensayo cíclico. Con una carga aplicada de 5N, la inspección física no desveló progresión aparente de daño en los orificios de paso de las suturas: (a) espécimen N.10 del grupo suturado con hilo; (b) espécimen N.5 del grupo suturado con cinta.....	93
Figura 4.9. Puntos de inserción de las suturas en el menisco para el espécimen N. 10 del grupo con hilo bajo una carga de 30N: (a) en el primer ciclo; (b) En el ciclo 1000. No se aprecian signos macroscópicos de corte del tejido por la sutura.....	94
Figura 4.10. Evolución de la rigidez media en carga durante el preconditionamiento para los grupos de estudio.....	94
Figura 4.11. Evolución de las medias del desplazamiento residual y desplazamiento a carga máxima acumulados durante el preconditionamiento para los grupos de estudio.	95
Figura 4.12. Desplazamiento residual y desplazamiento acumulado a carga máxima (30 N), del conjunto menisco-sutura durante el ensayo cíclico. Se representan los valores medios de los grupos de ensayo a 100, 500 y 1000 ciclos de carga. Las barras verticales simbolizan +/- 1 error estándar.....	95
Figura 4.13. Curvas medias Fuerza/desplazamiento del ensayo de tracción para cada grupo de ensayo hasta la Fuerza última del espécimen más débil en cada grupo.....	96
Figura 4.14. Monitorización del corte del tejido por la sutura en el ensayo de rotura del espécimen N.10 del grupo con hilo. Las flechas indican los puntos de control. A medida que aumenta la carga, el orificio de inserción se deforma en un óvalo que va aumentando de tamaño (fotogramas 25 a 47). Entre los fotogramas 47 y 48 se observa un cambio repentino de forma y se aprecia el inicio del corte del tejido causado por el hilo. Tras ese instante, el corte progresa hasta el fallo final.	97
Figura 4.15. Instante estimado de inicio del corte del tejido por la sutura en el espécimen N. 10 del grupo reparado con hilo. La imagen a la izquierda de la curva muestra el fotograma en el que se observa cambio de forma del orificio por el que se inicia el corte. El punto rojo identifica ese instante sobre la curva. Las variaciones de la curva a partir de ese instante (zona delimitada en naranja) se corresponden con imágenes, como la incluida a la derecha de la curva donde se aprecia progresión del corte en los orificios de paso de ambas suturas.	98

Capítulo 5

Figura 5.1 Clasificación macroscópica del estado del tejido meniscal: A) Grado 1: Menisco normal con borde interno bien definido, sin cambios en las superficies tibial ni femoral; B) Grado 2: Bordes internos deteriorados. Fibrilación de las superficies tibial o femoral. Sin desgarros; C) Grado 3: Desgarros

parciales, deterioro, fibrilaciones en las superficies femoral o tibial; D) Grado 4: roturas completas de la substancia, pérdida de tejido, tejido macerado. *Deposiciones de calcio marcadas además del grado. Las marcas rojas en B-D indican el patrón de degeneración. Reproducido con permiso de <i>Pauli y col,(2011)</i>	110
Figura 5.2. Ejecución de la puntada simple en menisco medialde origen porcino y dispositivo utilizado. A) Dispositivo Sutureasy® (<i>Espejo-Baena y col., 2004</i>) precargado con una sutura ultrasensible del N.2 (Force Fiber™, Stryker, Endoscopy, San José CA). B) Inserción de la sutura desde la superficie tibial. C) Puntada simple.....	111
Figura 5.3 Esquema de los espesores medidos en el tejido meniscal: e_o , espesor en el orificio; e_b , espesor en la intersección del borde exterior del cuerno posterior con la línea de carga.....	112
Figura 5.4. Sistema de marcación de especímenes mostrado en el ejemplar H10. Se aprecian manchas blancas en la superficie correspondientes a depósitos de microcristales.	112
Figura 5.5. Montaje experimental del espécimen H10. Puede apreciarse que las 4 marcas, marcadas con flechas) están claramente visibles	113
Figura 5.6. Imagen de calibración de un ensayo.....	113
Figura 5.7. Esquema del protocolo de carga en los ensayos.	114
Figura 5.8. Interfaz del programa INI-cut. El punto rojo sobre las curvas muestra el instante del ensayo correspondiente a la imagen en pantalla, en la que se aprecia progresión del corte en el orificio.	115
Figura 5.9. Selección inicial de las marcas del tramo representativo del orificio. La selección se realiza en una ventana auxiliar, y se reflejan en la ventana principal mediante una marca circular de color verde. Una vez seleccionadas, pulsando el botón Propagar (recuadrado en azul) se realiza el seguimiento automático en el resto de imágenes.....	116
Figura 5.10. Desplazamiento residual normalizado de cada componente agrupadas según los grupos de estudio.	121
Figura 5.11. Desplazamiento residual normalizado vs. Grado de degeneración en los especímenes del Grupo H para las componentes orificio y tejido. Se representa también la línea de tendencia de cada componente, el coeficiente de correlación R^2 y su valor p	121
Figura 5.12. Detección de los instantes de inicio de fallo y de máxima carga en un espécimen. A) Comienzo del fallo. Se aprecia un cambio brusco de pendiente en la curva Distancia-desplazamientos correspondiente a los marcadores representativos del orificio (en color verde). La línea rosa en la imagen marca el orificio. B) Carga última. El corte del tejido por la sutura ha progresado alcanzando la fuerza el valor máximo del ensayo.....	122
Figura 5.13. Curva media fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción (gráfico superior) y curvas medias de evolución de los alargamientos residuales normalizados de las componentes orificio, hilo y tejido para el sistema menisco-sutura del grupo P. La línea vertical discontinua marca el inicio del corte.....	123
Figura 5.14. Curva media fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción (gráfico superior) y curvas medias de evolución de los alargamientos residuales normalizados de las componentes orificio, hilo y tejido para el sistema menisco-sutura del grupo H. La línea vertical discontinua marca el inicio del corte del tejido por la sutura.	124
Figura 5.15. Curvas del ensayo de rotura de todos los especímenes en los grupos de ensayo.....	126

Figura 5.16. Valor de F_{cut} , F_p y F_{ult} en todos los especímenes de ambos grupos	127
Figura 5.17. Curvas medias fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción para los grupos de estudio. Las curvas punteadas marcan las áreas de Intervalo de Confianza del 95%.....	128
Figura 5.18. Fuerza medida en el ensayo de rotura vs. Grado de degeneración en los especímenes del Grupo H para las componentes orificio y tejido. Se representa también la línea de tendencia de cada fuerza característica, el coeficiente de correlación y su valor p; F_{cut} = Fuerza de corte; F_U = Fuerza última; F_p = Fuerza en el primer máx. local	128
Capítulo 6	
Figura 6.1. Grupos de estudio dependiendo del método de fijación distal de las suturas: a) <i>Grupo BS</i> – Las suturas se anudan sobre un botón cortical (Versitomik G-Lok No loop®); B) <i>Grupo SN</i> : Las suturas se insertan en un dispositivo de anclaje sin nudos (Reelx-STT®) que permite control de la tensión en la sutura posterior a la inserción. El dispositivo se impacta a 5 mm distalmente de la salida del túnel.....	141
Figura 6.2. Localización de los puntos de inserción de las suturas a 5mm del borde lateral del menisco medial y separados 5mm.....	142
Figura 6.3. Máquina de ensayos con el espécimen montado. La flecha blanca apunta al sensor inductivo conectado entre el cabezal de la máquina y un punto de la tibia proximal cercano a la salida del túnel, para excluir la deformación de la tibia de los desplazamientos registrados. El detalle muestra ampliada la sujeción del menisco al cabezal de la máquina: La distancia entre la salida articular del túnel tibial y la garra fue de aproximadamente 5mm.	143
Figura 6.4. Esquema del protocolo de carga en los ensayos.....	144
Figura 6.5. Evolución de las medias del desplazamiento residual acumulado (Δ_{res}^j) durante el preacondicionamiento para los grupos de estudio.....	146
Figura 6.6. Desplazamiento residual acumulado durante los ensayos cíclicos. Las barras verticales representan IC de las medias del 95%.	146
Figura 6.7. Curvas medias del ensayo de rotura a tracción de los grupos BS y SN, hasta la carga ultima del espécimen más débil en cada grupo	147
Figura 6.8. Alargamiento medio para los grupos de estudio a diferentes niveles de carga. Las líneas de error representan IC de las medias del 95%.	148
Figura 6.9. Resistencia media a alargamientos de 3 y 5 mm. Las barras de error representan IC de las medias del 95%.	149
Anexo A	
Figura A.1. Esquema del Husillo de bolas Accuslide 2HBE20	161
Figura A.2. Curva par-velocidad	162
Anexo B	
Figura B.1. Sensor 4000 de Tekscan Inc (extraído de Tekscan 2015a)	168
Anexo C	
Figura C. 1 Sensor Sensor de presiones I-Scan 4000 preparado con suturas para su fijar su posición respecto a la tibia, después de su inserción en la articulación tibio-femoral.	173

Figura C. 2. Sensor Curva de calibración del sensor utilizado en el espécimen 7 para sensibilidad 32. La curva se basa en 3 puntos de medida: fuerza nula y los puntos correspondientes a cargas de 30 y 80% marcados por líneas blancas.....	174
Figura C. 3. Montaje inicial. Se muestra la máquina de ensayos con un espécimen montado con sus aspectos anterior y lateral vistos a la izquierda y de frente respectivamente en la imagen. El receptáculo que contiene el fémur está fijo a la base de la máquina mediante una mordaza de 3 ejes, utilizada para imponer el ángulo de flexión dejando libre las demás rotaciones. El receptáculo de la tibia se conecta al cabezal de la máquina mediante dos guías lineales perpendiculares, que permiten las translaciones mediolaterales y anteroposteriores.....	177
Figura C. 4 Detalle del bloqueo de la guía antero-posterior mediante perno, para estabilizar la rodilla..	178

Anexo D

Figura D. 1. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	184
Figura D. 2. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	185
Figura D. 3 Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral desinsertado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	185
Figura D. 4 Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral mesectomizado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados.....	185
Figura D. 5. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	188
Figura D. 6. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral desinsertado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	189
Figura D. 7. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral reparado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados	189
Figura D. 8. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral mesectomizado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados.....	189
Figura D. 9. Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta para las distintas condiciones del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. * $p < 0.05$ respecto al menisco intacto; # $p < 0.05$ respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^ $p < 0.05$ respecto a la condición reparada	206
Figura D. 10. Presión media normalizada respecto a la condición intacta para cada condición del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. * $p < 0.05$ respecto al menisco intacto; # $p < 0.05$ respecto a la desinserción de la raíz posterior; ^ $p < 0.05$ respecto a la condición reparada	209
Figura D. 11. Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en cada condición del menisco lateral para cada ángulo de flexión de la rodilla. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. * $p < 0.05$ respecto al menisco intacto; # $p < 0.05$ respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^ $p < 0.05$ respecto a la condición reparada	211

Anexo E

Figura E. 1. Evolución de la rigidez en carga durante los 20 ciclos de precondicionamiento aplicados. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo....	212
Figura E. 2. Evolución del desplazamiento residual acumulado en los 20 ciclos de carga aplicados durante el precondicionamiento. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.	213
Figura E. 3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima en los 20 ciclos de carga aplicados durante el precondicionamiento. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.	214
Figura E. 4. Evolución de la rigidez durante los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo....	215
Figura E. 5. Evolución del desplazamiento residual acumulado en los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.....	216
Figura E. 6. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima en los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.	216
Figura E. 7. Curva Fuerza/desplazamiento obtenidas en el ensayo de rotura para todos los especímenes.	219

Anexo F

Figura F. 1. Evolución de los alargamientos de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.	225
Figura F.2. Evolución de los alargamientos de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media.	225
Figura F. 3. Evolución de los alargamientos unitarios de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.....	226
Figura F. 4. Evolución de los alargamientos unitarios de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media	227
Figura F. 5. Evolución de los alargamientos normalizados de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.....	228
Figura F. 6. Evolución de los alargamientos normalizados de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media.	229
Figura F. 7. Curvas Fuerza/desplazamiento obtenidas en el ensayo de rotura para todos los especímenes de ambos grupos. En color negro grueso se representa la curva media (trazo continuo) y el área del intervalo de confianza del 95% (trazo discontinuo).	232

Índice de tablas

Capítulo 2

Tabla 2.1. Valores medios de las propiedades mecánicas obtenidas en test uniaxiales de tracción para las raíces meniscales completas.....	24
Tabla 2.2. Estudios biomecánicos publicados sobre los efectos de la rotura de la raíz meniscal posterior y su reparación en rodillas cadavéricas humanas.....	37
Tabla 2.3. Parámetros de ensayo utilizados en estudios experimentales que caracterizan las propiedades mecánicas de distintos sistemas de reparación de las raíces meniscales	41

Capítulo 3

Tabla 3.1. Valores de la fuerza aplicada a los distintos ángulos de flexión para establecer la influencia del nivel de carga en los resultados comparativos.....	71
Tabla 3.2. Condiciones del menisco lateral ensayadas.....	72
Tabla 3.3. Valores medios (desviaciones estándar) de área de contacto, y presiones en la articulación tibiofemoral para la condición intacta del menisco lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados. CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial.....	74

Capítulo 4

Tabla 4.1. Resultados de preacondicionamiento y ensayo cíclico, para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.	93
Tabla 4.2. Resultados del ensayo de rotura para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.	97

Capítulo 5

Tabla 5.1. Características de los meniscos Humanos incluidos en el estudio.....	110
Tabla 5.2. Características Identificación de las marcas representativas de cada componente en el conjunto menisco-sutura	116
Tabla 5.3. Espesores medidos en los grupos de estudio. eo: espesor en el orificio; eb: espesor en el borde exterior (Figura 5.3).....	120
Tabla 5.4. Longitud inicial (en mm), desplazamiento residual normalizado (en mm) de cada componente y contribución al desplazamiento residual normalizado del conjunto menisco-sutura.....	120

Tabla 5.5. Fuerza de corte F_{cut} , fuerza del primer máximo local de la curva del ensayo de tracción F_p y fuerza máxima soportada por el conjunto menisco-sutura F_{ult}	125
Tabla 5.6. Longitud inicial (mm), elongaciones normalizadas (mm) y contribuciones porcentuales al alargamiento total normalizado de cada componente. Los datos representan valores medios y DE en cada grupo de estudio. El valor p se deriva del test estadístico de comparación de medias entre grupos.....	125
Tabla 5.7. Alargamientos totales (en mm) del conjunto menisco sutura al inicio del corte, en el primer máximo local de carga de la curva del ensayo de tracción, , y a carga última, Los datos representan valores medios y DE en cada grupo de estudio. El valor p se deriva del test estadístico de comparación entre medias.....	129
Capítulo 7	
Tabla 6.1. Desplazamiento residual (en mm) durante los ensayos cíclicos	146
Tabla 6.2. Desplazamiento residual medio acumulado por ciclo o $d[i, j]$ (en mm/ciclo) a lo largo del ensayo.....	147
Tabla 6.3. Resultados de los ensayos de rotura a tracción.....	148
Anexo A	
Tabla A. 1. Características técnicas del husillo Accuslide 2HBE20.....	161
Tabla A.2. Especificaciones del servomotor	162
Tabla A.3. Características del servoaccionamiento SGDH-15AE-S-OY.	163
Tabla A. 4. Características de la mordaza TLT/SP-75 (Wilton Tools, TN, EEUU)	163
Tabla A.5. Características de la mesa de posicionamiento.....	163
Tabla A. 6. Especificaciones técnicas del transductor U2B.....	164
Tabla A.7. Datos de calibración del transductor de fuerza U2B (extraídos de la hoja de calibración adjunta al sensor)	164
Tabla A.8. Características del Amplificador de medida Clip AE101 A. Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (HBM, 2018b).....	165
Tabla A. 9. Características sensor LVDT- modelo LVP-100-ZA-2.5-SR7-I (Micro-Epsilon, Ortenburg, Alemania). Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (MicroEpsilon 2018)	165
Tabla A. 10. Datos de calibración del LVDT (extraídos de la hoja de calibración adjunta al sensor)	165
Tabla A. 11. Características sensor M-DVRT-9® con acondicionador de señal DEMO-DC®. (MicroStrain®, Wlliston, EEUU). Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (Microstrain 2018).....	166
Anexo B	
Tabla B 1. Datos técnicos del dispositivo Evolution™ (extraídos de <i>Tekscan 2015b</i>).....	169
Anexo D	
Tabla D. 1. Parámetros de contacto determinados en el espécimen N.1 para las 16 combinaciones (condición menisco lateral, ángulo de flexión) ensayadas, a los 4 niveles de carga seleccionados	182

Tabla D. 2. Parámetros de contacto determinados en el espécimen N.2 para las 16 combinaciones (condición menisco lateral, ángulo de flexión) ensayadas, a los 4 niveles de carga seleccionados.	186
Tabla D. 3. Área de contacto registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	190
Tabla D. 4. Área de contacto registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	191
<u>Toc5130671</u> Tabla D. 5. Área de contacto normalizada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	192
Tabla D. 6. Área de contacto normalizada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	193
Tabla D. 7. Presión media (MPa) registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	194
Tabla D. 8. Presión media (MPa) registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	195
Tabla D. 9. Presión media normalizada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	196
Tabla D. 10. Presión media normalizada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	197
Tabla D. 11. Presión máxima (MPa) registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	198
Tabla D. 12. Presión máxima registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	199
Tabla D. 13. Presión máxima normalizada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	200
Tabla D. 14. Presión máxima normalizada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado.....	201
Tabla D. 15. Valores medios (desviaciones estándar) de presiones y áreas de contacto en la articulación tibiofemoral para la condición intacta del menisco lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados. CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial.....	202
Tabla D. 16. Valores medios (desviaciones estándar) de presiones máximas. presiones medias y áreas de contacto normalizadas respecto a la condición intacta del menisco lateral. a los distintos ángulos de flexión ensayados; Condiciones del menisco lateral. C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado; CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial.....	202
Tabla D. 17. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación del área de contacto en el cóndilo lateral normalizada respecto a la condición Intacta (C=1), a los distintos ángulos de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado.....	203
Tabla D. 18. Test de Friedmann bilateral para comparación del área de contacto normalizada en el cóndilo lateral a cada ángulo de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos (p<0.05).	204

Tabla D. 19. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación del área de contacto en el cóndilo medial normalizada respecto a la condición Intacta (C=1), a los distintos ángulos de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado	205
Tabla D. 20. Test de Friedmann bilateral para comparación del área de contacto normalizada en el cóndilo medial a cada ángulo de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos ($p < 0.05$).	205
Tabla D. 21. . Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación de la presión media normalizada con la condición Intacta (C=1), en el cóndilo lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados, para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado.	206
Tabla D. 22. Test de Friedmann para comparación de la presión media normalizada en el cóndilo lateral a cada ángulo de flexión ensayado, entre las condiciones C:	207
Tabla D. 23. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación de la presión media normalizada con la condición Intacta (C=1), en el cóndilo medial a los distintos ángulos de flexión ensayados, para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado	208
Tabla D. 24. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión media normalizada en el cóndilo medial entre las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados.	208
Tabla D. 25. Prueba de los rangos de Wilcoxon bilateral para comparación de la presión máxima normalizada en el cóndilo lateral para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, con la condición Intacta (C=1) a los distintos ángulos de flexión ensayados.	209
Tabla D. 26. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión máxima normalizada en el cóndilo lateral entre las condiciones C: C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos ($p < 0.05$).....	210
Tabla D. 27. Prueba de los rangos de Wilcoxon bilateral para comparación de la presión máxima normalizada en el cóndilo medial para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, con la condición Intacta (C=1) a los distintos ángulos de flexión ensayados.	210
Tabla D. 28. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión máxima normalizada en el cóndilo medial entre las condiciones C: C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados.	211
Anexo E	
Tabla E. 1. Rigidez en el primer y último ciclo de preacondicionamiento y desplazamiento residual y a 30N acumulados al final de los 20 ciclos para el grupo con HILO	214
Tabla E. 2. Rigidez en el primer y último ciclo de preacondicionamiento y desplazamientos residual y a 30N acumulados al final de los 20 ciclos para el grupo con CINTA.....	215
Tabla E. 3. Rigidez en carga obtenida en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes.	217
Tabla E. 4. Desplazamiento residual acumulado en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes	217
Tabla E. 5. Desplazamiento acumulado a carga máxima en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes.	218

Tabla E. 6. Resultados del ensayo de rotura a tracción para todos los especímenes ensayados.	220
---	-----

Anexo F

Tabla F. 1. Datos (en mm) de espesores y longitudes iniciales medidos en los especímenes del Grupo P	221
--	-----

Tabla F. 2. Datos (en mm) de espesores y longitudes iniciales medidos en los especímenes del Grupo H	221
---	-----

Tabla F. 3. Longitud inicial; Longitud final, Desplazamiento residual, Desplazamiento residual unitario; Desplazamiento residual normalizado, y contribución en % para cada componente c (orificio, hilo, tejido) en los especímenes del Grupo P.....	222
---	-----

Tabla F. 4. Longitud inicial; Longitud final; Desplazamiento residual; Desplazamiento residual unitario; Desplazamiento residual normalizado; y contribución en % para cada componente c (orificio, hilo, tejido) en los especímenes del grupo H.....	223
---	-----

Tabla F. 5. Longitudes L_c de las componentes c (orificio, hilo, tejido) al inicio del ensayo de rotura en los especímenes del grupo P.....	230
---	-----

Tabla F. 6. Longitudes L_c de las componentes c (orificio, hilo, tejido) al inicio del ensayo de rotura en los especímenes del grupo H.....	230
---	-----

Tabla F. 7. . Alargamientos (en mm), alargamientos unitarios alargamientos normalizados (en mm) y % de contribución al alargamiento total, en el instante del inicio del corte de cada componente c , para los especímenes del Grupo P.	230
--	-----

Tabla F. 8. Alargamientos (en mm), alargamientos unitarios, alargamientos normalizados (en mm) y % de contribución al alargamiento total, en el instante del inicio del corte de cada componente c , para los especímenes del Grupo G.	231
---	-----

Tabla F. 9. Fuerza de corte F_{cut} en (N), fuerza del primer máximo local F_p en (N), fuerza última F_{ult} , relaciones entre las fuerzas en % y alargamientos totales (en mm) correspondientes a F_p , y a F_{ult} , , para los especímenes del Grupo P.	233
--	-----

Tabla F. 10. Fuerza de corte F_{cut} en (N), fuerza del primer máximo local F_p en (N), fuerza última F_{ult} , relaciones entre las fuerzas en % y alargamientos totales (en mm) correspondientes a F_p , y a F_{ult} , , para los especímenes del Grupo G.	233
---	-----

Tabla F. 11. Relaciones (F_{cut} / e_0) y (F_{ult} / e_b) en los especímenes del Grupo P	234
--	-----

Tabla F. 12. Relaciones (F_{cut} / e_0) y (F_{ult} / e_b) en los especímenes del Grupo H	234
--	-----

Anexo G

Tabla G.1. Desplazamiento residual acumulado en el conjunto menisco-sutura para todos los esp.....	236
--	-----

Tabla G. 2. Resultados de fuerza última F_u , desplazamiento a carga última δ_u y rigidez a tracción K , para todos los especímenes.....	238
---	-----

Tabla G. 3. Alargamientos (en mm) a diferentes niveles de carga	238
---	-----

Tabla G. 4. Fuerzas (en N) necesarias para producir alargamientos de 3 y 5 mm en el ensayo de rot	239
---	-----

Este trabajo se centra en el estudio experimental de las alteraciones biomecánicas producidas en la articulación tibio-femoral por la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla humana y de la capacidad de restaurar estas alteraciones al reinsertar la raíz aplicando técnicas de sutura transtibial. Los objetivos son, en primer lugar, establecer qué alteraciones se producen y cuál es su importancia biomecánica, constatando la conveniencia de su reparación quirúrgica. En segundo lugar, determinar la capacidad restauradora de las técnicas actuales de reparación mediante sutura transtibial de la raíz y analizar la contribución de diversos parámetros que definen la aplicación de estas técnicas y pueden contribuir a obtener un mejor resultado clínico. Para ello se propone un conjunto de ensayos *in vitro* realizados con modelos cadavéricos de rodillas completas, conjuntos tibia-menisco y meniscos aislados, dependiendo del aspecto a estudiar en cada caso sobre la mencionada patología y su reparación quirúrgica.

1.1 Justificación de la investigación

Los meniscos de la rodilla son unas estructuras fibrocartilaginosas de forma semicircular y sección triangular que se insertan a modo de cuña entre los elementos óseos de la articulación tibio-femoral.

La diferencia entre las curvaturas de los extremos articulares de fémur y tibia produce una zona de contacto directo muy reducida. La presencia de los meniscos suaviza esta condición aumentando la congruencia y permitiendo que las cargas sean transmitidas a los cartílagos que recubren las superficies óseas a través de una zona más amplia. De esta forma, el nivel de presiones de compresión a que se ve sometido el cartílago aumenta en una articulación sin meniscos, como ocurre tras la meniscectomía y que ha sido relacionado con la aparición de artrosis a medio plazo en el compartimento del menisco extirpado (*Fairbank y col., 1948; Lynch y col., 1983; Jorgensen y col., 1987; Alford y col., 2005; McDermott y Amis, 2006*). Estos signos son más acusados cuando se extirpa el menisco lateral, lo que se explica por la menor congruencia entre las superficies articulares en el compartimento lateral de la rodilla.

Debido a su perfil triangular, durante la transmisión de la carga por contacto se produce una transformación de la carga axial en carga radial que tiende a desplazar al menisco, expulsándolo

de su posición entre los segmentos óseos. Dicho desplazamiento es restringido mediante elementos de naturaleza ligamentosa que conectan a los meniscos con el resto de elementos articulares, de forma que su comportamiento biomecánico no puede entenderse sino se considera el conjunto meniscos-ligamentos meniscales como un todo.

Específicamente los extremos anterior y posterior de cada menisco, conocidos como cuernos meniscales, están anclados al hueso subcondral de la superficie tibial subyacente mediante unos elementos ligamentosos conocidos como raíces (*Villegas y col., 2008; Wang y col., 2009; Johannsen y col., 2012*). Por un lado, la raíz da continuidad a las fibras circunferenciales del menisco y por el otro, se inserta directamente en la eminencia intercondílea de la tibia. La rotura de las raíces meniscales se ha comprobado que propicia una alteración tanto del comportamiento biomecánico de la articulación como de su evolución clínica.

En referencia concreta a las raíces posteriores, sus lesiones implican normalmente roturas radiales completas o avulsiones que rompen la continuidad de las fibras longitudinales. La importancia del estudio de su correcto tratamiento se justifica con hallazgos clínicos y biomecánicos que demuestran que, en otro caso, son lesiones que pueden propiciar cambios similares a los observados tras la meniscectomía, como desarrollo temprano de artritis, disminución del espacio articular, disfunción de la rodilla a largo plazo y enfermedad articular degenerativa (*Feutch y col., 2014; Seo y col., 2011; Nha y sol., 2013*).

Respecto a los hallazgos clínicos, en el menisco medial, estudios retrospectivos que analizaron imágenes de rodilla generadas mediante Resonancia Magnética Nuclear (RMN) han asociado a esta lesión con la existencia de artritis degenerativa previa (*Lerer y col., 2004; Jones y col., 2006; Lee y col., 2008*), lo que parece indicar que la artritis fue la causante de la rotura de la raíz. Sin embargo, también se encontró que entre un 15% y un 20% de pacientes que presentaban extrusión del menisco medial (*Lerer y col., 2004; Lee y col., 2008*) no mostraban signos de desarrollo de artritis femorotibial degenerativa. Esto sugiere la existencia de casos en que la rotura completa de la raíz precede y predispone al desarrollo de artritis degenerativa en el compartimento interno. Por su parte, en el menisco lateral, los estudios de las consecuencias clínicas de la lesión hasta la fecha son escasos (*Shelbourne y col., 2011*), no habiéndose encontrado diferencias en el estado clínico de pacientes con la raíz rota dejada in situ o reparada, aunque observándose signos de disminución del espacio intraarticular similares a los observados en el menisco medial. Debido probablemente a que su diagnóstico se produce mayoritariamente en casos de rotura del LCA, ha sido difícil discernir qué consecuencias son causadas directamente por la lesión de la raíz.

En cuanto a la alteración del comportamiento biomecánico, la desinserción de la raíz posterior del menisco medialha sido objeto durante la última década de un número considerable de estudios experimentales in vitro en los que se han obtenido evidencias de cambios en la biomecánica del contacto en la articulación tibio-femoral de la rodilla similares a los producidos por la meniscectomía (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Seo y col., 2009; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*), encontrando reducciones medias del área de contacto del 17-64%, y aumentos de las presiones medias (13-126%) y máximas (del 25-45%) para ángulos de presión variables entre 0 y 90°. Relativo al menisco lateral, en el momento de la publicación de los primeros resultados de esta tesis (Perez-Blanca, 2016) escasos trabajos biomecánicos habían analizado las modificaciones del contacto producidas por la lesión de la raíz en rodillas humanas (*Schillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014*). Esto es probablemente debido al infradiagnóstico de la lesión originado por la mayor dificultad de su detección (*Petersen y col., 2014*), a pesar de que por su geometría cabe esperar mayores cambios en este compartimento. En los estudios biomecánicos realizados (*Schillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014*), se han observado

alteraciones del contacto importantes, aunque con montajes experimentales muy distintos que dificultan el contraste de los resultados.

Las evidencias encontradas avalan la conveniencia de la reparación de este tipo de lesiones como opción de tratamiento. Las técnicas transtibiales son elegidas por muchos especialistas para llevar a cabo la re inserción de la raíz en el menisco medial (Ahn y col., 2007; Kim y col., 2006; Padelecki y col., 2014) y, con mínimas modificaciones, también en el menisco lateral (Petersen and Zantop, 2006; LaPrade y col., 2014; Feutch y col., 2014). Sin embargo, los niveles de éxito clínico de la aplicación de esta técnica, medidos principalmente por el grado de cicatrización y por la posición de la nueva inserción ósea a medio-largo plazo tras la cicatrización, son moderados (Kim y col., 2011; LaPrade y col., 2015a; Feutch y col., 2015a). La capacidad de restauración de los parámetros de contacto al reinsertar la raíz con este tipo de técnicas ha sido estudiada en la mayoría de los trabajos experimentales antes citados (Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Seo y col., 2009; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2015a; Schillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014), comparando los valores tras la reparación con los de la rodilla intacta. En el menisco medial, los resultados han sido dispares dependiendo del ángulo de flexión: desde la restitución total (Allaire y col., 2008) a la existencia de diferencias significativas (LaPrade y col., 2015a), principalmente a ángulos de flexión entre 30 y 60º (Kim y col., 2013). En el menisco lateral, en los dos únicos trabajos encontrados, la reparación ha mostrado resultados controvertidos a bajos ángulos de flexión.

La eficacia de la reparación mediante sutura transtibial depende de su capacidad para mantener fijo el menisco en una posición lo más anatómica posible al someter a la rodilla a las cargas producidas por los ejercicios de rehabilitación prescritos durante en el periodo post-operatorio (Starke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a). La aparición de desplazamientos no fisiológicos tras la reparación podría propiciar la cicatrización incompleta de la raíz descrita (Kim y col., 2011; Feutch y col., 2015a) o la fijación en una posición incorrecta, de consecuencias equivalentes a las de una reparación no anatómica (LaPrade y col., 2015a), con pérdida de su capacidad de soporte de la carga articular. Cerminara et al. (2014) analizaron las aportaciones individuales de los distintos componentes del conjunto menisco-sutura, (sutura, interacción menisco-sutura, interacción botón de sutura-hueso) al desplazamiento de la raíz reparada, determinando una mayor contribución de la interacción menisco-sutura, señalando como causa el corte del menisco por la sutura y poniendo el foco de trabajos futuros en la mejora de esta interacción a través del uso de más suturas, suturas menos abrasivas, diferentes técnicas de suturado, y/o una mayor área de contacto menisco-sutura. Como consecuencia, en la última década se han descrito métodos de reparación transtibial utilizando distintas técnicas de suturado con puntos simples, suturas horizontales o bucles (Ahn y col., 2009; Forkel y col., 2012; Espejo-Baena y col., 2008; Lee y col., 2013; Lavander y col., 2015) cuyas características mecánicas han sido comparadas en varios trabajos biomecánicos (Kopf y col., 2011; Rosslenbroich y col., 2013; Feutch y col., 2013; Anz y col., 2014; LaPrade y col., 2015b; Mitchell y col., 2016).

Otras alternativas de mejora de la interacción menisco-sutura han sido menos investigadas. Para aumentar la zona de contacto tejido-sutura, en la reparación de lesiones tendinosas el uso de suturas con diseño en forma de cinta ha sido propuesto como una alternativa al clásico hilo. En este tipo de aplicaciones, la cinta de sutura ha mostrado mayor resistencia a rotura que el hilo del mismo material (Gnandt y col., 2015). Sin embargo, hasta el momento de la publicación de los resultados de esta tesis (Perez-Blanca y col., 2018) su uso clínico para la fijación de la raíz posterior del menisco mediante sutura transtibial no había sido descrito, existiendo solo un trabajo biomecánico previo que compara el uso de suturas de diferentes materiales o diseños (Feutch y col., 2015b). Además del aumento de la zona de contacto, un nuevo diseño del material de sutura puede presentar una mayor rigidez y por tanto producir una disminución potencial del

alargamiento de la sutura, responsable de los desplazamientos elásticos presentes al cargar el sistema de fijación (Feutch y col., 2013). Así mismo, una opción sin explorar para disminuir los desplazamientos de la raíz podría ser la eliminación de los nudos utilizados para fijar las suturas, sustituyéndolos por anclajes sin nudos. La resistencia al deslizamiento de los nudos depende de la técnica de anudado y del tipo de material de sutura empleado (Ilahi y col., 2008) y, en concreto, las nuevas suturas trenzadas de polietileno de alta densidad que están siendo utilizadas de forma habitual en reparaciones de la raíz meniscal han mostrado potencial para generar deslizamientos considerables (Hill y col., 2016).

En resumen, estudios biomecánicos in vitro han probado que la desinserción de la raíz posterior del menisco medial altera la biomecánica del contacto en la articulación tibio-femoral de la rodilla de forma similar a la menisectomía, y estudios clínicos han mostrado una fuerte relación entre estas alteraciones y el desarrollo de cambios degenerativos en la articulación. Por ello, la tendencia actual es la reparación de las roturas traumáticas siempre que sea posible, habiéndose propuesto diversas técnicas de reinserción de la raíz, diseñadas para su aplicación en el menisco medial, que han evidenciado elevados niveles de restauración de los parámetros de contacto en ensayos de laboratorio, aunque han mostrado un nivel de éxito clínico moderado a medio plazo tras el periodo de cicatrización. Por otro lado, hasta la fecha hay pocos trabajos biomecánicos publicados que analicen el efecto de la desinserción y de la posterior reinserción de la raíz del menisco lateral. Sin embargo, dado el nivel de ocurrencia de esta lesión encontrado en los últimos años durante las reparaciones de roturas traumáticas del LCA, lesión de gran incidencia y especialmente en población joven, la investigación sobre las consecuencias de la rotura de la raíz posterior del menisco lateral cobra interés dado que, de ser similares a las observadas en el menisco medial, su impacto socio-económico puede ser elevado.

Por otra parte, las limitaciones observadas en la restauración de los parámetros de contacto con los sistemas actuales de fijación transtibial de la raíz posterior del menisco medial, debidas principalmente al desplazamiento de la raíz, hacen necesario seguir investigando sobre las causas de estos desplazamientos para poder mejorar los sistemas actuales. Además, teniendo en cuenta la mayor movilidad y participación en la transmisión de carga del menisco lateral, es de esperar que sean necesarias modificaciones de dichos sistemas para su aplicación con éxito a reparaciones similares en el menisco lateral. Los avances en la resistencia mecánica de la fijación, potencialmente aplicables a ambos meniscos, permitirían la aplicación de protocolos de rehabilitación más agresivos en el periodo inmediato postoperatorio, lo que podría disminuir los efectos adversos de la inmovilización y acortar los tiempos de recuperación.

1.2 Objetivos

Tomando como punto de partida la evaluación de los efectos en el contacto articular de la lesión descrita en el menisco lateral, se inició esta tesis con la intención de contribuir al avance en el conocimiento de los parámetros de contacto en la articulación de la rodilla con este tipo de patologías y tras la intervención para su reparación, además de caracterizar el comportamiento mecánico de los factores de la técnica de reparación que condicionan su éxito clínico.

Los objetivos principales planteados son:

- Determinar las consecuencias de la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral humano de la rodilla en la biomecánica del contacto articular para establecer la conveniencia de su reparación.

- Analizar el sistema de fijación transósea de la raíz posterior del menisco humano para establecer qué elementos ejercen mayor influencia en la biomecánica de la rodilla reparada durante el periodo postoperatorio inmediato, con respecto a la situación antes de la lesión, con objeto de contribuir al diseño de sistemas de reparación más eficaces.

Para conseguir estos objetivos generales, se deben alcanzar los siguientes objetivos específicos:

- 1) Analizar las consecuencias de la avulsión/rotura radial de la raíz posterior del menisco lateral en los parámetros de contacto de la articulación tibio-femoral humana.
- 2) Determinar la conveniencia y, en su caso, la efectividad de la restauración de los parámetros de contacto afectados, al reparar la raíz mediante la técnica de sutura transtibial empleada habitualmente por el equipo quirúrgico colaborador.
- 3) Estudiar las contribuciones individuales de los componentes del sistema de reparación transtibial a las propiedades mecánicas de la raíz reparada:
 - 3.1) Elemento de sutura
 - 3.2) Interacción tejido meniscal-sutura
 - 3.3) Fijación de la sutura a la salida del túnel

1.3 Estructura de la Tesis

Para llevar a cabo los objetivos fijados en el punto 1.3, se han realizado 4 estudios diferentes que se describen detalladamente en los Capítulos 3 a 6 de esta tesis.

En el *Capítulo 2-*, se incluye información relativa a los meniscos de la rodilla humana y sus conexiones con otros elementos articulares. También se describe la técnica de reparación mediante sutura transtibial y las distintas alternativas propuestas para su aplicación. Así mismo, se recopilan los resultados más importantes de los trabajos experimentales llevados a cabo hasta el inicio de esta tesis sobre el estudio de las consecuencias biomecánicas de la lesión de la raíz posterior meniscal y de los diferentes métodos de reparación aplicados. Por último, se describen los equipos utilizados en la realización de los estudios experimentales de esta tesis y sus tecnologías.

En el *Capítulo 3-*, Objetivos específicos 1 y 2, se expone el trabajo experimental llevado a cabo para investigar las alteraciones del contacto en la articulación tibio-femoral de la rodilla producidas por la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral a diferentes ángulos de flexión. En este estudio, que evidencia alteraciones similares a las producidas por la misma lesión en el menisco medial, se puso especial énfasis en intentar mantener las condiciones de alineamiento natural de la rodilla, para permitir observar posibles alteraciones en el cóndilo sano debidas a variaciones en la alineación articular producidas por la patología del menisco contralateral. El trabajo descrito incluyó también el análisis del contacto articular tras la restauración de la lesión mediante una técnica transtibial y tras la meniscectomía con el fin de comprobar la conveniencia de la reparación. Los resultados de este trabajo se han publicado en “*Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*”, revista indexada en el 1º cuartil del ranking JCR en su correspondiente categoría

En el *Capítulo 4-* Objetivo específico 3.1, se compara la influencia que ejerce el uso de elementos de sutura de distinta sección transversal en las propiedades mecánicas del conjunto menisco-sutura. Motivado por la aceptación generalizada, deducida a partir de trabajos previos, de que la interacción menisco-sutura es el factor que más contribuye a los desplazamientos permanentes de la raíz y es la causante del fallo de la reparación, el análisis se centra en la observación de la

entrefase tejido-elemento de sutura para intentar detectar posibles diferencias de comportamiento al emplear hilo o cinta de sutura en la reparación. Los resultados de los trabajos realizados en este capítulo se han publicado en "International Orthopaedics", revista indexada en el año 2017 el 2º cuartil del ranking JCR en su correspondiente categoría

En el Capítulo 5- Objetivos específicos 3.2, tras las observaciones del Capítulo 4 de ausencia de daño macroscópico en la entrefase menisco-sutura para niveles de carga similares a los experimentados en la raíz meniscal humana en el periodo inmediato postoperatorio, se lleva a cabo un nuevo estudio experimental en el que la entrefase es monitorizada en sincronía con la carga de tracción aplicada al conjunto reparado para intentar detectar cambios en la curva Fuerza-Deformación que permitan predecir el inicio del fallo del tejido.

En el *Capítulo 6-* Objetivos específicos 3.3, se analiza la posible mejora de las propiedades mecánicas del sistema de fijación transósea de la raíz al sustituir el anudado de las suturas a la salida distal del túnel tibial por un dispositivo de anclaje sin nudos.

En el *Capítulo 7-* se recopilan las conclusiones de los trabajos llevados a cabo y se delimitan líneas futuras de trabajo en aspectos que se vislumbran como posibles mejoras de los sistemas de fijación a partir de los resultados obtenidos en esta tesis.

1.4 Marco de realización

Esta tesis se desarrolla dentro del Programa de Doctorado de Ingeniería Mecánica y Eficiencia Energética, en su línea de investigación de Ingeniería Mecánica y de Materiales, y más concretamente en la sublínea de Estudios de Nuevos Métodos Quirúrgicos.

Los trabajos realizados han sido llevados a cabo en el marco de colaboración conjunta establecido desde hace más de una década entre médicos especialistas del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Victoria y el grupo TEP-140 (Ingeniería Mecánica Málaga) del Plan Andaluz de Investigación integrado por miembros del Área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga. Los miembros del equipo de cirujanos ortopédicos implicados directamente en los trabajos de esta tesis, liderados por el Dr. Alejandro Espejo Baena, pertenecen a la Unidad de Rodilla del Hospital Universitario Virgen de la Victoria (Málaga). Las observaciones del Dr. Espejo acerca de la incidencia de roturas de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla concomitantes con roturas traumáticas del ligamento cruzado anterior, confirmada por otros colegas, motivaron el interés por investigar sobre la conveniencia de la reparación de dicha lesión meniscal mediante re inserción de la raíz en su ubicación fisiológica en términos de restauración de la biomecánica natural del contacto articular, de forma similar a lo establecido en los últimos años acerca de la rotura de la raíz posterior del menisco medial.

1.5 Bibliografía

- Ahn J, Wang JH, Yoo JC, Noh HK, Park JH. A pull out suture for transection of the posterior horn of the medial meniscus: Using a posterior trans-septal portal. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:1510-1513.
- Ahn JH, Lee YS, Chang JY, Chang MJ, Eun SS, Kim SM. Arthroscopic all inside repair of the lateral meniscus root tear. *Knee.* 2009;16(1):77–80.
- Alford JW, Lewis P, Kang RW, Cole BJ. Rapid progression of chondral disease in the lateral compartment of the knee following meniscectomy. *Arthroscopy.* 2005;21:1505-1509.
- Allaire R, Munuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy . *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(9):1922-31.
- Anz AW, Branch EA, Saliman JD. Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears. *Am J Sports Med.* 2014;42:2699-2706
- Cerminara AJ, LaPrade CM, Smith SD, Ellman MB, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical valuation of a transtibial pull-out meniscal root repair: challenging the bungee effect. *Am J Sports Med.* 2014;42: 2988-2995.
- Espejo-Baena A, Figueroa-Mata A, Serrano-Fernández J, de la Torre-Solís F All-inside suture technique using anterior portals in posterior horn tears of lateral meniscus. *Arthroscopy.* 2008;24:369.e1-4.
- Fairbank TJ. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br.* 1948;30: 664-670.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013;41:2784-2790.
- Feucht MJ, Salzmann GM, Bode G et al. Posterior root tears of the lateral meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014.doi:10.1007/s00167-014-2904-x.
- Feucht MJ, Kühle J, Bode G, Mehl J, Schmal H, Südkamp NP, Niemeyer P. Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. *Arthroscopy.* 2015a; 31:1808-1816.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber, J, Rosenstiel N, Burgkart R, Imhoff A, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015b;23:132–139.
- Forkel P, Petersen W. Posterior root tear fixation of the lateral meniscus combined with arthroscopic ACL double-bundle reconstruction: technical note of a transosseous fixation using the tibial PL tunnel. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(3):387–391.
- Gnandt RJ, Smith JL, Nguyen-Ta K, McDonald L, LeClere LE. High-Tensile Strength Tape Versus High-Tensile Strength Suture: A Biomechanical Study. *Arthroscopy.* 2016;32: 356-363.
- Hill SW, Chapman CR, Adeeb S, Duke K, Beaupre L, Bouliane MJ. Biomechanical evaluation of the Nice knot. *Int J Shoulder Surg.* 2016 Jan-Mar;10(1):15-20. doi: 10.4103/0973-6042.174513.
- Ilahi OA1, Younas SA, Ho DM, Noble PC. Security of knots tied with ethibond, fiberwire, orthocord, or ultrabraid. *Am J Sports Med.* 2008 Dec;36(12):2407-14. doi: 10.1177/0363546508323745.
- Johannsen AM, Cirotta DM, Padalecki JR, Goldsmith MT, Wijdicks CA, LaPrade RF. Qualitative and quantitative anatomic analysis of the posterior root attachments of the medial and lateral menisci. *Am J Sports Med.* 2012;40(10):2342–2347.
- Jones AO, Houang MT, Low RS, Wood DG. Medial meniscus posterior root attachment injury and degeneration: MRI findings. *Australas Radiol.* 2006 Aug;50(4):306-13.
- Jorgensen U, Sonne-Holm S, Lauridsen F, Rosenkint A. Long-term follow-up of meniscectomy in athletes: a prospective longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):80-83.

Introducción

Kim YM, Rhee KJ, Lee JK, Hwang DS, Yang JY, Kim SJ. Arthroscopic pullout repair of a complete radial tear of the tibial attachment site of the medial meniscus posterior horn. *Arthroscopy*. 2006;22:795.e1-795.e4.

Kim JH, Chung JH, Lee DH, Lee YS, Kim JR, Ryu KJ. Arthroscopic suture anchor repair versus pullout suture repair in posterior root tear of the medial meniscus: a prospective comparison study. *Arthroscopy*. 2011;27:1644-1653.

Kim JG, Lee YS, Bae TS, Ha JK, Lee DH, Kim YJ, Ra HJ. Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(9):2121-2125.

Kopf S, Colvin AC, Muriuki M, Zhang X, Harner CD. Meniscal root suturing techniques: implications for root fixation. *Am J Sports Med*. 2011;39: 2141-2146.

LaPrade CM, Jansson KS, Dornan G, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered Tibiofemoral Contact Mechanics Due to Lateral Meniscus Posterior Horn Root Avulsions and Radial Tears Can Be Restored with in Situ Pull-Out Suture Repairs. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96:471-479.

LaPrade CM, Foad A, Smith SD, Turnbull TL, Dornan GJ, Engebretsen L, Wijdicks AC, LaPrade RF. Biomechanical Consequences of a Nonanatomic Posterior Medial Meniscal Root Repair. *Am J Sports Med*. 2015a;43:912-92.

LaPrade RF, LaPrade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: a human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med*. 2015b;43:892-898.

LaPrade RF, LaPrade CM, James EW. Recent advances in posterior meniscal root repair techniques. *J Am Acad Orthop Surg*. 2015c;23:71-76.

Lavender CD, Hanzlik SR, Caldwell PE 3rd, Pearson SE. Transosseous Medial Meniscal Root Repair Using a Modified Mason-Allen Suture Configuration. *Arthrosc Tech*. 2015;4(6):e781-4

Lee DW, Jang SH, Ha JK, Kim JG, Ahn JH. Meniscus root refixation technique using a modified Mason-Allen stitch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21:654-657.

Lee YG, Shim JC, Choi YS, Kim JG, Lee GJ, Kim HK. Magnetic resonance imaging findings of surgically proven medial meniscus root tear: Tear configuration and associated knee abnormalities. *J Comput Assist Tomogr* 2008;32:452-457.

Lerer DB, Umans HR, Hu MX, Jones MH. The role of meniscal root pathology and radial meniscal tear in medial meniscal extrusion. *Skelet Radiol*. 2004;33(10):569-74.

Lynch MA, Henning CE, Glick KR Jr. Knee joint surface changes. Long-term follow-up meniscus treatment in stable anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 1983;172: 148-53.

Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med*. 2009 Jan;37(1):124-9.

McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. *J Bone Joint Surgery (Br)*. 2006;88-B:1549-56.

Mitchell R, Pitts R, Kim YM, Matava MJ. Medial Meniscal Root Avulsion: A Biomechanical Comparison of 4 Different Repair Constructs. *Arthroscopy*. 2016;32:111-119.

Nha KW, Lee YS, Hwang DH, Kwon JH, Chae DJ, Park YJ, Kim JI. Second-look arthroscopic findings after open-wedge high tibia osteotomy focusing on the posterior root tears of the medial meniscus. *Arthroscopy*. 2013;29(2):226-231.

Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, et al: Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: In situ pullout repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med*. 2014;42(3):699-707.

- Petersen W, Zantop T. *Avulsion injury to the posterior horn of the lateral meniscus. Technique for arthroscopic refixation. Unfallchirurg.* 2006;109:984-987 (in German).
- Petersen W, Forkel P, Feucht MJ, Zantop T, Imhoff AB, Brucker PU. *Posterior root tear of the medial and lateral meniscus. Arch Orthop Trauma Surg.* 2014. doi:10.1007/s00402-013-1873-8.
- Rosslbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. *Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133:111-115.
- Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. *Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. Am J Sports Med.* 2012;40:2604-2609..
- Seo HS, Lee SC, Jung KA. *Second-look arthroscopic findings after repairs of posterior root tears of the medial meniscus. Am J Sports Med.* 2011;39:99-107.
- Seo JH, Li G, Shetty GM, Kim JH, Bae JH, Jo ML, Kim JS, Lee SJ, Nha KW. *Effect of repair of radial tears at the root of the posterior horn of the medial meniscus with the pullout suture technique: a biomechanical study using porcine knees. Arthroscopy.* 2009;25(11):1281-1287. doi: 10.1016/j.arthro.2009.05.014.
- Shelbourne KD, Roberson TA, Gray T. *Long-term evaluation of posterior lateral meniscus root tears left in situ at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med.* 2011. doi:10.1177/0363546511398212.
- Starke C, Kopf S, Grobel KH, Becker R. *The effect of a nonanatomic repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. Arthroscopy.* 2010;26:358-365.
- Villegas DF, Hansen TA, Liu DF, Donahue TL. *A quantitative study of the microstructure and biochemistry of the medial meniscal horn attachments. Ann Biomed Eng.* 2008;36:123-131.
- Wang YJ, Yu JK, Luo H, Yu CL, Ao YF, Xie X, Jiang D, Zhang JY. *An anatomical and histological study of human meniscal horn bony insertions and peri-meniscal attachments as a basis for meniscal transplantation. Chin Med J (Engl).* 2009;122(5):536-540.

Conocer la anatomía y composición de los meniscos de la rodilla y su conexión al resto de elementos articulares es fundamental para entender sus propiedades mecánicas y la importancia de su función como distribuidores de la carga transmitida entre tibia y fémur en la articulación de la rodilla. Las raíces meniscales anclan estos elementos al hueso de la tibia siendo los restrictores más importantes de sus movimientos, por lo que la rotura completa de una raíz puede producir alteraciones en el desempeño de dicha función, con consecuencias similares a las que se han constatado con la meniscectomía, habiéndose desarrollado métodos de reparación quirúrgica para intentar restaurar la biomecánica articular normal.

Estudios biomecánicos han verificado estas alteraciones para la rotura posterior del menisco medial, y han analizado la efectividad de la reparación quirúrgica utilizando distintos métodos. Para realización de los ensayos requeridos en estos estudios se utilizan equipos de carga sensorizados, de cuyas características depende la fiabilidad de los resultados obtenidos

2.1 Los meniscos de la rodilla humana

2.1.1 Introducción

Los meniscos son elementos de fibrocartilago localizados en ciertas articulaciones sinoviales de los animales vertebrados. En el ser humano, los meniscos están presentes en la articulación temporomandibular, la rodilla, la acromioclavicular, la esternoclavicular, la muñeca y en la unión de las costillas con las articulaciones transversas vertebrales.

Estos elementos se sitúan dentro de la articulación, entre las superficies óseas. Pueden dividir la cavidad de la articulación completamente, como en la articulación esternoclavicular o en la muñeca, o de forma parcial como en la articulación acromioclavicular o en la rodilla.

Los meniscos de la rodilla son estructuras de forma semicircular y sección triangular que se insertan a modo de cuña entre los elementos óseos de la articulación tibio-femoral (Figura 2.1).

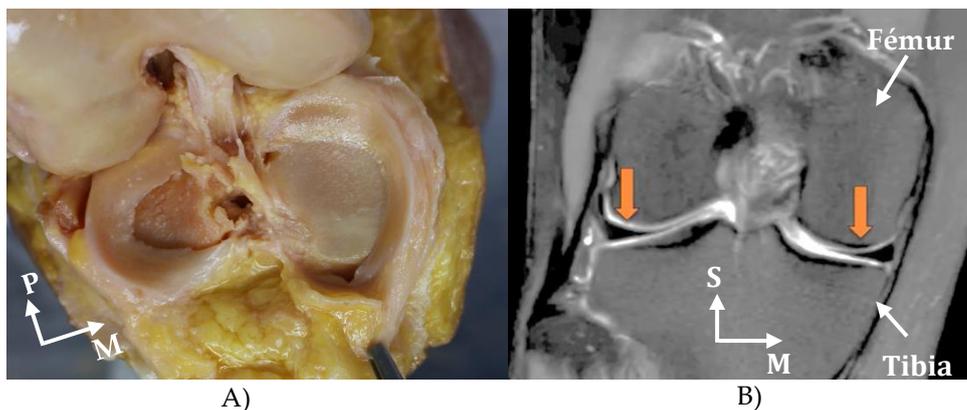


Figura 2.1. Meniscos insertados a modo de cuña entre las superficies óseas de articulación tibio-femoral de la rodilla humana. A) Vista anatómica superior; B) Vista radiográfica frontal. Las flechas señalan a los meniscos. M: Medial; P: Posterior; S: Superior

La diferencia entre las curvaturas de los extremos articulares de fémur y tibia produce una zona de contacto directo muy reducida. La presencia de los meniscos, uno en cada compartimento de la rodilla, suaviza esta condición aumentando la congruencia y por tanto permitiendo que las cargas sean transmitidas a los cartílagos que recubren las superficies óseas a través de una zona más amplia (Figura 2.2) Entre un 40 y un 70% de la carga transmitida por la rodilla es soportada por los meniscos (*Seedhom y Hargreaves, 1979*). En consecuencia, el nivel de presiones de compresión a que se ve sometido el cartílago disminuye respecto al que tendría una articulación sin meniscos.

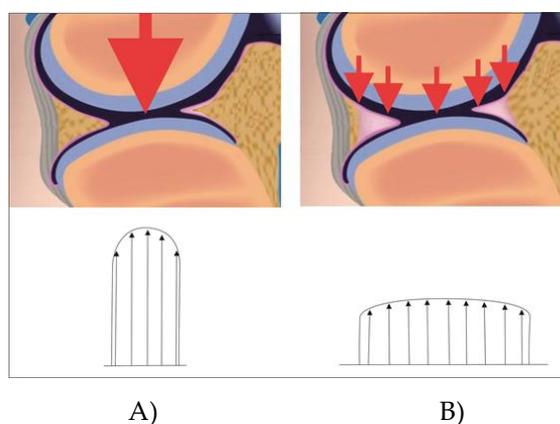


Figura 2.2. Distribución de carga en el contacto articular. A) sin menisco. B) con menisco. Las flechas indican la distribución de la carga transmitida en el contacto.

Además del soporte y distribución de la carga, los meniscos realizan funciones de absorción de impactos, contribución a la estabilidad y la lubricación articulares, y participación en la sensibilidad propioceptiva de la articulación (*Mow y col., 1992*).

El hecho de que los meniscos posean estas funciones condiciona que su extirpación en casos de lesión ofrezca gran cantidad de inconvenientes a medio-largo plazo. En 1948, *Fairbank (1948)* demostró que se producían cambios radiológicos adversos tras una meniscectomía como aparición de osteofitos, aplanamiento del cóndilo femoral correspondiente y estrechamiento del espacio articular, lo que supone una artrosis del compartimento correspondiente. Posteriormente, *Lynch y col. (1983)* encontró cambios degenerativos similares a los descritos por Fairbank, consistentes en aplanamiento del cóndilo femoral correspondiente, estrechamiento del espacio articular y aparición de osteofitos en el 88% de sus pacientes a los tres años de la meniscectomía.

McDermott y Amis (2006), realizaron un meta-análisis donde comprobaron que en mayor o menor medida se producen consecuencias negativas a medio-largo plazo tras la meniscectomía. Además, a estas consecuencias clínicas hay que sumar la repercusión de estas lesiones en el medio laboral debido a la incapacidad a que puede dar lugar una rodilla artrósica (Frautel y col., 2005). A la vista de estas evidencias, la tendencia actual es hacia la conservación de los meniscos en la medida de lo posible mediante la reparación de los mismos, aunque no siempre el tipo de rotura permite esta opción conservadora.

Para un correcto desarrollo de estas funciones, los meniscos se encuentran conectados a otros elementos articulares mediante ligamentos y su biomecánica no puede entenderse sino se considera el conjunto meniscos-ligamentos meniscales como un todo.

En este punto se resumen los aspectos más relevantes de dicho conjunto que resultan necesarios para estudiar el papel de las raíces meniscales y su importancia en el correcto funcionamiento de la articulación.

2.1.2 Descripción anatómica y fisiológica de los meniscos de la rodilla humana

La rodilla humana cuenta con dos meniscos, lateral o externo y medial o interno, cada uno insertado en el compartimento correspondiente (Figura 2.3).



Figura 2.3. Diseción anatómica de la superficie articular proximal de la tibia (vista en planta, femur eliminado). 1: Menisco medial; 2: Menisco lateral; 3: Inserción del ligamento cruzado posterior; 4: Inserción del ligamento cruzado anterior. Reproducida con permiso de Smigielski y col. (2015)

Estas estructuras cartilaginosas presentan un tejido suave y lubricado, de color blanco y aspecto brillante. Tienen forma semilunar y su sección transversal es aproximadamente triangular (Figura 2.4).



Figura 2.4. Diseción anatómica del menisco medial en su zona central. MM: Menisco Medial; MTC: Cóndilo Tibial Medial; MCL: Ligamento Colateral Medial. Reproducida con permiso de Smigielski y col. (2015)

El borde exterior de los meniscos es convexo, de mayor espesor y está unido a la cápsula articular. Desde la periferia, el espesor disminuye gradualmente hasta el borde interior que está libre. Las superficies superiores son cóncavas, permitiendo la articulación efectiva con sus respectivos cóndilos femorales convexos. Las superficies inferiores son aproximadamente planas, acomodándose a la geometría de la meseta tibial (Fox y col., 2012).

En cada menisco se distinguen tres zonas: la parte central o cuerpo del menisco, y los extremos o cuernos denominados anterior y posterior según su posición en la articulación (Figura 2.5).

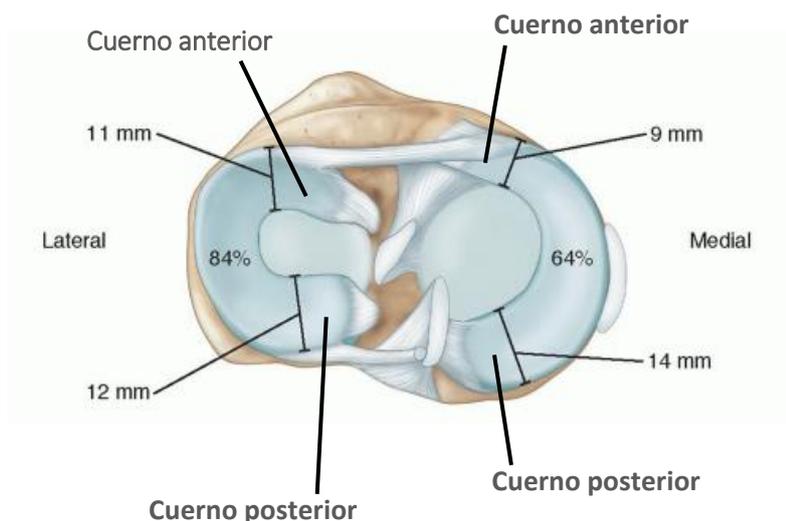


Figura 2.5. Diferencias anatómicas entre los meniscos de la rodilla según compartimento.

Aunque ambos meniscos responden a una descripción global similar, existen diferencias importantes entre los compartimentos femorotibiales de la rodilla que condicionan la anatomía particular del menisco de cada compartimento (Figura 2.5): El platillo tibial lateral tiende a ser convexo mientras que medial es ligeramente cóncavo y de mayores dimensiones (McDermott y col., 2008). Así, el menisco interno es aproximadamente semicircular con un diámetro de 35 mm, siendo significativamente más ancho en el cuerno posterior que en el anterior. Cubre aproximadamente un 60% de la superficie articular de su compartimento. El menisco externo es más pequeño y presenta mayor variedad de dimensiones, forma y espesor que el interno. Su forma es casi circular con una achura bastante uniforme. Ocupa alrededor del 80% de la superficie articular del compartimento lateral, una proporción mayor que su homólogo medial (Fox y col., 2012).

2.1.2.1 Composición de tejido meniscal

Los meniscos están formados principalmente por una densa matriz extracelular (MEC) compuesta por agua (72% de peso hidratado) y colágeno (22%), con células interpuestas (Ghadially y col., 1983; Arnoczky y col., 1992) conocidas como fibrocondrocitos (Fox y col., 2012; McDevitt y col., 1992), que sintetizan y mantienen la MEC. Otros constituyentes incluyen gluosilaminoglicanos (17%), DNA (2%), glucoproteínas adhesivas (<1%) y elastina (<1%) (Fox y col., 2015; Makris y col., 2011; McDevitt y col., 1992). Los porcentajes de estos elementos en la composición del tejido varían con la edad, el daño o la condición patológica (McDevitt y col., 1992; Sweigart and Athanasiou, 2001).

Aunque el colágeno es el principal componente fibrilar del tejido meniscal, existen diferentes tipos de colágeno en cantidades variables dependiendo de la región considerada (Figura 2.6). En

la capa más superficial del menisco, las fibras se orientan aleatoriamente entrelazándose de forma similar a como lo hacen en el cartílago (Beaupre y col., 1986). En las capas más profundas la disposición difiere según la zona. En el tercio interior del menisco, solo existen fibras de colágeno tipo II (60%) y tipo I (40%) (Cheung y col., 1987) y su orientación predominante puede describirse como radial (Pereira y col., 2013). En las dos terceras partes más externas predomina el colágeno tipo I (80% de la composición en peso seco), con presencia de pequeñas cantidades de otros tipos (II, III, IV VI y XVIII). En esta zona más gruesa, la capa más profunda presenta fibras de colágeno mayoritariamente orientadas circunferencialmente mientras que hacia la superficie las fibras tienen una orientación más radial. También existen fibras orientadas radialmente en la capa profunda, que se entrelazan con las fibras longitudinales proporcionando integridad estructural (Ghosh y col., 1987; Skaags y col., 1990) y previniendo el crecimiento de posibles grietas longitudinales (Bullogh y col., 1970).

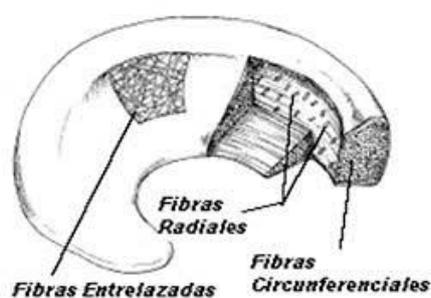


Figura 2.6. Disposición de las fibras de colágeno del menisco. Reproducido de Álvarez López y col. (2011) con permiso.

Los glucosilaminoglicanos presentes en la matriz se adhieren a una proteína central formando grandes moléculas denominadas proteoglicanos. Su estructura altamente especializada confiere al tejido una gran capacidad de resistir fuerzas de compresión. La función principal de estas moléculas es la de absorber el agua hidratando al menisco. El agua absorbida es retenida en su interior, pudiendo fluir bajo la aplicación de altas (Fox y col., 2012) presiones hidráulicas capaces de vencer la elevada resistencia a fricción impuesta por el denso tejido de la matriz (Adams y col., 1981; Scott y col., 1997). El contenido de agua en el tejido meniscal es mayor en las zonas posteriores que en las centrales o anteriores.

2.1.3 Propiedades mecánicas del tejido meniscal

Las propiedades mecánicas del tejido meniscal responden a su composición y estructura, comportándose como un material compuesto que muestra como dirección preferencial la de las fibras de colágeno tipo I dispuestas en dirección circunferencial. En direcciones radial, el módulo de elasticidad es un orden de magnitud inferior al longitudinal (Masouros y col., 2008) y axialmente toma valores similares a los de la dirección radial, asumiéndose a menudo un comportamiento transversalmente isótropo en el plano perpendicular a la dirección circunferencial.

Si se particulariza al tejido meniscal humano (Figura 2.7), los ensayos de tracción realizados son escasos y establecen un valor medio aproximado del módulo de elasticidad a tracción en dirección circunferencial de 110 MPa (Masouros y col., 2008), habiendo controversias aún por determinar en lo relativo a la existencia de diferencias dependientes de la localización del tejido (lateral vs. medial; superior, media o inferior; anterior, central o posterior).

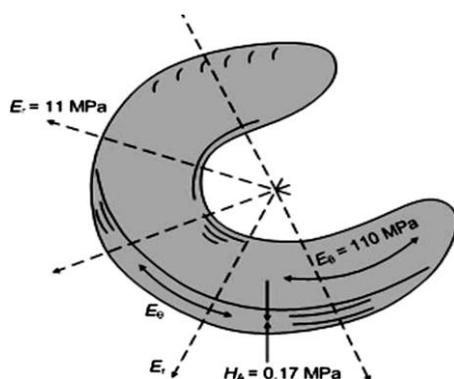


Figura 2.7. Dibujo esquemático del menisco mostrando los valores medios aproximados de los módulos de elasticidad a tracción en direcciones circunferencial (E_c) y radial (E_r) y el módulo agregado de compresión (H_a). Reproducido con permiso de *Masouros et al.* (2008).

En cuanto a las propiedades de compresión, se han estudiado principalmente el módulo agregado (una medida de la rigidez del tejido) y la permeabilidad. En resumen, la permeabilidad hidráulica de este tejido ha mostrado valores un orden de magnitud inferior que la del cartílago articular. En cuanto a la rigidez, siendo la compresión axial la forma de trabajo habitual en esta dirección, los valores obtenidos indican que el tejido meniscal es 1000 veces menos rígido a compresión axial que a tracción circunferencial (Figura 2.7), mostrando una gran deformabilidad que posibilita la adaptación a la geometría variable del fémur durante la flexión (*Masouros y col., 2008*). Así mismo, se pone de manifiesto que este tejido está especializado en soportar tracción en vez de compresión.

2.1.4 Conexiones articulares de los meniscos

Como ya se ha comentado, para el correcto desarrollo de sus funciones los meniscos se encuentran conectados a otros elementos articulares mediante ligamentos que condicionan su comportamiento biomecánico. Se presentan conexiones a distintos niveles con los diversos elementos que componen la articulación, huesos, ligamentos y capsula, no estando fijos respecto a ninguna de estas estructuras. Estas conexiones se realizan a través de estructuras ligamentosas que permiten a los meniscos seguir los movimientos articulares limitando a su vez el rango de desplazamientos, lo que es fundamental para una correcta distribución y amortiguación de la carga de contacto y para el desempeño de su papel estabilizador de la rodilla. Los cuernos anterior y posterior de cada menisco presentan unas extensiones ligamentosas conocidas como raíces que se anclan directamente al hueso subcondral de la superficie tibial subyacente (*Villegas y col., 2008; Wang y col., 2009; Johansen y col., 2012*) y actúan como principales restrictores de la extrusión del menisco fuera del espacio intraarticular. Además, la periferia del menisco de cada compartimento presenta conexiones específicas con otros elementos que regulan su movilidad (Figura 2.8).

Así, en el menisco medial, además de la inserción de la raíz anterior en la zona anterior de la superficie tibial medial, el cuerno anterior se fusiona por su parte posterior al ligamento intermeniscal o transversal (Figura 2.8 A). Este ligamento, cuando está presente, conecta los cuernos anteriores de ambos meniscos. La raíz anterior se conecta también a la rótula, bien de forma directa o a mediante un engrosamiento anterior de la capsula conocido como ligamento meniscorotuliano (*Tuxoe y col., 2002*). Desde el cuerno anterior hasta el borde anterior del ligamento medial colateral (zona 2b en las Figura 2.8 A y B) la parte inferior de la periferia del menisco se conecta a la tibia mediante el ligamento coronario o meniscotibial, no existiendo ninguna otra conexión con la capsula articular. Sin embargo, por la zona central (zona 2a en Figura 2.8 A), la periferia del menisco se encuentra firmemente unida tanto al fémur como a la

tibia a través de componentes meniscofemorales y meniscotibiales diferenciadas de una condensación de la cápsula conocida como ligamento medial profundo (LaPrade y col., 2007) (zona 3 en Figura 2.8.A). En la periferia de la esquina posteromedial, existe una conexión firme del menisco al ligamento oblicuo posterior (LaPrade y col., 2007). En el cuerno posterior (zona 4 en Figura 2.8.A), continúa la unión del borde inferior a la tibia mediante el ligamento meniscotibial, mientras el borde superior permanece libre. La raíz posterior conecta el cuerno posterior a la tibia en una posición entre la inserción del LCP y el ápex de la eminencia tibial medial. No existen conexiones directas entre el menisco medial y ningún músculo. Sin embargo, conexiones indirectas al semimembranoso a través de la cápsula pueden producir cierta retracción de la raíz posterior (Peterson y Renstrom, 2017).

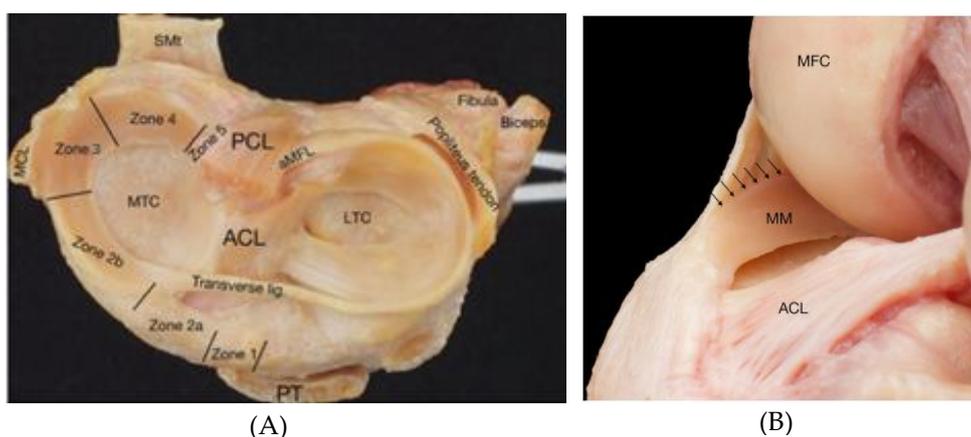


Figura 2.8. (A) División del menisco medial en 4 zonas anatómicas. Reproducido de LaPrade y col. (ISAKOS 2017) con permiso. (B) Zona antero-medial de la rodilla. Las flechas marcan la conexión de la parte superior externa del menisco al tejido sinovial. Reproducido con permiso de Smigielski y col. (2015).

En el *menisco lateral*, la inserción de la raíz anterior del menisco lateral se funde con la del LCA (Figura 2.8 A). En la zona anterior y la parte central del cuerpo, el ligamento meniscotibial produce una conexión entre el menisco y la tibia menos firme que en el compartimento medial. Esta conexión es interrumpida posteriormente en la zona del paso del tendón poplíteo. Además, no existe conexión entre el menisco y el ligamento colateral lateral (LCL). En la zona posterior del cuerpo hay una conexión firme entre el menisco y el peroné a través de una extensión capsular llamada ligamento popliteoperoneo que, junto a otras extensiones que conectan a los ligamentos poplíteos arqueado y oblicuo, propician la retracción dinámica del segmento posterior del menisco durante la rotación interna de la tibia respecto al fémur a medida que se flexiona la rodilla (LaPrade y col., 2017). El cuerno posterior está unido a la tibia mediante la raíz posterior, que se inserta detrás de la eminencia intercondilar, en la zona entre las inserciones del LCA y de la raíz posterior del menisco medial. Además, el cuerno posterior está conectado a la parte interna del cóndilo medial del fémur a través de los ligamentos meniscofemorales (Figura 2.9): el ligamento meniscofemoral anterior (LMFa) o de Humprey que discurre anterior al LCP y el ligamento meniscofemoral posterior (LMFp) o de Wrisberg que discurre posterior al LCP (Masouros y col., 2008). Estos ligamentos, que tienen un importante papel estabilizador del cuerno posterior del menisco, solo están presentes de forma simultánea en un 50% de individuos, aunque al menos uno de ellos está presente en la gran mayoría de casos (Gupte y col., 2003).

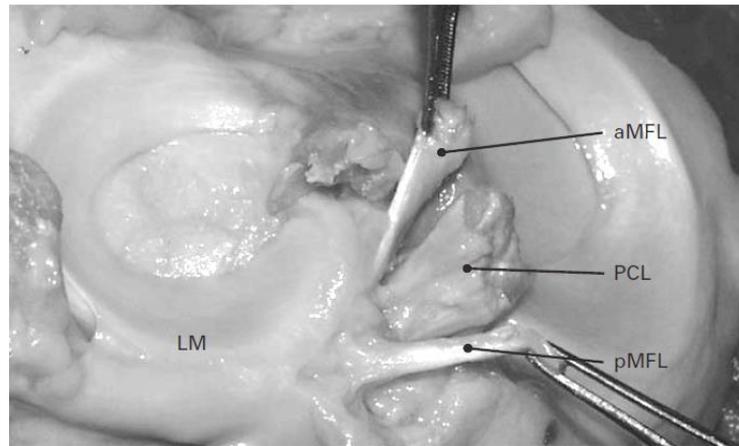


Figura 2.9. Fotografía del platillo tibial izquierdo visto desde posterolateral. Los ligamentos meniscofemorales (aMFL and pMFL respectivamente) se unen al cuerno posterior del menisco lateral (LM) pasando por cada lado del ligamento cruzado posterior (PCL). Reproducido de *Gupte y col. (2003)* con permiso

2.1.5 Cinemática de los meniscos

Debido al perfil triangular del menisco, durante la transmisión de la carga por contacto se produce una transformación de la carga axial en carga radial (Figura 2.10). Esta carga radial tiende a desplazar al menisco expulsándolo de su posición entre los segmentos óseos. Dicho desplazamiento debe estar restringido ya que de otra forma puede ocasionarse una disminución de su función de distribución de la carga en la articulación o incluso su pérdida total.

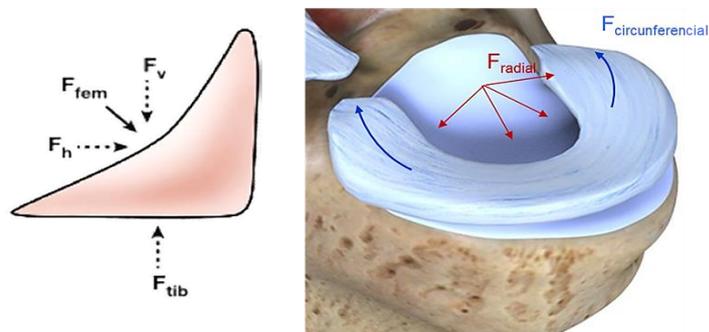


Figura 2.10. Transformación de las cargas articulares en el menisco debido a su perfil triangular

La restricción de los desplazamientos meniscales se lleva a cabo mediante los ligamentos descritos en el punto 2.1.4. Así, mientras la periferia meniscal se encuentra en conexión con la cápsula articular y con la cara profunda de los ligamentos colaterales de la rodilla, los cuernos se anclan a través de las raíces a la superficie tibial de la tibia (Figura 2.11).

Este tipo de conexión permite la movilidad del menisco y, al mismo tiempo, la limita. De hecho, estas inserciones directas de las raíces al hueso constituyen los restrictores más importantes de la extrusión de los meniscos (*Kale y col., 2010; Messner y Gao, 1998; Petersen y Tillmann, 1998*), siendo vitales para la integridad funcional de los mismos: al impedir el libre desplazamiento del menisco, las cargas radiales provocan el desarrollo de esfuerzos de tracción circunferenciales que son soportados por las fibras longitudinales del tejido meniscal y de las propias raíces.

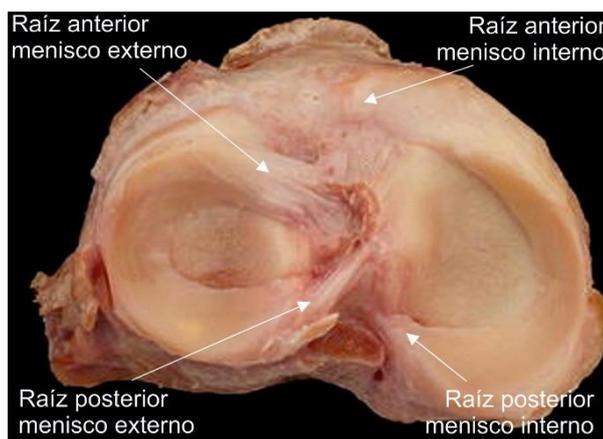


Figura 2.11. Raíces meniscales.

La translación de los meniscos durante la flexión de la rodilla es primordial para que el menisco pueda cumplir sus funciones mecánicas. La magnitud de las traslaciones experimentadas por cada menisco durante la flexión continúa siendo relativamente desconocido, particularmente en situación de carga y cuando la flexión se combina con otros movimientos como la rotación de la tibia respecto al fémur.

El menisco externo presenta mayor movilidad y deformabilidad que el interno (*Kapandji, 2012*), hecho que puede explicarse por la mayor proximidad de los puntos de inserción de las raíces anterior y posterior del externo a la tibia, unido a su falta de conexión posterolateral a la cápsula.

Así, durante el rango completo de flexión se han medido desplazamientos posteriores medios para el menisco lateral de entre 9 y 11.2 mm y de entre 2 y 5.1 mm para el medial (*DePalma y col., 1951; Brantigan y col., 1941; Thompson y col., 1991*). Además, se ha observado que en ambos meniscos las raíces anteriores son más móviles que las posteriores.

En el menisco lateral, las diferencias entre los desplazamientos de los cuernos anterior y posterior son significativamente menores que en el medial (*Thompson y col., 1991*) (Figura 2.12), moviéndose más como un todo y sufriendo menor deformabilidad. Por el contrario, en el menisco medial el desplazamiento del borde lateral del cuerno anterior es 2.4 veces mayor que el del posterior, siendo su esquina posteromedial la zona de menor movilidad debido a su conexión al platillo tibial a través del ligamento oblicuo posterior (*Thompson y col., 1991*).

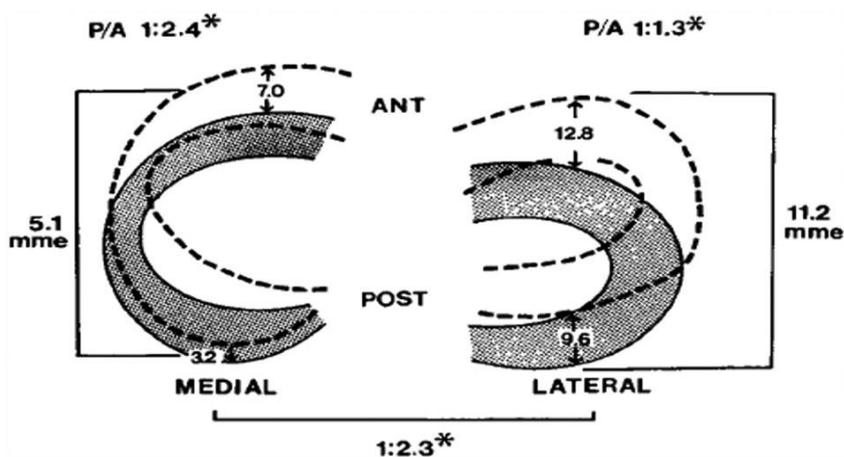


Figura 2.12. Desplazamientos medios (mm) en cada menisco durante la flexión (sombreado) y la extensión (punteado). ANT, anterior; POST, posterior; mme, desplazamiento meniscal medio; P/A, ratio

traslación posterior a anterior durante la flexión. *diferencia significativa con $P < 0.05$ (test t-student).

Reproducido de *Thomspon y col. (1991)* con permiso.

2.1.6 Distribución de presiones de contacto

Estudios biomecánicos han demostrado que los meniscos transmiten aproximadamente el 40-60% de la carga de compresión que actúa sobre la rodilla extendida en posición erguida bajo el peso del cuerpo. De este aproximado 50%, el menisco lateral soporta un 65-70% y el medial un 40-50% (*Shrive y col., 1978; Dudhia y col., 2004*). En flexión, el porcentaje de carga que pasa por el menisco aumenta hasta el 85% a 90° (*Walker and Erkman, 1975*).

Cuando la rodilla está en movimiento, el contacto articular sufre variaciones importantes. *Gilbert y col. (2014)* encontraron en un estudio cadavérico que, durante la marcha los esfuerzos de contacto máximos en el compartimento medial ocurrían en áreas de contacto cartílago-cartílago mientras que subiendo escaleras los esfuerzos de contacto máximos se producían bajo el menisco en la zona posterior del platillo tibial (Figura 2.13). En el compartimento lateral, durante la marcha y la fase inicial del ciclo de subir escaleras, los esfuerzos máximos se dieron bajo el menisco, mientras en la fase final del ciclo de subir escaleras, los esfuerzos máximos se dieron en la zona de contacto cartílago-cartílago (Figura 2.13).

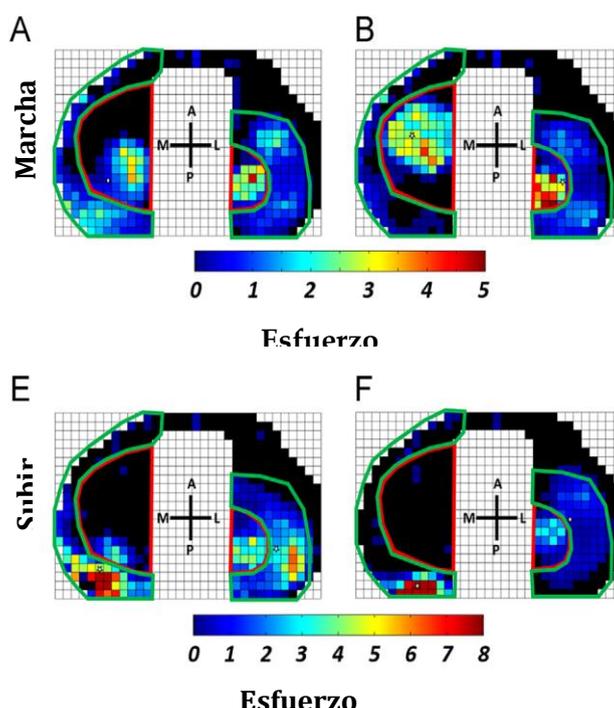


Figura 2.13. Distribución de esfuerzos de contacto en la articulación tibio-femoral en los instantes de carga máxima durante la marcha y subiendo escaleras. El área bordeada en rojo corresponde al cartílago y en verde a los meniscos: A)14% y B) 45% del ciclo de marcha; E)19% y F) 48% del ciclo de subir escaleras. A: Anterior; P: Posterior; M: Medial; L: Lateral. Adaptado de *Gilbert y col. (2014)* con permiso.

Diversos estudios han demostrado que la carga está bien distribuida cuando los meniscos están intactos, sin embargo, su eliminación resulta en una reducción significativa de los esfuerzos de contacto (*Fukubayashi and Kurosawa, 1980; Ahmed and Burke, 1983; Radin y col., 1984; Bedi y col., 2012*). Así, se ha obtenido que la meniscectomía medial reduce el área de contacto del cóndilo femoral un 50-70% y aumenta de los esfuerzos de contacto hasta el 100 contacto (*Fukubayashi and Kurosawa, 1980; Ahmed and Burke, 1983*). Para la meniscectomía lateral total, se han visto

reducciones del área de contacto en el compartimento lateral del 40–50% y aumentos de presión de contacto del 200–300% respecto a lo que se considera normal (*Fukubayashi and Kurosawa, 1980; Baratz y col., 1986; Henning y col., 1987*). Este aumento en el nivel de presiones puede contribuir a acelerar el daño y degeneración del cartílago articular (*Fairbank, 1948; Fukubayashi and Kurosawa, 1980; Baratz y col., 1986; Henning y col., 1987*).

2.2 Anatomía y propiedades mecánicas de las raíces meniscales

El patrón de fibras relativamente desorganizado que compone el cuerpo meniscal, se ordena en una zona de suave transición hasta un patrón de fibras de colágeno con alto grado de organización que componen la raíz meniscal. Estas fibras se orientan en paralelo a las fuerzas de tensión que actúan en la propia raíz. Las raíces anterior y posterior del menisco lateral y la raíz posterior del menisco medial, presentan una morfología ligamentosa oval, mientras que la raíz anterior del menisco medial es plana. Estos tejidos ligamentosos se insertan en la tibia a través de fibrocartílago, constituyendo una entesis (*Chang y col., 2014*).

2.2.1 Descripción anatómica de las raíces meniscales

Diversos estudios han descrito la geometría de las raíces meniscales y cuantificado sus áreas de inserción en el hueso subcondral de la tibia. En general, se ha encontrado que las raíces anteriores son más largas, tienen menor sección transversal (*Hauch y col., 2010*) y sus áreas de inserción son mayores (*Ellman, 2014*) que las posteriores. Así mismo, las áreas de inserción de las raíces laterales son mayores que sus homólogas mediales (*Johansen y col., 2012; Ellman y col., 2014; LaPrade y col., 2014*).

Las raíces anteromedial, posteromedial y posterolateral presentan fibras centrales de mayor densidad y fibras suplementarias menos densas que constituyen respectivamente de media el 44.7%, 26.5% y 25.5% del área de inserción total (*Ellman y col., 2014*).

2.2.1.1 Raíz anterior del menisco medial

La inserción tibial de la raíz anterior del menisco medial (RAMM) se sitúa proximal a la zona superior del borde medial de la tuberosidad tibial anterior y medial y proximal al centro del borde superior de dicha tuberosidad (Figura 2.14). Asimismo, el centro de la RAMM se sitúa anterior al ápex de la espina tibial medial, anterolateral al borde más cercano de cartílago articular del platillo tibial medial, anteromedial al borde más cercano y al centro del LCA. Cuando está presente, el ligamento intermeniscal se inserta en la zona posteromedial del cuerno anterior del menisco medial (*LaPrade y col., 2014*).

2.2.1.2 Raíz anterior del menisco lateral(RAML)

La raíz anterior del menisco lateral (RAML) contiene fibras que se insertan bajo la inserción tibial del LCA (Figura 2.14). Al contrario que en el menisco medial, todas las fibras presentan la misma densidad (*LaPrade y col., 2014*). Su área de inserción media es de 140,7 mm², con un solapamiento de 88,9 mm² (el 63,2% de la RAML y el 40,7% de la inserción tibial del LCA) (*LaPrade y col., 2014*).

El centro de la RAML se sitúa anteromedial al ápex de la espina tibial lateral, anteromedial al borde del cartílago articular más cercano del platillo tibial lateral, anterolateral al centro de la inserción tibial del LCA y anterior al borde más cercano a la RPML. Cuando está presente, el ligamento intermeniscal se inserta en la zona anterolateral de la RAML (*LaPrade y col., 2014*).

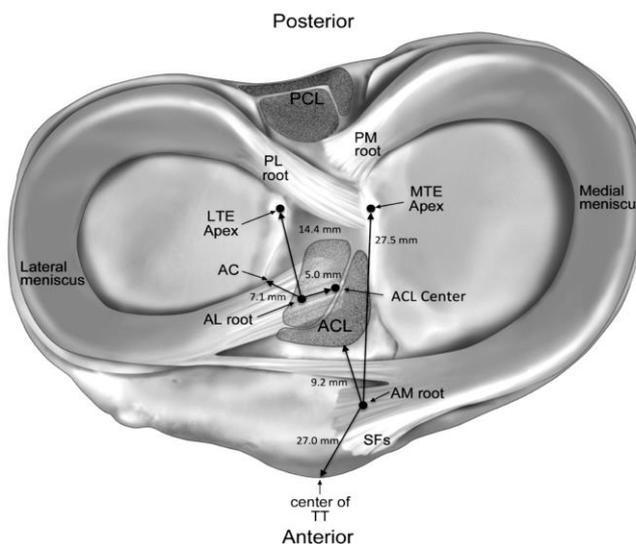


Figura 2.14. Anatomía de las raíces meniscales. La raíz anterolateral (AL root) se sitúa debajo y superpuesta con la del ligamento cruzado anterior (ACL). La raíz anteromedial (AM root) se representa con las fibras suplementales (SFs) observadas en posición anterior y distal a las fibras centrales. Se indican las relaciones de esta raíz con las marcas anatómicas relevantes; LTE: espina tibial lateral; MTE: espina tibial medial; PL root: raíz posterior del menisco lateral; PM root: raíz posterior del menisco medial; TT: tuberosidad tibial.

Reproducido de LaPrade y col. (2014) con permiso.

2.2.1.3 Raíz posterior del menisco medial (RPM)

La RPM se sitúa posterior a la espina tibial medial, lateral al borde del cartílago del platillo tibial medial, anteromedial respecto a la inserción tibial del ligamento cruzado posterior (LCP) y posteromedial a la raíz posterior del menisco lateral (Figura 2.15). Cuantitativamente, su centro se encuentra 9,6 mm posterior y 0,7 mm lateral al ápex medial de las espinas tibiales, 3,5 mm lateral al punto de transición del cartílago articular del platillo tibial medial y 8,2 mm anterior al punto de fijación más superior de la inserción tibial del LCP (Johannsen y col., 2012). El área de inserción media es de 30,4 mm².

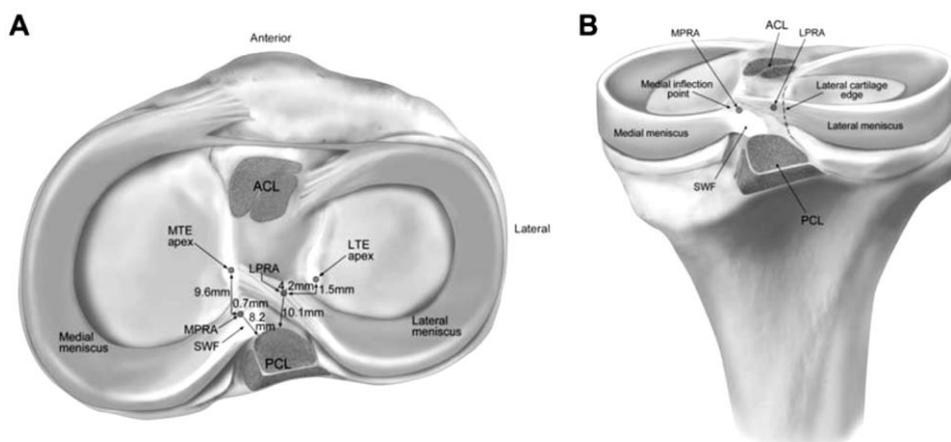


Figura 2.15. Inserciones de las raíces posteriores de los meniscos medial y lateral y localización respecto a las marcas anatómicas pertinentes desde un punto de vista artroscópico (rodilla derecha). (A) Vista superior y (B) Vista posterior. ACL, conexiones con la banda del Ligamento cruzado anterior; LTE, espina tibial lateral; MPRA, inserción de la raíz posterior del menisco medial; MTE, espina tibial medial; PCL, conexión al ligamento cruzado posterior; SWF, fibras blancas brillantes del cuerno posterior del menisco medial. Reproducido de Johannsen y col. (2012) con permiso

Existen unas fibras blancas brillantes (Johansen y col., 2012) que discurren entre la RPMM y la zona anteromedial a la banda anterolateral del LCP; dichas fibras suponen una inserción más débil de la RPMM y ocupan una huella de 47,3 mm² (Johansen y col., 2012).

2.2.1.4 Raíz posterior del menisco lateral (RPML)

La inserción de la RPML se localiza posteromedial al ápex de la espina tibial lateral, medial al borde lateral del cartílago articular, anterior a la inserción tibial del LCP y anterolateral a la RPMM (Figura J). Además, existe una continuación de las fibras posteriores hacia la región posterior del margen lateral de la espina tibial medial (Johansen y col., 2012).

El centro de la RPML está a 5,3 mm (4,2 mm medial y 1,5 mm posterior) del ápex de la espina tibial lateral. Se encuentra 4,3 mm medial al borde más cercano del cartílago de la meseta tibial lateral, 12,7 mm superior a la inserción del LCP y a 10,1 mm de la esquina posteromedial de la RAML. El área de inserción de la RPML es de 39,2 mm² (Johansen y col., 2012).

2.2.2 Propiedades mecánicas de las raíces meniscales

El conocimiento de las propiedades mecánicas de las raíces es de suma importancia para un correcto diseño de los sistemas de fijación utilizados tanto en la reparación de roturas de raíz meniscal como en la sustitución de los meniscos mediante implantes, siendo este uno de los aspectos considerados fundamentales en este tipo de intervención

Las propiedades mecánicas de los ligamentos meniscales se conocen a través de ensayos mecánicos de diversa índole, en los que los especímenes del tejido ligamentoso que compone la raíz han alineado la dirección de la carga con la de las fibras longitudinales de colágeno, que en las raíces guardan un patrón de alineación muy específico continuando la dirección circunferencial del cuerno correspondiente.

A partir de ensayos “estáticos” de tracción uniaxial (Hauch y col., 2010; Kopf y col., 2011; Ellman y col., 2014), se han obtenido la rigidez lineal y la resistencia última de las raíces completas (Tabla 2.1). Según Ellman y col. (2014), las discrepancias encontradas pueden estar ocasionadas por la diferente calidad de los tejidos ensayados.

También se ha analizado la influencia en el valor de las propiedades obtenidas para las raíces completas, de las propiedades de las fibras menos densas detectadas junto a las densas fibras centrales en todas las raíces excepto en la RAML (Ellman y col., 2014). Su presencia representó en la resistencia última un 47.8% de la de la RPMM completa, un 17.6% en la RPML y un 28.4% en la RAMM. En cuanto a la rigidez, la contribución de las fibras suplementarias fue de 34.2%, 16.9% y 8.9% respectivamente. Por tanto, la contribución a las propiedades mecánicas es evidente y debe ser tenida en cuenta para el diseño de futuros fijación meniscal.

Mediante ensayos de creep y de relajación de esfuerzos se han medido también propiedades dependientes del tiempo (Hauch y col., 2010). Los valores normalizados medios obtenidos fueron de 0.76 para la carga al final y de -0.040 (1/ln(s)) para el ratio de relajación tras 45 minutos de ensayo a una deformación constante del 3%. Igualmente, el desplazamiento final medio normalizado en el ensayo de creep fue 1.036 y 0.008 el ratio de creep normalizado, tras 45 minutos a la carga máxima alcanzada en el ensayo de relajación. Estos resultados ponen de manifiesto dicha dependencia temporal. Sin embargo, dado que solo se ha encontrado un trabajo que analiza este aspecto, se consideran necesarios más estudios que confirmen los valores obtenidos.

Tabla 2.1. Valores medios de las propiedades mecánicas obtenidas en test uniaxiales de tracción para las raíces meniscales completas

	Resistencia ultima (N)			Rigidez (N/mm)	
	<i>Hauch y cols., 2010</i>	<i>Kopf y cols., 2011</i>	<i>Ellman y cols., 2014</i>	<i>Hauch y cols., 2010</i>	<i>Ellman y cols., 2014</i>
RAMM	455.5	407	655,5	169.4	124.9
RAML	652.2	692	652.8	215.8	151.1
RPMM	591.6	678	513.8	207.2	122.7
RPML	330.3	648	509.0	129.5	128.7

2.3 Lesiones de las raíces meniscales

Las raíces meniscales son las únicas partes de los meniscos que se insertan en el hueso y tienen un papel primordial a la hora de evitar la extrusión. Esto hace que su lesión afecte profundamente a la biomecánica de la rodilla (*Schillhammer y col., 2012*) y tenga consecuencias similares a las de la meniscectomía total.

La citada zona de transición supone el punto más débil de la estructura de la raíz meniscal y parece ser más débil en las raíces posteriores que en las anteriores, lo que se correlaciona con la mayor frecuencia de lesión en dicha localización (*Freutel y col., 2015*).

Se considera lesión de la raíz a la avulsión de la misma del hueso o a la rotura (normalmente radial) que se produce a menos de 1 cm de la inserción. Estas lesiones son menos frecuentes que las del cuerpo y, a menudo, pasan desapercibidas. Pueden ser de naturaleza traumática (más frecuentes en el menisco lateral) o degenerativa (más en el menisco medial). Debido al conocimiento de la importancia de la lesión en el menisco medial, en los últimos años ha sido muy abundante la literatura resaltando la importancia del diagnóstico y el tratamiento de la misma.

2.3.1 Clasificación de las roturas de la raíz meniscal

Existen diversos tipos de lesión de la raíz meniscal según su morfología. *LaPrade y col. (2015b)* clasificaron las roturas de la RPMM en 5 tipos (Figura 2.16):

- Tipo 1 (7%): rotura parcial y estable de la raíz posterior.
- Tipo 2 (67,6%): rotura radial completa en los 9 mm proximales a la inserción ósea. Tipo 2A (38%): a menos de 3 mm; tipo 2B (16,9%): entre 3 y < 6 mm; tipo 2C (12,7%): 6-9 mm.
- Tipo 3 (5,6%): rotura meniscal en asa de cubo con desinserción completa de la raíz meniscal.
- Tipo 4 (9,9%): rotura oblicua completa o longitudinal con desinserción completa de la raíz meniscal.
- Tipo 5 (9,9%): avulsión ósea de la inserción de la raíz meniscal.

Por otro lado, *Forkel y col. (2012)* clasificaron específicamente las lesiones de la RPML asociadas a lesión del LCA (más frecuentemente de origen traumático) en función de la integridad de los ligamentos meniscolfemorales (LMF):

- Tipo 1: avulsión de la RPML sin afectación de los LMF.
- Tipo 2: rotura radial del cuerno posterior del menisco lateral, entre la RPML y la inserción meniscal de los LMF.
- Tipo 3: rotura completa de la raíz meniscal y de los LMF.

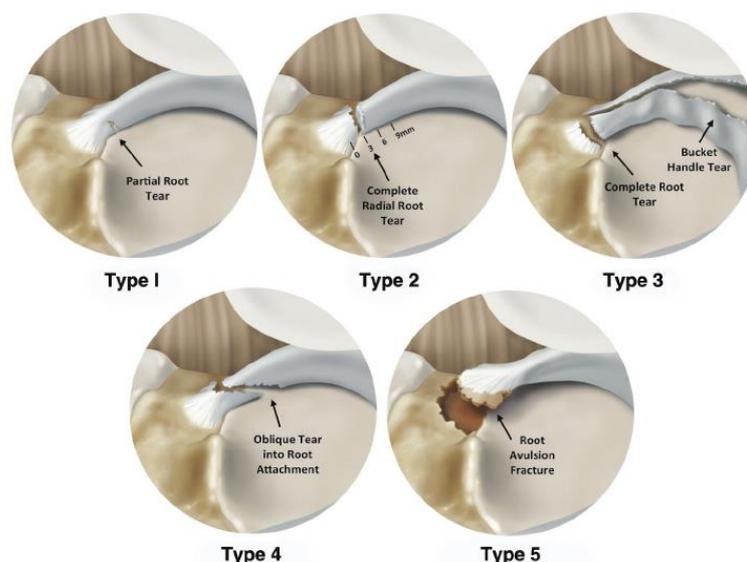


Figura 2.16. Clasificación de las roturas la raíz meniscal. Reproducido con permiso de *LaPrade y col. (2015)*

Bin y col. (2016) clasificaron las lesiones de la RPMM (generalmente de origen degenerativo) en función del desplazamiento encontrado durante la cirugía artroscópica y lo correlacionaron con la extrusión hallada en RM previamente:

- Tipo I: sin desplazamiento.
- Tipo II: solapamiento de ambos extremos de la rotura.
- Tipo III: amplio desplazamiento.

En los tipos I y II no se encontró extrusión meniscal en RM o esta fue mínima, mientras que en el tipo III se encontró una extrusión marcada. Asimismo, las rodillas con rotura de la RPMM de tipo III presentaron mayor proporción de signos artrósicos en el compartimento medial (tanto en tibia como en fémur) que las rodillas con lesiones de tipo I y II.

2.3.2 Epidemiología y diagnóstico

Las roturas radiales y avulsiones de las raíces meniscales (roturas tipo 2 a 5 de la clasificación de *LaPrade y col. (2015)*) son lesiones con consecuencias graves cuyo diagnóstico puede ser complicado. Son mucho más frecuentes las de las raíces posteriores que las de las anteriores, habiéndose postulado que esto se debe a la menor movilidad de las raíces posteriores, que hace que tengan más tendencia a ser lesionadas (*Thompson y col., 1991*). Como en otras lesiones de los meniscos, la naturaleza de las mismas puede ser traumática o degenerativa. Normalmente, las traumáticas ocurren en el contexto de lesiones ligamentosas (*Shen y col., 2016*).

En el menisco lateral, la rotura de la raíz posterior suele ocurrir con antecedente traumático, en el contexto de una lesión ligamentosa, habiéndose asociado frecuentemente a la del ligamento cruzado anterior (LCA). Se ha descrito una incidencia de entre el 5 (*Shen y col, 2016*) y el 12% (*Feutch y col, 2015*). Por otra parte, *Koo y col. (2015)*, en un estudio de la incidencia de las lesiones de las raíces meniscales, encontraron que, de 20 casos de esta rotura en el menisco lateral, 19 estaban asociadas a una lesión del LCA.

Las lesiones de la raíz posterior del menisco medial se presentan con una incidencia del 10 al 21% en la cirugía meniscal (meniscectomía o reparación meniscal) (*Ozkoc y col., 2008; Hwang y col., 2012*) y se ha descrito que hasta en un tercio de los casos pueden pasar desapercibidas en

estudios de RM (*Ozkoc y col., 2008*). Son con mucha mayor frecuencia de naturaleza degenerativa, habiéndose encontrado una incidencia de asociación de la misma con lesiones condrales 5,8 veces mayor que con la del menisco lateral (*Matheny y col., 2015*). En un estudio de *Hwang y col. (2012)*, se describe que las personas con rotura de la RPMM tienen significativamente mayor edad, predominaba el sexo femenino, presentaban mayor índice de masa corporal, Kellgren-Lawrence incrementado, mayor alineación en varo de la extremidad y más bajo nivel de actividad comparado con otras personas con otro tipo de rotura meniscal. En el estudio comparativo de *Koo y col. (2015)*, se encontró que, de 22 lesiones de la RPMM, solo 3 estaban asociadas a un desgarro del LCA. En el menisco medial, sin embargo, para la mayoría de casos de rotura de la raíz posterior, el paciente no recuerda traumatismo. En el trabajo de *Kim y col. (2015)*, el 69% de los pacientes con rotura de la RPMM recordaba un traumatismo mínimo y, de estos, en muy pocas ocasiones se presentó de forma brusca, incluso con más intensidad que en otro tipo de lesiones. En raros casos una lesión aislada de la raíz se presenta de forma brusca, con bloqueos y/o derrame articular (*Bae y col., 2013*). Por otra parte, *Lee y col. (2009)* informan en su trabajo sobre 21 pacientes con la misma lesión que el 14,3% tenía bloqueos y el 9,5% sensación de fallo.

Este tipo de lesión puede pasar inadvertida. Debido a su infra diagnóstico en el pasado, estas lesiones han cobrado especial atención en los últimos años. Los signos clínicos más comunes para detectar este tipo de lesión son dolor y sensibilidad en la línea articular, dolor posterior de la rodilla con flexión completa y un test de McMurray positivo, siendo similares en ambos meniscos (*Bin y col., 2004; Lee y col. 2009; Ahn y col., 2009*)

La Resonancia Magnética (RM) presenta, bajo evaluación de un radiólogo experto con especial atención a las raíces y realización de diferentes secuencias, una sensibilidad del 86-90% y una especificidad del 94-95% (*De Smet y col., 2009*). Además, esta técnica permite determinar la extensión de la rotura, su asociación con extrusión o quiste, y la evaluación del cartílago articular y el hueso subcondral, así como el diagnóstico de lesiones ligamentosas asociadas.

La detección de las roturas de la RPMM es de mayor facilidad diagnóstica que la del menisco lateral (*De Smet y col., 2012*). En la primera, se observa una ausencia o acortamiento de la raíz en las imágenes sagitales, así como una hendidura vertical de líquido en secuencias potenciadas en T2. En la segunda, se apreciarán hallazgos similares a las roturas radiales de otras localizaciones (*Choi y col., 2012; De Smet y col., 2012*). Otro aspecto a valorar es la extrusión meniscal o desplazamiento del menisco sobre el borde del platillo tibial en el plano coronal, la cual es significativa cuando es superior a 3 mm del menisco sobre el borde tibial (*Nguyen y col., 2014*) (Figura 2.17).

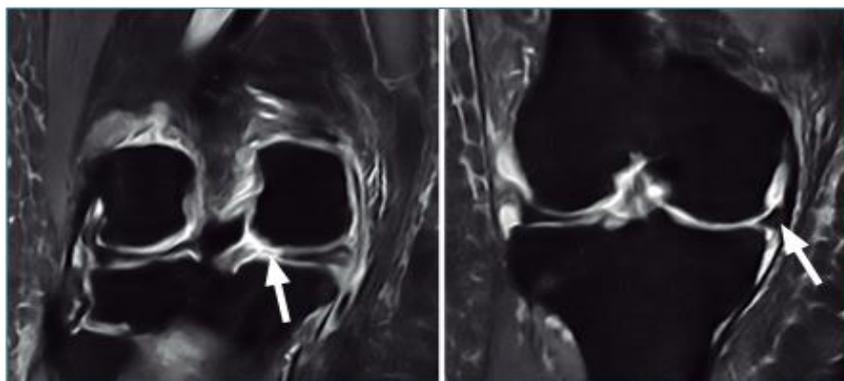


Figura 2.17. Imágenes coronales de resonancia magnética de una rodilla con rotura de la raíz posterior del menisco medial. A: corte a nivel del cuerno posterior, donde se aprecia la rotura (flecha); B: corte a nivel del cuerpo del menisco, donde puede apreciarse la extrusión del mismo (flecha).

Dicha extrusión, es más frecuente en la afectación del menisco medial (*Jones y col., 2006; Choi y col., 2010*). Esto es debido a que el menisco lateral se encuentra estabilizado por los LMF (*Brody y col., 2006; Lee et al. 2014*), por lo que para que aparezca una extrusión notable del mismo es necesaria una rotura asociada de dichos ligamentos.

2.3.3 Tratamientos y técnicas de reparación de la lesión de las raíces meniscales

Las opciones de tratamiento para las lesiones de raíz meniscal incluyen: tratamiento no quirúrgico, meniscectomía parcial o total y reparación de la raíz meniscal (*Berlet y col., 1998*).

Tratamiento no quirúrgico. El tratamiento no quirúrgico se reserva para pacientes de edad avanzada, con comorbilidades significativas, y pacientes con cambios articulares degenerativos. El tratamiento sintomático con analgésicos y el uso de un bastón pueden aliviar los síntomas.

Meniscectomía. La meniscectomía es una opción terapéutica frecuentemente utilizada para aliviar los síntomas de dolor y/o bloqueo articular en pacientes que presentan cambios degenerativos articulares y no responden al tratamiento no quirúrgico. La meniscectomía parcial es una opción válida en pacientes con lesiones parciales donde la inserción de la raíz meniscal se encuentra preservada en porcentaje suficiente como para conservar su función.

Reparación de la raíz meniscal. Las principales indicaciones actuales para la reparación son:

- Lesiones traumáticas agudas en pacientes menores de 50 años con cartílago articular normal o casi normal.
- Lesiones crónicas y sintomáticas de raíz meniscal en pacientes jóvenes o de mediana edad (<50 años), que no presenten cambios degenerativos articulares significativos (*Bathia y col., 2014*).

2.3.4 Técnicas de reparación

Las técnicas de reparación propuestas hasta ahora son: la sutura de lado a lado, la sutura transtibial y la sutura con arpones:

- Sutura lado a lado (Figura 2.18 A): Este tipo de reparación solo puede llevarse a cabo cuando hay un remanente de la raíz con tejido de calidad suficiente (*Ahn y col., 2009*).
- Sutura transtibial (Figura 2.18 B): Numerosos autores han descrito métodos de reparación transósea mediante el pasaje de suturas a través de la raíz meniscal por un túnel en la tibia proximal. Tras atravesar el o los túneles tibiales, dichas suturas se atan sobre un poste a la salida del túnel en la metafisis tibial (*Raustol y col., 2006; Kim y col., 2006; Ahn y col., 2007; Nicholas y col., 2009*). Es de extrema importancia fijar la raíz meniscal en su sitio de inserción anatómico y con la tensión necesaria para resistir el desplazamiento (*Starke y col., 2010*).
- Sutura con Implantes (Figura 2.18 C): Este es una técnica todo-dentro, en la cual un implante con dos suturas se fija en el hueso cortical de la meseta tibial, a nivel del sitio de inserción de la raíz meniscal (*Kim y col., 2011; Jung y col., 2012*). Esta técnica fue descrita por primera vez por Engelsohn y col. (2007). Los defensores de esta técnica sostienen que evita la creación de túneles tibiales que podrían interferir con túneles concomitantes utilizados para reconstrucciones ligamentarias. También se evitaría el alargamiento elástico de las suturas observado en la técnica transtibial (*Feutch y col., 2014*). Sin embargo, la colocación anatómica del implante atravesando el estrecho espacio articular es complicada, especialmente en casos de lesión del ligamento medial colateral (LaPrade

y col., 2015-JAAOS) Además, si el implante se desplaza bajo carga, puede sobresalir desde la meseta tibial hacia el espacio articular (Jung y col., 2012).

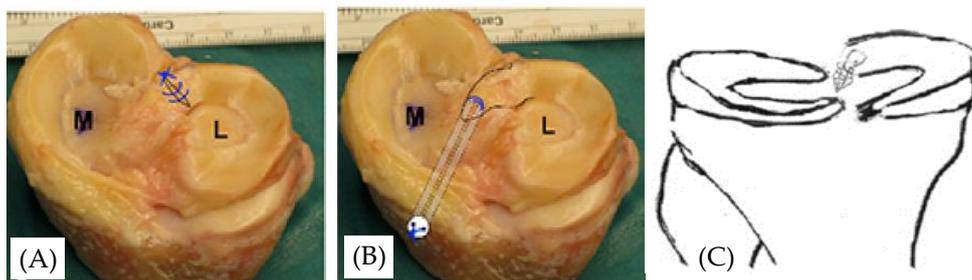


Figura 2.18. Técnicas de reparación de la rotura de la raíz posterior del menisco. (A) Sutura lado a lado; (B) Sutura transtibial; Adaptadas de *Bonasia y col. (2015)*, con permiso. (C) Sutura con arpones. Reproducido de *Yang y Yoon (2015)*, con permiso.

2.4 Técnicas transtibiales para reparación de la raíz posterior meniscal

2.4.1 Descripción general de la técnica

Las técnicas transtibiales son más utilizadas para la reparación de la raíz posterior por su mayor facilidad de realización y de acceso a la zona lesionada respecto a las técnicas in situ. En estas técnicas la rotura de la raíz se repara aplicando 1 (*Allaire y col., 2008*) o 2 suturas (*Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015c*) a una distancia de aproximadamente 5 mm del borde de la rotura.

Una vez aplicadas, las suturas se recuperan a través de un túnel transóseo de entre 2.4 mm (*Allaire y col., 2008*) y 5mm (*Cerminara y col., 20104; LaPrade y col., 2015c*) de diámetro previamente perforado desde la cortical tibial anterior hasta la zona de inserción anatómica de la raíz en cuestión utilizando una incisión accesoria anteromedial o anterolateral (en función del menisco afectado) con la ayuda de una guía de LCA (

Figura 2.19). Los extremos distales de las suturas se traccionan para reducir la raíz dañada a su posición original, acercándola a la apertura proximal del túnel e incluso tratando de introducirla en él. Una vez conseguida la reducción y manteniendo firme la tensión, las suturas se fijan anudándolas entre sí sobre un puente óseo (que requiere la realización de doble túnel) (*Raustol y col., 2006*) o sobre un implante en función de poste (*Kim y col. 2006; Chahla y col. 2016a*). Los botones de sutura son los implantes más comúnmente utilizados (*Petersen y col., 2006; Nicholas y col., 2009; Bathia y col., 2014; Chahla y col. 2016b*) por ser menos invasivos y presentar menor riesgo de infección que otros como el tornillo con arandela.

Existen propuestas de perforación del túnel tibial desde anterior por el lado más directo (lateral para la RPML o medial para la RPMM) (Figura 2.20A) (*Ahn y col. 2007; LaPrade y col., 2015c*) o por el lado opuesto (Figura 2.20 B) (*Allaire y col., 2008; Espejo-Baena y col., 2008*) que permite traccionar el menisco en la dirección de las fibras longitudinales de la raíz original.

LFC: cóndilo femoral lateral; LTP: platillo tibial lateral.

En caso de reconstrucción asociada de LCA, se puede utilizar la misma incisión anteromedial; algunos autores incluso proponen la utilización del mismo túnel para la reconstrucción del LCA y de la raíz meniscal (*Forkel y col., 2012*) realizando la fijación de las suturas dentro del túnel con el mismo tornillo de interferencia que fija el LCA.

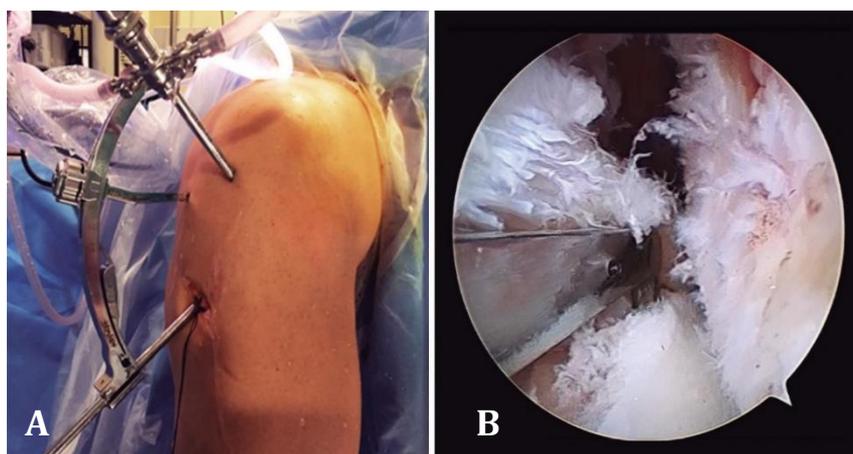


Figura 2.19. Colocación de la aguja-guía para la realización del túnel tibial en una re inserción transósea de la raíz posterior del menisco lateral. A: imagen exterior; B: imagen artroscópica.

Numerosos autores han referido técnicas de reparación mediante suturado transóseo. Además de las ya comentadas opciones de labrado del túnel y fijación de los elementos de sutura, estas técnicas presentan variaciones en la metodología de suturado, el número de suturas y el material de sutura, que se comentan en el punto 2.4.2.

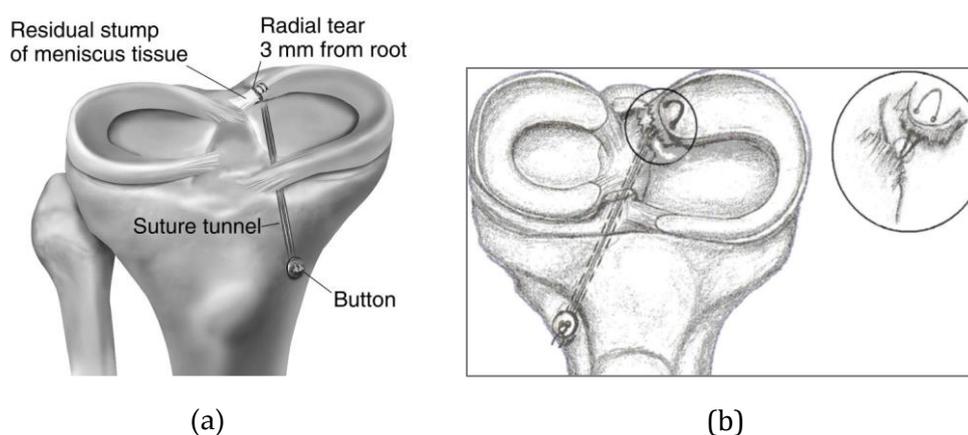


Figura 2.20. Perforación del túnel óseo desde anterior: a) por el lado más directo. Reproducido de *Padalecki y col. (2014)* con permiso; b) por el lado opuesto. Reproducido de *Allaire y col. (2008)* con permiso.

Una ventaja de esta técnica de fijación es que facilita el acceso a la posición anatómica de la raíz y por tanto favorece su correcta reducción. Además, la realización de túneles óseos podría mejorar el efecto biológico debido a la presencia de factores de crecimiento y células madre de medula ósea. Una desventaja de la técnica es que la longitud de las suturas incrementa su alargamiento elástico, pudiendo contribuir de forma apreciable a los desplazamientos sufridos por la raíz en situación de carga (*Feutch y col., 2014*). Además, existen limitaciones de la técnica no resueltas, ya que la fijación resultante es considerablemente menos resistente al desplazamiento y a la tracción que la raíz nativa. En consecuencia, la rehabilitación postoperatoria debe llevarse a cabo con gran precaución.

2.4.2 Propiedades mecánicas de los métodos de reparación mediante sutura transtibial

Estudios biomecánicos in vitro han constatado que, re inserciones de la raíz reparada desplazadas respecto a su zona de inserción original más de 3mm en un modelo porcino (*Staerke*

y col., 2010) y de 5 mm en un modelo humano (LaPrade y col., 2015), comprometen la función de distribución de la carga del menisco. Por otro lado, se han detectado desplazamientos permanentes importantes de la raíz reparada ante cargas cíclicas (Feutch y col., 2014; Cerminara y col., 2014) que pueden propiciar la cicatrización de la raíz en posiciones no anatómicas, con un efecto de pérdida de función similar al descrito.

Las características mecánicas del sistema de fijación que determinan el valor máximo de carga permitido en el periodo postoperatorio serán rigidez, resistencia a la aparición de desplazamientos permanentes y resistencia a la rotura. Con la sutura transtibial, el desplazamiento de la raíz atribuible al método de fijación será suma de los desplazamientos debidos a la deformación propia del tejido meniscal en el segmento de menisco modificado por la reparación, a la interacción menisco-sutura, al alargamiento de la sutura y al hundimiento del dispositivo de fijación de las suturas en el hueso a la salida distal del túnel tibial.

Cerminara et al. (2014) analizaron las aportaciones individuales de estas tres últimas componentes tras la reparación de la raíz posterior del menisco medial porcino determinando una mayor contribución de la interacción menisco-sutura y señalándolo como objetivo de trabajos futuros por su mayor margen de mejora potencial para disminuir el desplazamiento a través del uso de más suturas, suturas menos abrasivas, diferentes técnicas de suturado, y/o una mayor área de contacto menisco-sutura. Este enfoque y el hecho de que el fallo último de la reparación se produzca en la mayoría de los casos por el desgarramiento del tejido en la zona de inserción de la sutura, han desviado el interés por otras posibles fuentes de desplazamiento permanente, como puede ser el anudado de las suturas.

Estudios sobre técnicas de anudado quirúrgico han comparado los desplazamientos debidos al deslizamiento del nudo en diferentes tipos de nudos, tomando un umbral de 3 mm como representativo del fallo clínico, aunque sin referencia a un tipo de intervención quirúrgica concreta (Chan y col., 2001; Illahi y col., 2008). En la reparación transtibial de la raíz meniscal, un desplazamiento de 3mm puede en efecto afectar gravemente a la eficacia de la reparación (Staerke y col., 2010). Sin embargo, teniendo en cuenta que el anudado es solo uno de los posibles contribuyentes a su generación, es lógico pensar que el grado de desplazamiento que origine debe limitarse considerablemente respecto a ese umbral. La contribución particular del deslizamiento del nudo, separándolo del alargamiento de la propia sutura es un aspecto no abordado hasta ahora, así como la posible mejora del resultado de la reparación derivada de la eliminación del anudado mediante el uso de sistemas alternativos de fijación de las suturas, como los dispositivos actuales de anclaje sin nudo cuyas propiedades mecánicas han sido documentada en el tratamiento de diversas patologías (Cox y col., 2014; Klinge y col., 2015; Cottom y col., 2016), pero no en reparaciones de las raíces meniscales.

En resumen, desde un punto de vista biomecánico, a la hora de aplicar una técnica transósea debe buscarse el método y tipo de elemento de sutura que maximice la rigidez y la resistencia del conjunto tejido-sutura, con especial interés en la zona de interacción menisco-sutura. La técnica idónea combinará estas características mecánicas con la facilidad de aplicación quirúrgica. Además, el método de fijación de las suturas puede ser un elemento de influencia relevante, por lo que su selección debe ser optimizada.

2.4.2.1 Métodos de suturado

Para la aplicación de las suturas se ha descrito el uso de pinza directa (Blackman y col., 2014; Chahla y col., 2016) o gancho curvo (Kim y col., 2006; Petersen y col., 2006; Lee y col. 2009) introducidos por uno de los portales anteriores accesorios y la aguja directa introducida a través

del túnel óseo por el que se recuperarán posteriormente para su fijación (*Rosslénbroich y col., 2013; Nicholas y col., 2009*) (Figura 2.21).

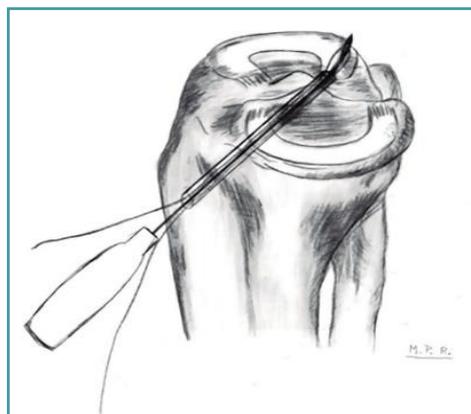


Figura 2.21. Esquema de la técnica de reinserción transósea de la raíz posterior del menisco lateral con el pasador de sutura a través del túnel tibial. La punta del dispositivo está perforando la raíz meniscal.

En cuanto al tipo de suturado realizado, se han referido diferentes opciones que incluyen: sutura simple, horizontal, Mason-Allen modificada (consistente en una sutura horizontal y una sutura simple superpuestas), bucles simples, bucles autobloqueantes (tipo lasso-loop) y Kessler modificada (Figura P). Las propiedades mecánicas de la reparación utilizando estas alternativas han sido comparadas en estudios biomecánicos in vitro (*Kopf y col., 2011; Feutch y col., 2013; Anz y col., 2014; LaPrade y col., 2015d; Mitchell y col., 2016*).

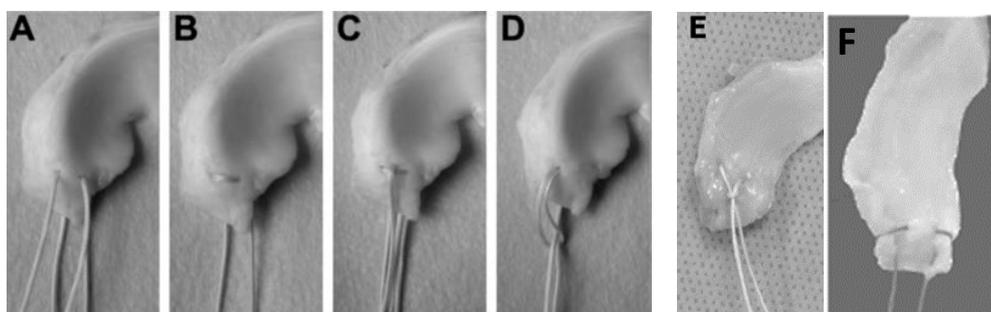


Figura 2.22. Tipos de suturado utilizados en la reparación de la raíz meniscal: (A) dos suturas simples; (B) sutura horizontal; (C) sutura de Manson-Allen modificada; y (D) bucles simples. Reproducidas de *Feutch y col. (2013)* con permiso. (E) bucle autobloqueante (Reproducido de *Anz y col. (2014)* con permiso). (F) sutura de Kessler modificada (Reproducido de *Kopf y col. (2011)* con permiso)

De los resultados de estos trabajos se desprende que, a medida aumenta la complejidad del método, aumenta la carga última y el tiempo necesario para la intervención. Sin embargo, la técnica de 2 suturas simples combina simplicidad de ejecución, resistencia última cercana a las técnicas más complejas y elevada capacidad para resistir desplazamientos cíclicos, lo que algunos autores aducen como parámetro de mayor relevancia clínica (*Kopf y col., 2011; Feutch y col., 2013; LaPrade y col., 2015d*). Por ello, este tipo de suturado que permite un posicionado preciso de las suturas en un espacio reducido, es seleccionado con frecuencia. Sin embargo, las propiedades mecánicas de la raíz son superiores a las del conjunto menisco-sutura, presentando las raíces menores desplazamientos y mayor resistencia a la rotura en todos los casos ensayados.

2.4.2.2 Material de sutura

Con el fin de obtener una reparación con propiedades mecánicas más cercanas a las de las raíces sanas, se ha propuesto el uso de elementos de sutura de diferentes materiales y formas. Los materiales más comúnmente utilizados han sido los hilos monofilamento de polidioxanone absorbible (PDS™) (*Ahn y col., 2009; Kim y col., 2011; Seo y col., 2011; Cho y col., 2012; Lee y col., 2013; Moon y col., 2012*) y los hilos trenzados de fibras de poliéster no absorbible (Ethibond™) (*Kim y col., 2006; Ahn y col., 2007; Lee y col., 2009; Seo y col., 2011; Kim y col., 2011; Forkel y col., 2012; Rosslenbroich y col., 2013*). Otros autores, sin embargo, han propuesto el uso de suturas de polietileno de ultra alto peso molecular (*Harner y col., 2009; Nicholas y col., 2009; Vyas y col., 2012; LaPrade y col., 2015d*) que ha demostrado una mayor resistencia y rigidez respecto a las de las suturas convencionales en ensayos biomecánicos de reparaciones de tendón (*Lawrence y col., 2005; Abbi, 2006, Wust y col., 2006; Bison y col., 2008*).

En lo referente al número óptimo de hilos de sutura empleado en la reparación, *Rosslenbroich y col. (2013)* encontraron que, en la reparación de la RPML, el uso de dos hilos produce unas propiedades mecánicas más próximas a las de la raíz sana que el uso de un solo hilo, en términos de elongación y rigidez.

En cuanto al calibre de los hilos utilizados, aunque puede encontrarse algún caso de uso de hilo del N.0 y del N.5 (*Lee y col., 2009*) en suturas de poliéster, pero el utilizado mayoritariamente es el calibre N.2 (*Kim y col., 2006; Rosslenbroich y col., 2013; LaPrade y col., 2015*). Un estudio reciente compara las propiedades biomecánicas del conjunto menisco sutura con hilos de sutura del N.2 de los tres tipos de materiales citados: PDS™, Ethibond™ y el ultra resistente FiberWire™ (*Feutch y col., 2015*). Con ninguno de los hilos testados pudo apreciarse una superioridad clara en las propiedades de la reparación, tanto en condiciones de carga cíclica como en los ensayos de rotura. A pesar de ello, los autores recomendaron el uso de Fiberwire™ para la reparación transtibial de las raíces meniscales posteriores, por aunar unos comparativamente altos valores de resistencia y rigidez con unos bajos desplazamientos cíclicos.

Otra variante del material de sutura, utilizada en reparaciones tendinosas (*Gnandt y col., 2016; Ruiwen y col., 2016*), es su forma de presentación del material. Frente a los habituales hilos cilíndricos, en los últimos años se han puesto a disposición las cintas de sutura bajo la hipótesis de que, al aumentar la zona de interacción entre el tejido y la sutura, la tracción se reparte sobre un área mayor disminuyendo las presiones de contacto (*Burgess y col., 2010*) y, consecuentemente, disminuyendo el daño causado al tejido biológico. Sobre esta base, *Cerminara y col. (2014)* proponen el uso de esta alternativa como posibilidad para la mejora de las propiedades mecánicas de la reparación. Posteriormente, *Feutch y col. (2015)* incluyeron el uso de cinta de material ultra resistente de 2mm (FiberTape™) en el análisis comparativo con los hilos de distintos materiales del estudio biomecánico mencionado anteriormente. En condiciones de carga cíclica, los desplazamientos obtenidos no mostraron diferencias significativas entre el uso de cinta o hilo del mismo material, e incluso mostraron una media más elevada. Sin embargo, si se encontró una carga última significativamente superior con el uso de cinta, que puede ser beneficioso especialmente para el periodo postoperatorio inmediato.

2.5 Alteraciones del contacto articular causadas por la lesión de la raíz posterior del menisco. Eficacia de la reparación.

2.5.1 Menisco medial.

En la última década, diversos trabajos biomecánicos han analizado la influencia de la desinserción de la raíz del menisco medial y de su posterior reinserción en los parámetros de contacto articular (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Seo y col., 2009; Padalecki y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*). Los resultados de estos han mostrado alteraciones de las máximas presiones de contacto en el compartimento interno de la rodilla con esta lesión tanto en rodillas cadavéricas humanas (*Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Padalecki y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*) como en modelo porcino (*Seo y col., 2009*), para ángulos de presión variables entre 0 y 90°. Los aumentos de la presión medidos en los estudios con modelos humanos están en el rango del 25-45% para la presión máxima. Además, se han observado incrementos de la presión media del 13-126% y reducciones del área de contacto entre el 17-64%.

En los anteriores trabajos con rodillas humanas se utilizó la técnica de reparación de sutura transósea con similar aplicación de dos suturas simples. Sin embargo, los resultados obtenidos en cuanto a la efectividad de esta técnica de reparación han sido dispares. En algunos trabajos se encontró restauración del contacto con la reparación a niveles de intacto para todos los ángulos de flexión de la rodilla (*Allaire y col., 2008; Padalecki y col., 2014*) mientras en otros se obtuvo cierto grado de reparación, pero con diferencias significativas respecto a la rodilla sana (*LaPrade y col., 2015a*), principalmente a ángulos de flexión entre 30 y 60° (*Kim y col., 2013*).

Otros aspectos de la influencia de la lesión y su reparación en la biomecánica de la rodilla han sido también estudiados. *Hein y col. (2011)* analizaron la resistencia a la extrusión del menisco medial tras la desinserción de su raíz posterior y tras su posterior reparación, encontrando desplazamientos mediales y separaciones de la raíz significativamente mayores con lesión comparados con los medidos sin lesión o tras su reparación. Estos resultados sustentan la teórica relación establecida entre rotura de la raíz posterior del menisco medial y su extrusión observada clínicamente. Dada la bien documentada asociación existente entre dicha extrusión y el desarrollo de artritis degenerativa en la rodilla, los autores resaltaron la importancia de una evaluación clínica temprana y tratamiento quirúrgico para un tratamiento óptimo de este tipo de lesión. Por otro lado, *LaPrade y col. (2015a)* constataron que una reparación no anatómica de la raíz, con el punto de inserción desplazado 5mm en dirección posteromedial, no restaura los parámetros de contacto al mismo nivel que lo hace una reparación anatómica, con incrementos promediados de presión media del 54% y de presión máxima del 33%, y con reducción del área de contacto del 27% respecto a la reparación anatómica.

2.5.2 Menisco lateral

Debido a la menor congruencia entre las superficies articulares en el compartimento lateral de la rodilla, con la disrupción de las fibras longitudinales del menisco lateral cabe esperar un mayor cambio en el contacto articular y en la cinemática de la rodilla que la observada en el compartimento interno con la rotura del menisco medial. De hecho, diversos estudios clínicos han demostrado una mayor incidencia de artrosis después de la meniscectomía lateral que tras la medial (*Alford y col., 2005; Allen y col., 1984; Jorgensen y col., 1987*). También existen estudios biomecánicos sobre el cambio en los parámetros de contacto tras esta intervención (*Odge y col., 2012*) mostrando aumento de presión media del 100% y disminución del área de contacto del 47%.

Sin embargo, históricamente se ha prestado menor atención a la lesión de la raíz posterior del menisco externo que a la del interno. Probablemente, esta circunstancia sea debida al menor número de casos diagnosticados, motivado por la mayor dificultad en el diagnóstico de esta lesión en el menisco externo. Con la publicación de datos de su incidencia clínica (*Lerer y col., 2004; West y col., 2004; Ahn y col., 2009; Forkel y col., 2012*) y especialmente de su asociación a casos de rotura del LCA, las lesiones de la raíz del menisco lateral empezaron a ser reparadas también. Sin embargo, hasta hace pocos años no había estudios biomecánicos avalando la intervención. A partir de 2012 se ha suscitado interés por la investigación sobre este campo, publicándose algunos trabajos.

Schillhammer y col. (2012), utilizando rodillas cadavéricas humanas, midieron presiones y área de contacto en el compartimento lateral de la rodilla humana durante un ciclo de marcha y obtuvieron alteraciones importantes en la distribución de presiones del compartimento lesionado con la lesión de la raíz del menisco lateral. Resultados similares obtuvieron *LaPrade et al. (2014)* a varios ángulos de flexión entre 0 y 90°. Pero los resultados sobre la efectividad de la reparación a ángulos de flexión bajos difieren entre estos autores, aunque la comparación de resultados entre estos dos estudios es difícil por haberse realizado con diseños experimentales muy diferentes. Además, ninguno de estos trabajos contrastó los efectos de la lesión con los de la meniscectomía.

Otros trabajos biomecánicos (*Forkel y col., 2013*), utilizando rodillas porcinas, analizaron el efecto del ligamento menisofemoral posterior en el contacto del compartimento externo cuando se des inserta la raíz del menisco lateral. No se encontraron variaciones en las presiones de contacto con el ligamento menisofemoral intacto, pero sí al seccionarlo, lo que podría aclarar la función estabilizadora de estos ligamentos. Sin embargo, la anatomía de este ligamento en modelo porcino es muy diferente a la humana, por lo que los resultados no se pueden extrapolar directamente.

Por otro lado, la alteración de la cinemática de la rodilla inmediatamente después de la lesión, y en concreto el posible cambio de alineación tibia-fémur no ha sido estudiado hasta ahora. Una forma indirecta de estudiarlo sería observar posibles alteraciones del contacto en el compartimento no lesionado. En este sentido, solo *LaPrade y col. (2014)* han analizado el compartimento interno no lesionado, aunque en sus ensayos aplicaron restricciones cinemáticas que forzaron determinada orientación articular no natural, impidiendo la posibilidad de observar la posible realineación causada por la lesión.

2.6 Diseños experimentales en estudios previos sobre reparaciones la raíz meniscal

Existe un número considerable de estudios experimentales cuyo objetivo es analizar los efectos biomecánicos de la patología meniscal y la efectividad de diferentes técnicas de reparación. Los primeros trabajos encontrados versaban sobre los efectos de la meniscectomía total (*Krause y col., 1976*) y a medida que las evidencias clínicas ponían de manifiesto sus efectos adversos, se iba extendiendo la idea de la preservación del menisco en la mayor medida posible y se introducían paulatinamente técnicas de meniscectomía parcial y reparación meniscal (*Burke y col., 1978; Baratz y col., 1986; Ihn y col., 1993*). La aparición de estas técnicas ha ido acompañada de estudios experimentales in-vitro que las avalaban o ponían de manifiesto la necesidad de su mejora.

En el punto 2.5 se han resumido los resultados de los trabajos biomecánicos publicados que han tratado las consecuencias de la lesión y de la reparación de la raíz posterior de los meniscos, medial y lateral, en el contacto articular. En el punto 2.4 se han recopilado estudios

experimentales en los que se analizan las propiedades mecánicas de la reparación mediante diferentes técnicas de sutura transtibial.

A continuación, y siguiendo la división anterior, se recogen las características principales de los diseños experimentales utilizados en los trabajos más relevantes dentro de cada tipo de estudio.

2.6.1 Estudios biomecánicos sobre los efectos de la rotura y la reparación de la raíz meniscal posterior

Estudios experimentales con especímenes cadavéricos de rodilla, han analizado las alteraciones del contacto en la articulación tibiofemoral causadas por diferentes condiciones patológicas de los meniscos. En estos estudios se somete el espécimen a carga de compresión para distintos ángulos de flexión de la articulación, con meniscos intactos y tras simular algún tipo de patología. El posicionado y la carga del espécimen se hace utilizando una máquina de ensayos provista de dispositivos de fijación específicamente diseñados para permitir y controlar la rotación y traslación en todos los ejes. El tipo, magnitud y forma de aplicación de las cargas, los grados de libertad restringidos/permitidos a la articulación varían de un trabajo a otro (Tabla 2.2).

Para obtener los parámetros del contacto, antes de aplicar la carga se inserta un sensor de presiones entre las superficies articulares y se registran los valores obtenidos para el área y las presiones. Los primeros trabajos biomecánicos encontrados que miden parámetros de contacto en la articulación tibiofemoral de rodillas humanas y caninas son los de *Krause y col. (1976)*. En ellos, se utilizaron métodos de tinción de las zonas de cartílago articular sin contacto para determinar el área de contacto en rodillas sanas y tras meniscectomías totales de uno o ambos compartimentos. Las primeras técnicas de medida de la presión articular se basaron en el uso de micro indentación (*Burke y col., 1978; Ahmed y Burke., 1983*) técnica que resultaba muy invasiva. Desde entonces, conforme diferentes tecnologías han ido evolucionando y haciéndose disponibles, se han ido incorporando métodos de medida menos invasivos y con características mejoradas respecto a precisión, repetibilidad y respuesta dinámica, como los sensores basados en película fotográfica sensible a la presión (Fuji Prescale Film, Fujifilm Corporation) cuyo uso puede encontrarse a partir de 1986 en estudios que comparan los efectos de la meniscectomía parcial frente a la total (*Baratz y col., 1986; Ihn y col., 1993*).

Con posterioridad y centrándose en los estudios sobre la función de las raíces meniscales, se han utilizado fundamentalmente tres tipos de tecnologías: versiones mejoradas de estos sensores a base de Fuji Prescale Film (Fujifilm) (*Allaire y col., 2008*), sensores piezo-resistivos ultrafinos (*Marzo y col., 2009; Schillhammer y col., 2012; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*) y sensores basados en tecnología capacitiva (*Kim y col., 2013; Forkel y col., 2014*).

Para la inserción de los sensores en el espacio intraarticular, así como para el acceso necesario a la raíz del menisco para poder simular quirúrgicamente la condición patológica a estudiar, es preciso realizar una limpieza previa del espécimen despojándolo de piel, tejido subcutáneo y de la mayoría del tejido muscular. En este punto algunos autores optan por conservar la rótula, el tendón rotuliano, las inserciones tendinosas distales de los músculos semimembranoso y bíceps femoral y el tendón poplíteo (*Allaire y col., 2008*). Otros sin embargo los retiran (*Marzo y col., 2009; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015e*). En cuanto a la cápsula articular, en todos los estudios se pone especial cuidado en mantener intactos los ligamentos principales de la rodilla, aunque existen diferencias en el tratamiento de las membranas que recubren la articulación, entre los que tratan de mantenerlas lo menos alteradas posibles (*Allaire y col., 2008; Kim y col., 2013; Forkel y col., 2014*) y los que las disecan total o parcialmente (*Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*). La decisión a este respecto, así como el tamaño de la

artrotomía necesaria, dependen fundamentalmente de las exigencias derivadas del tamaño de sensor utilizado. Debido a la acusada curvatura del fémur y de la superficie proximal de los meniscos, normalmente los sensores se posicionan entre estos y las superficies del platillo tibial, de menos curvatura que las femorales. Para la introducción del sensor en esta posición, es necesario realizar incisiones en las porciones anterior y posterior del ligamento coronario. Como alternativa que permite la inserción entre el fémur y la superficie superior del menisco existen matrices flexibles de sensores capacitivos (*Kim y col., 2013; Forkel y col.2014*), aunque su resolución es considerablemente inferior.

Una vez posicionados y con objeto de poder comparar la evolución del área de contacto en las distintas situaciones ensayadas, los sensores pueden marcarse con pines a través de túneles tibiales de pequeño diámetro (*Allaire y col., 2008*) o anclarse a la tibia mediante suturas (*Schillhammer y col., 2012; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015a*).

Tabla 2.2. Estudios biomecánicos publicados sobre los efectos de la rotura de la raíz meniscal posterior y su reparación en rodillas cadavéricas humanas.

Estudio	Raíz	nº rodillas	Preparación especímenes	Ángulo Flexión	Carga	Gdl libres	Sensor de Presiones
Allaire y col. (2008)	Medial	9	<ul style="list-style-type: none"> - Descongelar 24h antes. - Diseccionar hasta plano capsular. - Conservar rótula, tendón poplíteo, bíceps femoral y semimembranoso. - Cápsula intacta - 4 pequeñas artotromías submeniscales de 1cm para insertar sensores 	0, 30, 60, 90°	compresión 1000N	<ul style="list-style-type: none"> - Giro Varo-Valgo - Rotación axial - Desplazamiento AP - Desplazamiento ML 	Fujifilm - compartimentos: Lateral y Medial - Control posición: Marcas con pines a través de 4 túneles desde cortex a hueso subcondral
Marzo y col. (2009)	Medial	8	<ul style="list-style-type: none"> - Diseccionar musculos, tendones y rótula - Conservar ligamentos principales - Incisión longitudinal posterior lateral de la cápsula para acceder a la raíz. - Incisión de ligamentos meniscofemorales y coronario para inserción de sensor 	0°	compresión 1800N	- Giro Varo-Valgo	Tekscan - compartimentos: Lateral y medial -Inserción: Entre tibia y menisco - Control posición: ---
Schillhammer y col. (2012)	Lateral	8	<ul style="list-style-type: none"> - Capsula articular y ligamentos principales intactos - Cortar tibia a 15 cm de plano articular 	Ciclo marcha	33% x Ciclo de marcha estándar (compresión, momento axial y carga ant-post)	<ul style="list-style-type: none"> - Giro Varo-Valgo - Desplazamiento ML 	Tekscan 4000 - compartimento: Lateral - Inserción: Entre tibia y menisco - Control posición: suturas ancladas a tibia
Kim y col. (2013)	Medial	10	<ul style="list-style-type: none"> - Descongelar 24h antes. - Diseccionar piel, grasa subcutánea, musculos y peroné - Conservar cápsula intacta - Capsulotomía de 3 cm medial al tendón patelar y el LCP para inserción de sensor. Ligamento coronario intacto. - Cortar tibia y fémur a 15 cm de plano articular 	0, 30, 60, 90°	compresión 300 N a 0.5mm/s	<ul style="list-style-type: none"> - Giro Varo-Valgo - Rotación axial - Desplazamiento AP - Desplazamiento ML 	Sistema Novel Pliance-X (sensor capacitivo) - compartimento: Lateral - Inserción: entre fémur y menisco

Tabla 2.2. Continúa

Fundamentos

Estudio	Raíz	nº rodillas	Preparación especímenes	Ángulo Flexión	Carga	Gdl libres	Sensor de Presiones
Padelecki y col. (2014)	Medial	6	- Retirar todo tejido subcutáneo, músculos, tendones y rótula - retener ligamentos principales - osteotomía cóndilo medial para facilitar simulación de lesión e insertar sensor. - Cortar tibia y fémur a 20 cm de plano articular - Incisiones anteriores y posteriores en ligamento coronario medial y lateral para insertar sensor	0, 30, 45, 60, 90°	Compresión 1000N	- Rotación axial - Desplazamiento AP - Desplazamiento ML (Giro varo-valgo fijo con la carga al 50% en cada cóndilo)	Tekscan 4000 - compartimentos: Lateral y medial -Insercción: Entre tibia y menisco - Control posición: suturas ancladas a tibia
Forkel y col. (2014)	Lateral	10	- Descongelar 24h antes. - Limpiar el fémur de músculos y tejidos blandos	0°	compresión 100N a 20 N/s	- Ningún gdl libre	Novel modelo S2042 (sensor capacitivo) -compartimentos: Lateral - Control posición: Visual.
LaPrade y col. (2014)	Lateral	8	- Retirar todo tejido subcutáneo, músculos, tendones y rótula - retener ligamentos principales y ligamento mucoso osteotomía cóndilo medial para facilitar simulación de lesión e insertar sensor. - Cortar tibia y fémur a 20 cm de plano articular - Incisiones anteriores y posteriores en ligamento coronario medial y lateral	0, 30, 45, 60, 90°	Compresión 1000N	- Rotación axial - Desplazamiento AP - Desplazamiento ML (Giro varo-valgo fijo con la carga al 50% en cada cóndilo)	Tekscan 4000 - compartimentos: Lateral y medial -Insercción: Entre tibia y menisco - Control posición: suturas ancladas a tibia
LaPrade y col. (2015)	Medial	6	- Retirar todo tejido subcutáneo, músculos, tendones y rótula - retener ligamentos ppales y lig. mucoso - Cortar tibia y fémur a 20 cm de plano articular - Incisiones anteriores y posteriores en ligamento coronario medial y lateral para insertar sensor	0, 30, 60, 90°	Compresión 1000N	- Rotación axial - Desplazamiento AP - Desplazamiento ML (Giro varo-valgo fijo con la carga al 50% en cada cóndilo)	Tekscan 4000 - compartimentos: Lateral y medial -Insercción: tibia-menisc. ancladas a tibia

2.6.2 Estudios sobre propiedades mecánicas de la técnica de reparación

En otra línea de estudios experimentales se investigan las propiedades mecánicas de la reparación mediante suturas de la raíz meniscal al aplicar las distintas metodologías propuestas (Kopf y col., 2011; Rosslénbroich y col., 2013; Anz y col., 2014; Feucht y col., 2013; Feucht y col., 2015; Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015d; LaPrade y col., 2015e; Mitchel y col., 2016). Para ello, el espécimen a ensayo es sometido a carga de tracción cíclica seguida de carga creciente hasta la rotura, o bien directamente a ensayo de rotura. El objetivo principal de estos trabajos es establecer si la reparación presenta:

- capacidad adecuada para impedir la generación de desplazamientos permanentes ante la aplicación de cargas cíclicas de magnitud similar a las encontradas en el periodo post-quirúrgico inmediato
- suficientes rigidez y resistencia a la rotura ante cargas de tracción crecientes hasta el fallo.

Dentro de estos trabajos, se pueden distinguir dos tipos: los que analizan el comportamiento biomecánico del conjunto menisco-sutura-tibia-sistema de cierre de la sutura (Rosslénbroich y col., 2013; Feucht y col., 2014; Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015a; Mitchel y col., 2016) y los que comparan diversos métodos de suturado (Kopf y col., 2011; Anz y col., 2014; Feucht y col., 2013; Feucht y col., 2015a; LaPrade y col., 2015d).

En cuanto a los primeros, se estudia mayoritariamente la reparación transtibial, si bien puede encontrarse algún caso en el que se incluye de forma comparativa el uso de técnicas in situ (Feucht y col., 2014). En ellos se simula la lesión radial completa de la raíz del menisco (medial o lateral) y se reproduce la técnica de reparación a análisis. Cuando el estudio se refiere a la reparación de la raíz posterior, la raíz anterior se desprende del hueso, se orienta el menisco de forma que la tracción se produzca en la dirección de las fibras circunferenciales, por ser la dirección de trabajo fisiológica, y se fija al cabezal de la máquina a una distancia aproximada de 10mm anterior a los orificios de entrada de las suturas; la tibia se sujeta a la estructura y se orienta de forma que el túnel óseo sea paralelo a la dirección de carga (Figura 2.23. Montaje experimental de la técnica de reparación mediante sutura transtibial. La tibia está fija en un dispositivo especialmente diseñado que se fija a la base de la máquina de ensayos de tracción. El menisco con la raíz reparada se fija al actuador de la máquina. El vector fuerza se alinea con el túnel transtibial. Reproducido con permiso de Cerminara y col. (2014).).

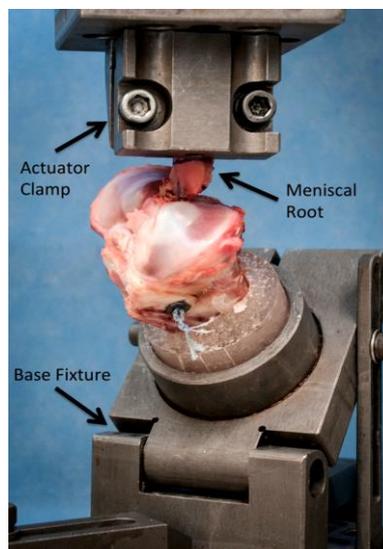


Figura 2.23. Montaje experimental de la técnica de reparación mediante sutura transtibial. La tibia está fija en un dispositivo especialmente diseñado que se fija a la base de la máquina de ensayos de tracción. El menisco con la raíz reparada se fija al actuador de la máquina. El vector fuerza se alinea con el túnel transtibial. Reproducido con permiso de *Cerminara y col. (2014)*.

Por otro lado, los que estudios que comparan alternativas de suturado, se centran en establecer qué método de sutura, qué número de suturas o qué tipo de material de sutura presenta mejores características mecánicas. En la Tabla 2.3 se recogen los principales parámetros utilizados en la definición de los ensayos experimentales llevados a cabo en los mencionados estudios.

En este grupo de trabajos, generalmente se ensayan meniscos aislados, de procedencia humana o porcina y, de forma similar a lo descrito anteriormente, fijan al cabezal de la máquina de ensayo a una distancia de aproximada de 10mm con las fibras circunferenciales paralelas a la dirección de la carga (Figura 2.24). Inferiormente, las suturas se fijan a la máquina anudándolas entre sí para formar un bucle que se pasa por un orificio practicado en una placa metálica fija a la máquina (*Feutch y col., 2013; Feutch y col., 2015a*) o con ayuda de un botón de sutura apoyado contra una placa (*Kopf y col., 2011; Anz y col., 2014; LaPrade y col., 2015d*).

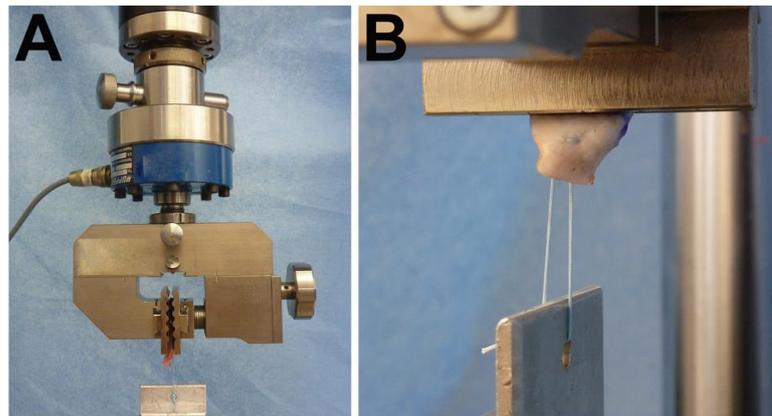


Figura 2.24. (A) Montaje experimental y (B) Detalle del menisco sujeto al cabezal de la máquina. Reproducido con permiso de *Feutch y col. (2013)*.

Tabla 2.3. Parámetros de ensayo utilizados en estudios experimentales que caracterizan las propiedades mecánicas de distintos sistemas de reparación de las raíces meniscales

Estudio	Tipo ensayo	nº	Montaje experimental			Carga			Resultados	
			menisco tipo /lado	Agarre menisco/ distancia garra- orificio sutura	Orientación tibia	Preacond.	Cíclica	Rotura	Cíclico	Rotura
<i>Rosslensbroich col. (2013)</i>	Reparación con tibia	10	Porcino/ Lateral	Fibras circunf. paralelas a carga/ 20mm	Articulación perpendicular a la carga	Precarga 2N	1000 ciclos [5, 20]N 0.5Hz	12.5mm/s	Desplazamientos a 1000 ciclos	Rigidez Carga última (CU) Modo de fallo
<i>Feucht y col. (2014)</i>	Reparación con tibia	8	Porcino/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ 10mm	platillo tibial paralelo a la carga	Precarga 2N	1000 ciclos [5, 20]N 0.5Hz	0.5mm/s	Desplazamientos (cabezal) a 100, 500 y 1000 ciclos	Rigidez CU Despl a CU Modo de fallo
<i>Cerminara y col. (2014)</i>	Reparación con tibia	6	Porcino/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ 10mm	Túnel óseo paralelo a la carga	10 ciclos [1, 10]N 0.1 Hz	1000 ciclos [10, 30]N 0.5 Hz	---	Desplazamientos (cabezal) a 1, 100, 500 y 1000 ciclos	---
<i>La Prade y col. (2015a)</i>	Reparación con tibia	10	Humano/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ 10mm	No especifica	10 ciclos [1, 10]N 0.1 Hz	1000 ciclos [10, 30]N 0.5 Hz	0.5mm/s	Desplazamientos (cabezal) a 1, 100, 500 y 1000 ciclos	CU Modo de fallo
<i>Mitchel y col. (2016)</i>	Reparación con tibia	12	Humano/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ ---	platillo tibial paralelo a la carga	---	---	0.5mm/s	---	Rigidez CU (primer pico curva F/desp.) Modo de fallo
<i>Kopf y col. (2011)</i>	Menisco + sutura	8	Humano /Med y Lat	Fibras circunf. paralelas a carga/--	N/A	20 ciclos [5, 10]N, 0.5mm/s	---	0.5mm/s	---	CU Modo de fallo
<i>Anz y col. (2014)</i>	Menisco + sutura	10	Humano /Med y Lat	Fibras circunf. paralelas a carga/ ---	N/A	30N ,10s 20 ciclos [50,100]N 0.5mm/s	---	0.5mm/s desde 50 N	---	Rigidez CU (primer pico curva F/desp.) Modo de fallo
<i>Feucht y col. (2013 y 2015a)</i>	Menisco + sutura	10	Porcino/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ 10mm	N/A	Precarga 2N	1000 ciclos [5, 20]N 0.5Hz	0.5mm/s	Desplazamientos (cabezal) a 1, 100, 500 y 1000 ciclos	Rigidez CU Despl. a CU Modo de fallo
<i>LaPrade y col. (2015d)</i>	Menisco + sutura	8	Humano/ Medial	Fibras circunf. paralelas a carga/ 10mm	N/A	10 ciclos [1, 10]N 0.1 Hz	1000 ciclos [10, 30]N 0.5 Hz	0.5mm/s	Desplazamientos (cabezal) a 1, 100, 500 y 1000 ciclos	CU Modo de fallo

2.7 Técnicas experimentales aplicadas

2.7.1 Técnica de medida de parámetros del contacto articular

El Laboratorio de Biomecánica del área de Ingeniería Mecánica de la UMA cuenta con el sistema I-Scan™ (Tekscan Inc., Boston, MA, EEUU) basado en tecnología piezo-resistiva.

La selección de esta tecnología frente a otras disponibles en el mercado se basó en criterios de resolución espacial, capacidad para realizar medidas dinámicas y versatilidad. El uso de películas sensibles a la presión (Fujifilm Prescale Film, Fujifilm Corporation) se descartó por no permitir la realización de medidas dinámicas, requisito fundamental en muchas aplicaciones del laboratorio. Además, se han reportado errores de entre el 14% y el 28% en medidas in vitro de la rodilla ([Wu y col., 1998](#)) y se ha mostrado que las áreas de contacto recogidas con Fujifilm subestiman las reales ([Harris y col., 1999](#)). Así mismo, el uso de cada sensor se limita a una sola aplicación y el procesado de la información recogida es tedioso. Por otro lado, comparando el sistema I-Scan™ con los sistemas basados en tecnología capacitiva comercializados en el momento de la adquisición del sistema para aplicaciones biomecánicas, los sensores capacitivos muestran menores errores en la medida de fuerza total, mejor capacidad de adaptación a superficies con curvatura considerable y, en general, se puede decir que sus características de medida son superiores ([Martinelli y col., 2006](#)). Pero, los sensores capacitivos disponibles presentan como inconvenientes una menor resolución espacial, necesaria para poder captar los detalles de zonas articulares reducidas, un mayor espesor que los hace más intrusivos y suaviza las irregularidades impidiendo captar picos de presión localizados, y una presión máxima de trabajo limitada e inferior a la requerida para el análisis de muchas zonas articulares sometidas a cargas fisiológicas ([Martinelli y col., 2006](#)).

2.7.1.1 Descripción del sistema I-Scan

El sistema I-Scan™ se compone de sensores fabricados mediante impresión en plástico, un dispositivo que contiene la electrónica para la adquisición de datos y software de adquisición y tratamiento de señal y postprocesado (Figura 2.25).



Figura 2.25. Sistema de medida de presiones I-Scan™

Existen diversas alternativas de cada uno de los componentes, conformando un sistema de gran versatilidad. En la actualidad, el Laboratorio de Biomecánica dispone de licencias para varios tipos de sensores y cuenta con dispositivo de adquisición de datos Evolution™, apto para aplicaciones en la que la velocidad máxima de escaneo de datos no supere los 100Hz. Las características técnicas del sistema se recogen en el [Anexo B](#). El grupo de investigación tiene experiencia previa en el uso de este sistema de medida, que ha sido utilizado en trabajos anteriores ([Queipo-de-Llano y col., 2013](#)).

En los ensayos experimentales llevados a cabo en esta tesis se ha utilizado el citado sistema para determinar los parámetros característicos de la distribución de presiones de contacto en la articulación tibiofemoral. El sensor seleccionado es el modelo 4000 E, que tiene un diseño específico para su uso en la articulación tibiofemoral (Figura 2.26), con un rango máximo de presiones de 10.34 MPa (1500 psi).

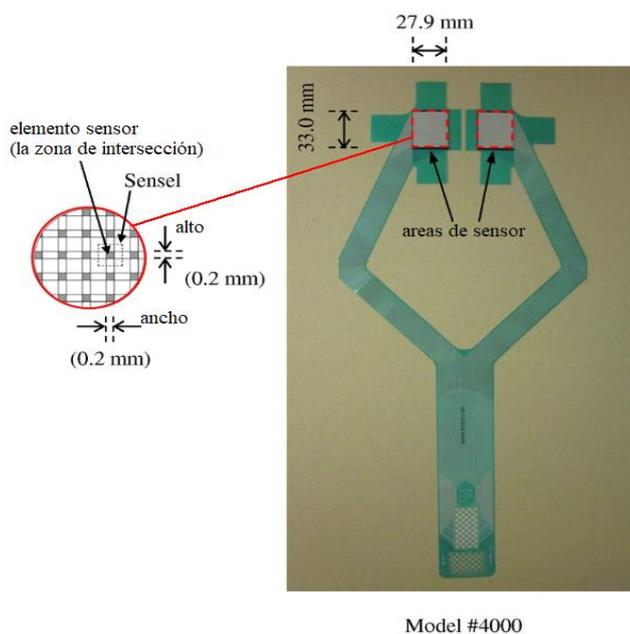


Figura 2.26. Sensor modelo 4000, Tekscan Inc.

El sensor 4000 está compuesto por dos zonas de medida independientes de 27.9mm x 33mm, una para cada compartimento de la rodilla. Este sensor presenta dos capas del mismo material y geometría con pistas conductoras, sobre cada una de las cuales se ha depositado una tinta sensible dispuesta en columnas en una de las capas y en filas en la otra, de forma que cada cruce de la matriz es un punto de medida o “sensel”. El sensor así construido queda como una lámina fina con un espesor de 0.102mm. Cada zona de medida consta de 26 filas y 22 columnas con una separación de 1.3 mm en ambos sentidos, resultando en 572 sensels con una resolución espacial de 162.0 sensels/cm².

2.7.1.2 Preparación del sensor para la medición

Dado que el espesor de la lámina que constituye el sensor es muy pequeño, es fácil que resulte dañado si las superficies en contacto no son lisas o presentan impurezas que pueden punzarlo, o si se producen arrugas en su inserción debido a que las superficies presentan curvaturas elevadas o a la aplicación de cargas tangentes al contacto. Para evitar daños al sensor, suele ser útil protegerlo aplicando láminas plásticas finas.

Siguiendo las instrucciones del manual de uso del sistema I-Scan (Tekscan, 2006), para el correcto funcionamiento del sensor es necesario prepararlo mediante un procedimiento que incluye los siguientes pasos:

- Acondicionamiento previo sometiéndolo a entre 3 y 5 repeticiones de carga hasta valores similares a los que experimentará durante la medida, y descarga.
- Ajuste de sensibilidad. La sensibilidad debe ser la máxima posible para obtener la máxima precisión en la medida sin perder información por saturación. Para ello, una vez

acondicionado se aplica en condiciones similares a las del ensayo una carga similar a la máxima de trabajo prevista y la sensibilidad del sensor se ajusta de forma que ningún sensel esté saturado para no perder información de la carga que recibe.

- Calibración. Este es el procedimiento mediante el cual es posible transformar las lecturas eléctricas del sensor en valores de presión. La calibración debe realizarse después de haber ajustado la sensibilidad al valor adecuado. El software I-Scan (Figura 2.27) incluye dos posibles algoritmos de calibración, lineal y potencial. Se recomienda realizar las medidas inmediatamente después de la calibración, pues se ha visto que en sensores almacenados durante 1 semana la fuerza medida decreció en un 3.4% (Agins y col., 2003)

El algoritmo lineal ajusta una recta entre la señal recogida para un determinado nivel de carga aplicada y carga nula. La carga aplicada debe ser similar a la máxima esperada.

El algoritmo potencial, más preciso, ajusta la curva de calibración para que pase que por 3 puntos: carga nula, carga baja (aproximadamente un 25-30% de la máxima de trabajo) y carga alta (aproximadamente un 70-75% de la máxima de trabajo). Este algoritmo tiene en cuenta la no linealidad inherente a la señal de este tipo de sensores en el rango comprendido por los valores de carga aplicados.

Además, los datos recogidos se pueden exportar sin calibrar a un programa externo y se les puede aplicar un algoritmo de calibración de diseño específico por el usuario. Se ha demostrado que aumentando el número de puntos de calibración de 3 a 11 la precisión aumentó considerablemente y redujo la desviación en las medidas del 14% al 4% (De Marco y col., 2000).

En caso de que sea necesario aplicar láminas protectoras al sensor, los pasos anteriores deben realizarse incluyéndolas para poder interpretar correctamente las lecturas obtenidas.

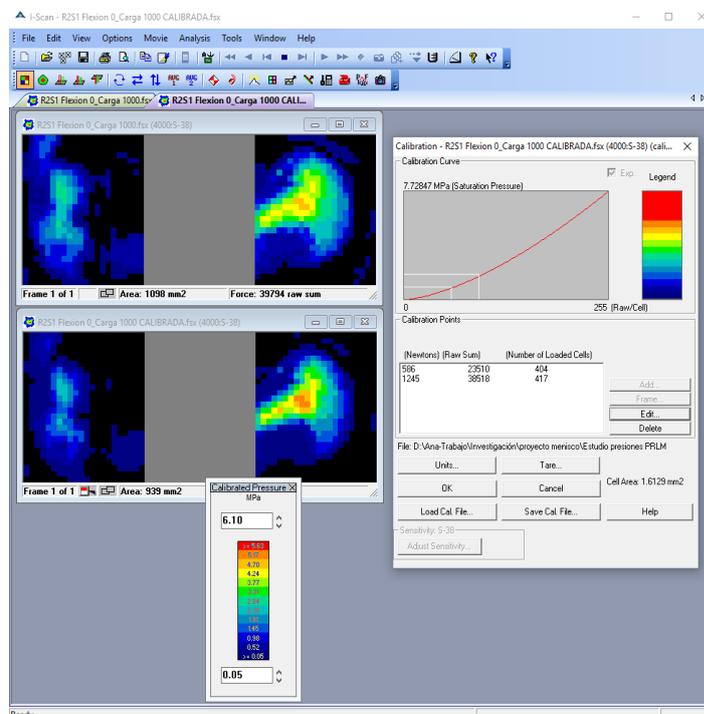


Figura 2.27. Software I-Scan™. La imagen muestra una medida realizada con el sensor modelo 4000. La sensibilidad está ajustada a un valor de 38. En la parte superior izquierda la representación de los datos brutos; en la parte inferior izquierda los datos tras aplicar el algoritmo de calibración y la escala de presiones correspondiente; a la derecha la curva de calibración basada en 3 puntos de medida marcados por las líneas blancas.

2.7.1.3 Errores de medida

Además de la no linealidad de la señal, este tipo de tecnología presenta errores inherentes de dispersión, deriva e histéresis.

- **Dispersión:** es la variación de la señal de un sensel a otro para una misma presión aplicada (Figura 2.28). Esta variación puede corregirse mediante software aplicando un proceso de equilibrado. Para ello se aplica una presión uniforme a toda el área de medida y se almacenan las diferencias de señal en una matriz que posteriormente se aplica para la corrección mediante postprocesado de las matrices de datos adquiridos. La dificultad de este procedimiento es disponer de un sistema que asegure la aplicación de una presión uniforme a toda el área de medida, sobre todo a niveles de presión elevados.

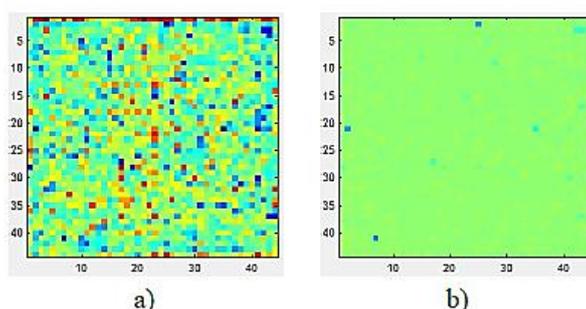


Figura 2.28. Ejemplo de dispersión y equilibrado. a) señal sin equilibrar, b) señal después del equilibrado (reproducido con permiso de *Sánchez Durán (2016)*)

- **Deriva:** es la variación de la señal del sensor con el tiempo cuando está sometido a una carga estacionaria (Figura 2.29). Para corregir este error se puede aplicar una carga constante en el tiempo y obtener la curva de variación de la señal, para luego aplicar la corrección correspondiente. En caso de que las medidas a tomar sean instantáneas y se pueda establecer un periodo concreto después de aplicada la carga para realizar la medida, este error puede controlarse sin que sea necesario aplicar correcciones si se toma la precaución en la obtención de los puntos de la curva de calibración de dejar el mismo periodo de tiempo tras cada carga.

En el caso de que se trabaje en ensayos con cargas estacionarias, dado que la deriva de la señal tiene un comportamiento asintótico, para su ajuste deben tomarse las medidas de calibración después de transcurrido un intervalo suficientemente prolongado desde el momento de aplicación de la carga y , y, en el momento de realización del ensayo, dejar transcurrir este mismo intervalo hasta la toma de la medida a registrar.

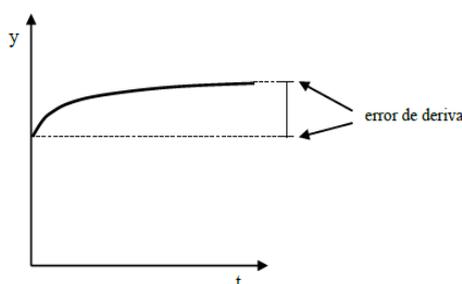


Figura 2.29. Representación esquemática de la deriva. Reproducido con permiso de *Sánchez Durán (2016)*.

- **Histéresis:** Es la diferencia en la señal del sensor para una misma presión cuando esta se aplica en un proceso de carga o en un proceso de descarga (Figura 2.30). Esta diferencia puede causar

errores de medida considerables cuando las cargas aplicadas son dinámicas, pero no es necesaria su corrección para medidas de presión realizadas en procesos de carga estacionarios si se deja tiempo suficiente de recuperación del sensor entre medida y medida.

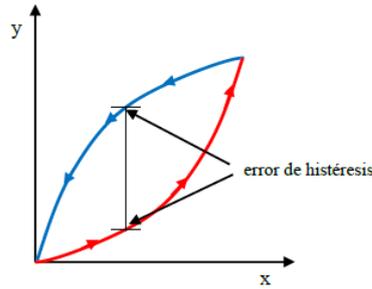


Figura 2.30. Bucle de histéresis de un sensor. Reproducido con permiso de *Sánchez Durán (2016)*.

Además de estos errores, en aplicaciones biomecánicas se han observado otras dos fuentes variación de la señal en repeticiones de medidas de contacto bajo las mismas condiciones de geometría y carga:

- **Humedad:** En entornos húmedos se ha observado una disminución de la señal de salida de los sensores. Esta disminución es dependiente del tiempo y del nivel de exposición del sensor. *Jansson y col. (2013)* estudiaron la variación de la señal para sensores expuestos a aire seco, aire húmedo y sumergidos en solución salina al 9%, estas dos últimas para simular las condiciones de trabajo existentes durante la medición de presiones de contacto en articulaciones sinoviales. Para una misma carga aplicada de forma estacionaria durante 24 horas, se encontraron disminuciones del valor de la señal del 4.6% y el 4.7% respectivamente por hora durante las 6 horas primeras respecto a los valores de seco (Figura 2.31). Después de este tiempo el sensor se satura y la disminución de la señal se suaviza, estabilizándose a partir de las 48h siendo a las 72h de solo el 0.40% y 0.47% por hora. También detectaron que esta variación se mitiga si la curva de calibración se determina una vez saturado el sensor, por lo que los autores recomendaron sumergir los sensores durante al menos 48 horas antes de su calibración si se va a trabajar en este tipo de ambientes húmedos.

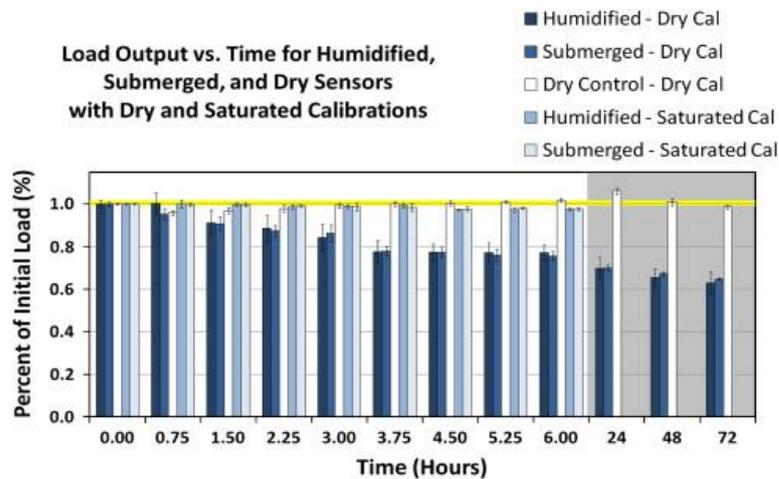


Figura 2.31.

Figura 2.31. Fuerza medid vs. tiempo para cada condición ensayada. Los datos son medias y desviaciones estándar en % respecto a la carga inicia. Los puntos de calibración saturada fueron obtenidos mediante recalibración de los sensores tras 72h de protocolo de ensayo original (Cal= Calibración). Reproducido de *Jansson y col. (2013)* con permiso.

- Desgaste: La señal varía con el número de mediciones realizadas, lo que indica un desgaste del sensor. *Wilharm y col. (2013)*, examinaron el comportamiento de sensores del modelo 4000 (los mismos utilizados en esta tesis) para establecer su confiabilidad en la medida dinámica de fuerzas y presiones de contacto retropatelares de 10 rodillas cadavéricas humanas sometidas a momento axial constante y flexión variable de 0 a 120° y encontraron una disminución lineal de los parámetros de medida del 1-2% por ciclo de carga, efecto que atribuyeron al desgaste producido por la presencia de fuerzas cortantes. En caso de cargas estacionarias, este error puede obviarse si el uso del sensor se reduce al máximo tras cada calibración, utilizando un nuevo sensor para cada espécimen ensayado, y sometiénolo a un número limitado (entre 1 y 3) de aplicaciones de carga y medida (Figura 2.32).

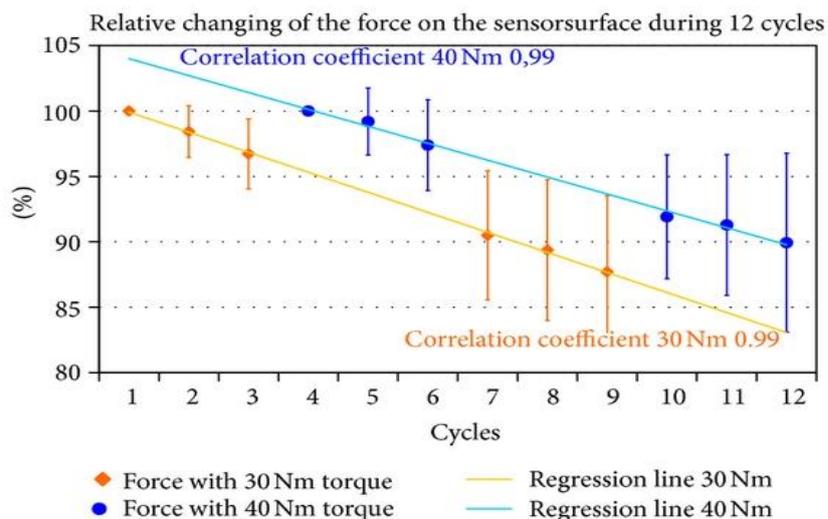


Figura 2.32. Disminución relativa de la fuerza patelofemoral a lo largo de 12 ciclos de medida con líneas de regresión para las medidas con 30Nm y 40Nm. El primer ciclo de medida en cada caso de carga se muestra como 100%. Los ciclos de medida 1-3 y 7-8, con momento axial de 30Nm. Los ciclos de medida 4-6 y 10-12 son con momento axial de 40Nm. Reproducido con permiso de *Wilharm y col. (2013)*,

En resumen, I-scan es un sistema de medida de presiones de contacto con características aptas para su aplicación a la biomecánica del contacto articular, tanto en procesos dinámicos como en condiciones de cargas estacionaria. Para asegurar un buen nivel de precisión en las medidas es necesario someter al sensor a un protocolo de acondicionamiento y calibración en condiciones similares a las de trabajo y teniendo en consideración todos los aspectos mencionados en este punto para la aplicación de algoritmos de corrección adecuados.

2.7.2 Máquina de Ensayos

En el desarrollo de esta tesis se ha utilizado una máquina de ensayos disponible en el Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Ingenierías Industriales de la UMA (Figura 2.33). La máquina, diseñada y construida en el Área de Ingeniería Mecánica de la UMA, ha sido concebida para su uso específico en el ensayo de tejidos biológicos (*Prado y col., 2013*). Se trata de una máquina de carga vertical compacta, móvil y versátil. La máquina ha sido dotada de una interfaz de uso sencillo tanto para su control como para la obtención de los resultados de los ensayos.

2.7.2.1 Descripción general

La máquina consta de un sistema mecánico de carga formado por un husillo de bolas vertical (Accuslide 2HBE20, Tecnopower, España) accionado por un sistema eléctrico (Servosistema Sigma II, Omron Electronics Iberia, S.A.U., España).

El husillo transforma el movimiento de rotación del motor en desplazamiento lineal. Su paso es de 10 mm y su carrera máxima es de 500 mm.

El sistema eléctrico se compone de un servomotor de 1.5 KW con encoder (SGMPH-15A1A61D-OY) y un servoaccionamiento (SGDH-15AE-S-OY) que permite su control por medio de velocidad, par o posición. Estos motores son relativamente pequeños y resultan muy adecuados para aplicaciones que requieran una óptima adaptación a la carga. El motor se sitúa sobre el extremo superior del husillo y la transmisión del movimiento se realiza mediante acoplamiento directo, sin ningún tipo de reducción o amplificación del giro.



Figura 2.33. Vista general de la Máquina de Ensayos Biomecánicos disponible en el Laboratorio de Biomecánica de la UMA

Para el agarre y la correcta colocación de los especímenes a ensayo, se dispone de:

- un cabezal que es accionado directamente por el husillo. A este cabezal es posible fijar una mordaza, punzón, plano de contacto...
- una mordaza inferior (modelo TLT/SP-75, Wilton Tools, EEUU) con 3 ejes de giro perpendiculares.
- una mesa de posicionamiento lineal de dos ejes (Mesa de fresado FB-H, Demanders®, Suecia) que permite el movimiento en dos direcciones perpendiculares a la de desplazamiento del cabezal. Sobre esta mesa se fija la mordaza inferior. De esta forma el conjunto mordaza-mesa de posicionamiento utilizado para la fijación inferior proporciona 6 grados de libertad para la colocación correcta del espécimen.

Todos los sistemas mecánicos mencionados se ubican sobre la parte superior de una estructura fabricada a base de perfiles de aluminio y planchas de hierro (Figura 2.33 y Figura 2.34), que proporciona rigidez suficiente para las cargas aplicadas manteniendo un peso moderado. En la parte inferior de la estructura se sitúa la parte eléctrica y de control, que incluye la CPU y el cuadro de mando (Figura 2.33). Además, la estructura incorpora cuatro ruedas para facilitar su movilidad.

Las características más relevantes de los distintos sistemas mecánicos mencionados pueden consultarse en el *Anexo. A*

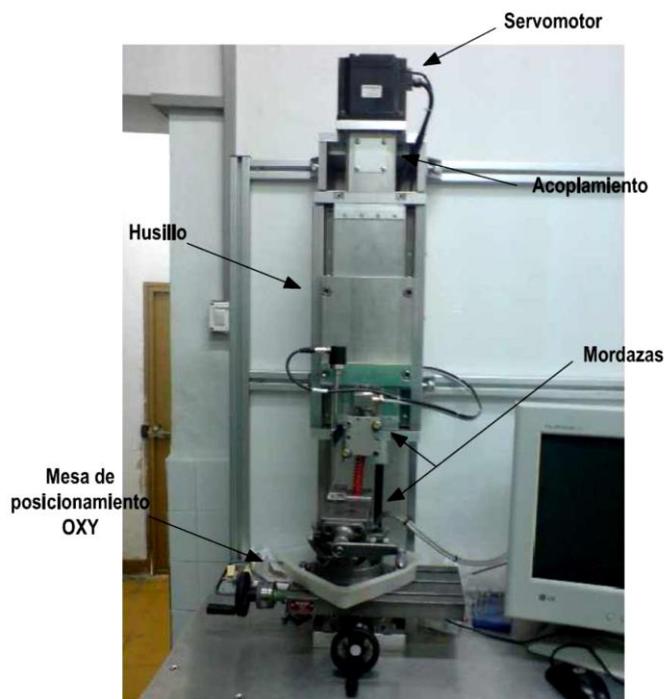


Figura 2.34. Detalle del montaje de los elementos mecánicos de la máquina de ensayos

2.7.2.2 Características de los sistemas de medida

El sistema dispone de sistemas de medida de fuerza y desplazamiento que permiten recoger las señales necesarias para controlar el funcionamiento de la máquina, así como obtener los parámetros de salida objeto del ensayo. (Figura 2.35).

2.7.2.2.1 Sistema de medida de fuerzas verticales

Para la medida de la fuerza vertical ejercida sobre el espécimen, la máquina incorpora una célula de carga compuesta por transductor (modelo U2B, HBM, Darmstadt, Germany) y amplificador (Clip AE101, HBM, Darmstadt, Germany).

El transductor de la célula de carga se sitúa sobre la mordaza superior de tal manera que cualquier carga ejercida sobre ésta en dirección paralela al eje del husillo es medida por el sensor (Figura 2.35).

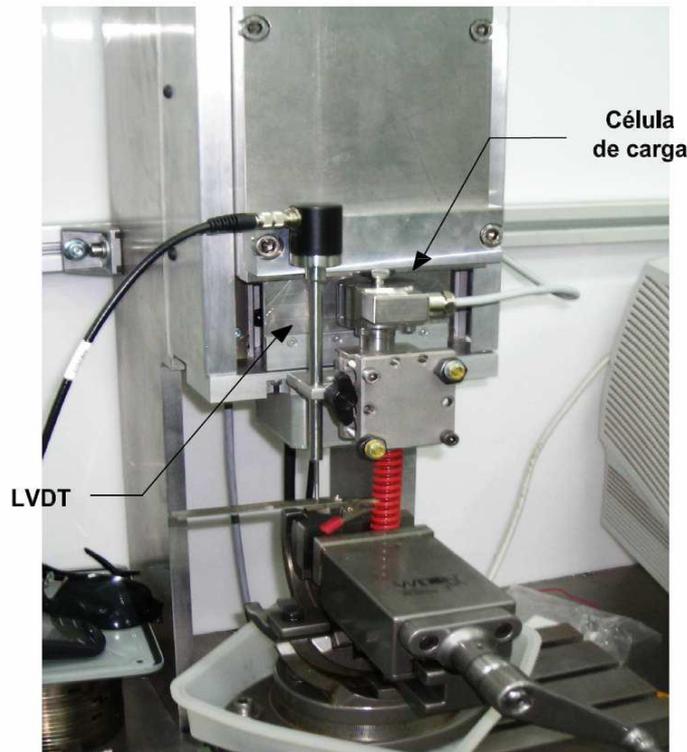
El rango máximo de medida del transductor es de 2KN y tiene una precisión de clase 0.1. El amplificador permite variar el rango de trabajo para adaptarlo a la magnitud de fuerzas máximas esperadas. La precisión del conjunto depende del valor máximo ajustado, siendo de $\pm 0.1\%$ (F_{nominal}). En el *Anexo A*, pueden consultarse las características técnicas más relevantes extraídas y traducidas de las hojas de especificaciones proporcionada por el fabricante.

Para los trabajos de esta tesis, el rango de medida se ajustó según las necesidades de los ensayos y se indica en la descripción de cada ensayo

2.7.2.2.2 Sistemas de medida de desplazamiento y posición

Se dispone de tres sensores de medida de desplazamientos y posición, cuya señal está incorporada al software de control y adquisición de datos de la máquina. Ambos son sensores inductivos, aunque con rangos de medida muy diferenciados:

- Un encoder de 16 bits que registra el desplazamiento del husillo del servomotor, con una resolución de 65536 pulsos/revolución del motor.
- Un transformador diferencial de variación lineal (LVDT) modelo LVP-100-ZA-2.5-SR7-I (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany). Su rango de medida es de 100 mm y su resolución de 0.03 mm según el fabricante (ver características técnicas en *Anexo A*). El cuerpo del sensor puede fijarse a cualquier punto de la máquina o del espécimen y en cualquier dirección, según el ensayo planificado, y su núcleo igualmente puede apoyarse sobre cualquier superficie
-



- Figura 2.35. Montaje de los sistemas de medida en la máquina de ensayos. LVDT=sensor de desplazamientos

La señal de este sensor se utiliza para controlar la consiga del servosistema durante la realización de los ensayos controlados en desplazamiento, o, en ensayos controlados en fuerza, para obtener los desplazamientos relativos entre los puntos de fijación del sensor al espécimen.

- Un transformador diferencial de reluctancia variable (DVRT) micro-miniatura modelo M-DVRT-9 con un acondicionador de señal DEMO-DC (MicroStrain®, Williston, EEUU), cuya ubicación en el ensayo puede realizarse con la misma libertad que para el LVDT. El rango de medida de este sensor es de 9 mm y su resolución de 4.5 μ m, según fabricante (ver características técnicas en *Anexo A*)

2.7.2.3 Características del sistema de control

La máquina de ensayos se controla a través del servosistema y de las señales del sensor de carga. Concretamente, el control de la consigna del servomotor paso a paso se utiliza para realizar ensayos controlados en desplazamiento y la señal de la célula de carga para realizar ensayos con control de fuerza.

Las señales de todos los sensores se recogen mediante una tarjeta de adquisición de datos incorporada a una CPU, que controla la máquina y se encarga de la monitorización de los ensayos y el almacenamiento de datos (Figura 2.36) a través de un programa de control específicamente diseñado en entorno LabVIEW. EL programa dispone de una interfaz clara y de fácil manejo, en la que quedan incluidas las herramientas para el control de las operaciones, las gráficas de datos, las instrucciones de uso y la definición de los parámetros necesarios en cada ensayo.

Los datos almacenados durante los ensayos provienen de las señales de la célula de carga y el LVDT. Para el almacenamiento es necesario definir la frecuencia de muestreo (F_m). Además, el programa de control incorpora ventanas donde se muestran gráficas continuas de las señales captadas por los sensores, lo que permite monitorizar el progreso del ensayo.

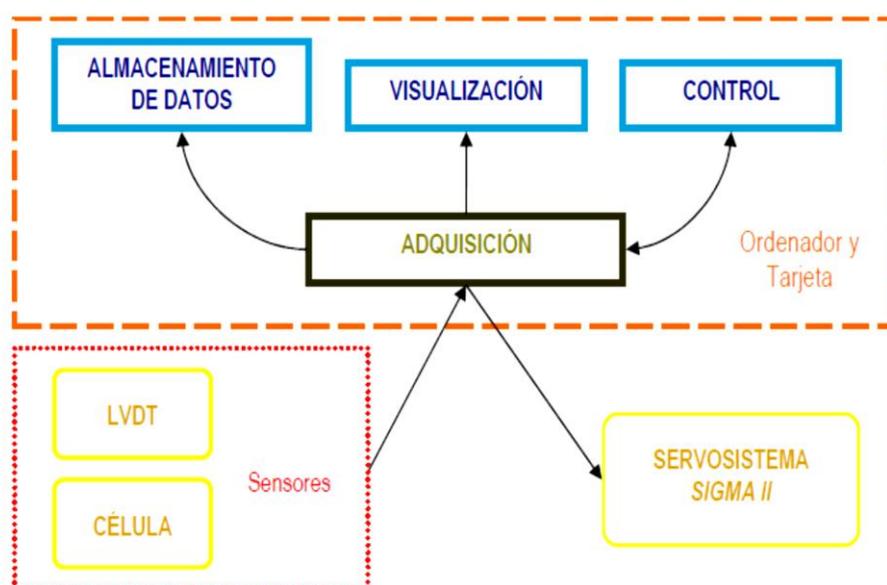


Figura 2.36. Esquema de comunicaciones y funciones del software

El software de control desarrollado permite el accionamiento manual de la máquina para desplazar el cabezal y posicionar correctamente el espécimen a estudio. Además, en el programa hay definidos distintos tipos de ensayo, que son los usados típicamente en el análisis del comportamiento mecánico de tejidos blandos: preconditionamiento, ensayo en carga cíclica y ensayo de rotura.

La interfaz desarrollada y las entradas de parámetros necesarias para la realización de los distintos ensayos programados se describen en detalle en el manual de uso de la máquina, disponible bajo petición.

2.7.2.3.1 Tipos de ensayo programados

A continuación, se describen los distintos tipos de ensayos enumerados, indicando cuáles son sus parámetros de control (Figura 2.37).

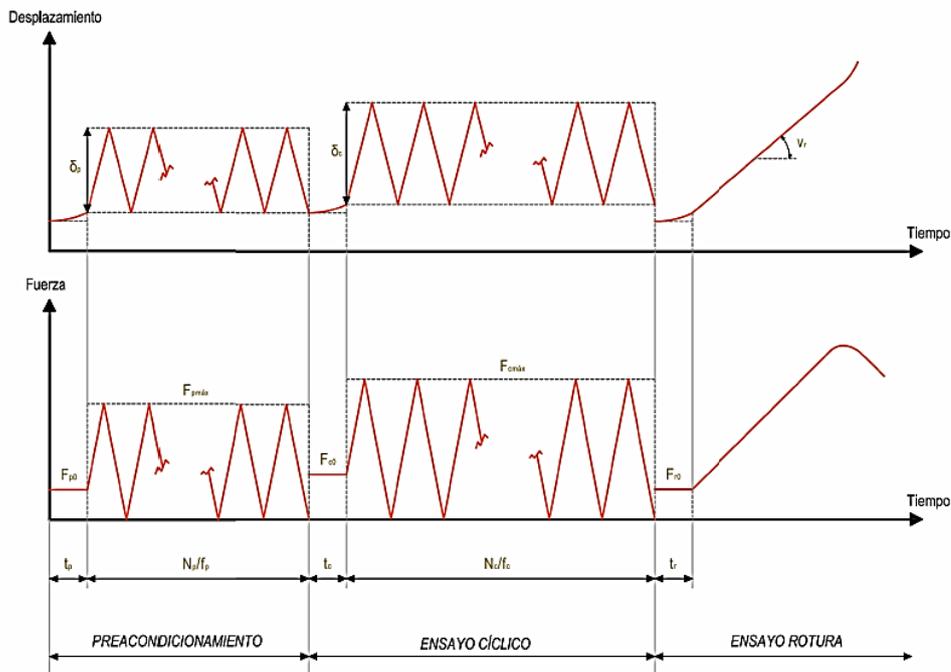


Figura 2.37. Esquema de los ensayos programados y sus parámetros de control. En la parte superior se representan los ensayos controlados en desplazamientos y en la parte inferior los ensayos controlados en fuerza.

- **Precondicionamiento**

Se trata de una fase previa al ensayo de interés que se utiliza para asentar y eliminar algunas tensiones remanentes que existan en la unidad de estudio mediante uno bajo número ciclos de fuerza o desplazamiento.

El inicio de esta fase es un ajuste a una fuerza (F_p) durante un periodo (t_p) especificados por el usuario. Tras ese periodo, se sigue el precondicionamiento cíclico, con N_p ciclos de carga/desplazamiento a frecuencia (f_p), pudiendo estar controlado en fuerza (F_{pmax}) o en desplazamiento (δ_{pmax}), a elección del operario.

- **Ensayo cíclico**

La finalidad de este tipo de ensayo es analizar el comportamiento mecánico de las unidades ensayadas antes la aplicación de carga repetitivas. Particularmente, interesa detectar la posible aparición de desplazamientos permanentes y de variaciones de rigidez. El ensayo puede programarse para que comience inmediatamente después de la finalización del precondicionamiento

La secuencia de ensayo cíclico es la misma descrita para el precondicionamiento, constando en general de un ajuste a fuerza inicial caracterizado por los parámetros de entrada (F_{c0} , t_c), seguido de N_c ciclos de carga/desplazamiento a frecuencia (f_c), que pueden ser controlados en fuerza (F_{cmax}) o en desplazamiento (δ_{cmax}).

Debido a que normalmente el ensayo cíclico se desarrolla a lo largo de un alto nº de ciclos y que no es necesario almacenarlos todos, para la adquisición de datos se añade como parámetro de control el número de ciclos a grabar cada 100 ciclos, además de la frecuencia de muestreo y el nº de muestras ya mencionados.

- **Ensayo de rotura**

El ensayo de rotura consiste en someter a la unidad de estudio a un esfuerzo axial de tracción creciente hasta que se produce su rotura, con el objetivo de obtener las propiedades mecánicas de la fijación. A través del estudio de los datos almacenados durante el ensayo, será posible conocer la rigidez, la carga de fluencia, la carga de rotura y el desplazamiento de rotura (Figura 2.38).

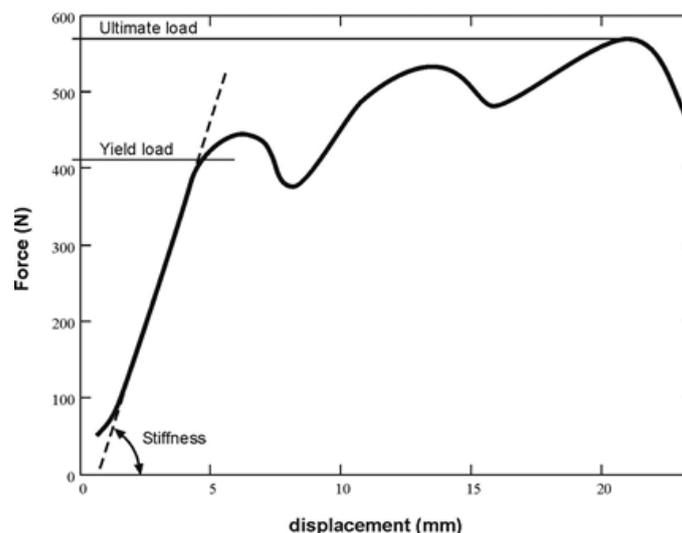


Figura 2.38. Curva extraída de los datos del ensayo de tracción en la máquina de ensayos, para un espécimen porcino con reconstrucción del Ligamento cruzado anterior.

El programa permite que este ensayo se inicie inmediatamente después del preconditionamiento, del ensayo cíclico o de forma independiente. El ensayo consta de una fase inicial de ajuste a fuerza, similar a las mencionadas en los ensayos anteriores

Al igual que en los ensayos anteriores, la primera fase es un ajuste a una fuerza inicial caracterizado por los parámetros de entrada (F_{r0} , t_r), seguido de un aumento de la carga de tracción a velocidad de deformación constante (V_r) controlada por el servo hasta que se produce la rotura de la unidad ensayada.

La frecuencia de muestreo y el número de muestras son parámetros que pueden introducirse para este tipo de ensayos de forma independiente respecto a los valores especificados para preconditionamiento o ensayo cíclico previos.

Adicionalmente es posible activar la emisión de una señal de 5v al inicio del ensayo de tracción con el fin de permitir sincronizar los datos adquiridos en esta fase de ensayo con otros sistemas. Esta señal se envió en los ensayos descritos en los capítulos 4 al 6 al sistema de captura de imágenes, a fin de sincronizarlas con los datos de carga y desplazamiento.

2.7.3 Sistema de captura de imágenes

Las imágenes se registraron con una cámara Stingray F-504B (Allied Vision Technologies, Holanda). Es una cámara monocroma con sensor CCD progresivo de 5 Megapixels (2452 horizontal \times 2056 vertical) capaz de registrar hasta 9 fotogramas por segundo a máxima resolución. La cámara incorpora un objetivo Pentax C7528 (Pentax Ricoh Imaging Company Ltd, Japón), con longitud focal de 75mm \pm 5%, máximo rango de apertura 1:2.8 y relación focal (f) 2.8 a 32 (Figura 2.39)

Las imágenes se adquieren con ayuda del software VicSnap® (CorrelatedSolutions Inc, Estados Unidos), que permite la captura de imágenes de forma simultánea a su visualización. A través de Vic-Snap es posible ajustar la frecuencia de muestreo de las imágenes de forma interactiva. El inicio de la captura de imágenes puede ser gestionada por el usuario o, si se dispone de ella, a partir de una señal de sincronización. Adicionalmente, puede programarse la duración del registro, prolongando esta, bien hasta que aparece una nueva señal de sincronismo durante un periodo de tiempo determinado o hasta alcanzar un número máximo de imágenes. El software permite así mismo un control en tiempo real del nivel máximo de saturación de la imagen.



Figura 2.39. Sistema de captura de imágenes utilizado en los ensayos.

2.8 Bibliografía

- A. I. Kapandji. *Fisiología articular: Tomo 2. Miembro inferior*. Ed. Panamericana. 2012. 6.ª edición
- A.J. Fox, F. Wanivenhaus, A.J. Burge, R.F. Warren, S.A. Rodeo *The human meniscus: a review of anatomy, function, injury, and advances in treatment*. *Clin. Anat.*. 2015;28:269–287
- Abbi G, Espinoza L, Odell T, Mahar A, Pedowitz R. *Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip*. *Arthroscopy*. 2006;22(1):38–43
- Adams ME, Muir H. *The glycosaminoglycans of canine menisci*. *Biochem J*. 1981;197:385–9.
- Agins HJ, Harder VS, Lautenschlager EP, Kudrna JC. *Effects of sterilization on the Tekscan digital pressure sensor*. *Med Eng and Physics*. 2003;25(9):775–780,
- Ahmed AM, Burke DL. *In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints: part I. Tibial surface of the knee*. *J Biomech Eng*. 1983;185:290-294
- Ahn JH, Lee YS, Chang JY, Chang MJ, Eun SS, Kim SM. *Arthroscopic all inside repair of the lateral meniscus root tear*. *Knee*. 2009;16(1):77–8
- Ahn JH, Wang JH, Lim HC, Bae JH, Park JS, Yoo JC, Shyam AK. *Double transosseous pull out suture technique for transection of posterior horn of medial meniscus*. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009;129(3):387–392
- Ahn JH, Wang JH, Yoo JC, et al. *A pull out suture for transection of the posterior horn of the medial meniscus: using a posterior trans-septal portal*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15:1510–1513
- Alford JW, Lewis P, Kang RW, Cole BJ. *Rapid progression of chondral disease in the lateral compartment of the knee following meniscectomy*. *Arthroscopy*. 2005;21:1505-1509.
- Allaire R; Muriuki M; Gilbertson L; Harner CD. *Biomechanical Consequences of a Tear of the Posterior Root of the Medial Meniscus: Similar to Total Meniscectomy*. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(9):1922-1931. doi: 10.2106/JBJS.G.00748
- Allen PR, Denham RA, Swan AV. *Late degenerative changes after meniscectomy: factors affecting the knee after operation*. *J Bone Joint Surg Br*. 1984;66(5):666-671.
- Álvarez López A, García Lorenzo Y, Puentes Álvarez A, Marrero Pons R. *Meniscectomía artroscópica: principios básicos*. *AMC [Internet]*. 2011;15(1):1-9. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552011000100020&lng=es.
- Anz AW, Branch EA, Saliman JD. *Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears*. *Am J Sports Med*. 2014;42:2699-2706
- Arnoczky SP. 1992. *Gross and vascular anatomy of the meniscus and its role in meniscal healing, regeneration and remodeling*. In: Mow VC, Arnoczky SP, Jackson SW, editors. *Knee Meniscus: Basic and Clinical Foundations*. New York: Raven Press. p 1–14.
- Bae JH, Paik NH, Park GW, Yoon JR, Chae DJ, Kwon JH, et al. *Predictive value of painful popping for a posterior root tear of the medial meniscus in middle-aged to older Asian patients*. *Arthroscopy*. 2013;29(3):545-9.
- Baratz ME, Fu FH, Mengato R. *Meniscal tears: the effect of meniscectomy and of repair on the intraarticular contact areas and stress in the human knee. A preliminary report*. *Am J Sports Med*. 1986;14:270-275.
- Beaupre A, Choukroun R, Guidouin R, Garneau R, Gerardin H, Cardou A. *Knee menisci. Correlation between microstructure and biomechanics*. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;208:72–75
- Bedi A, Kelly N, Baad M, Fox AJ, Ma Y, Warren RF, Maher SA. *Dynamic contact mechanics of radial tears of the lateral meniscus: Implications for treatment*. *Arthroscopy*. 2012;28:372–381

Fundamentos

Berlet GC, Fowler PJ. *The anterior horn of the medial meniscus: an anatomic study of its insertion.* *Am J Sports Med.* 1998;26(4):540-3.

Bhatia S, LaPrade CM, Ellman MB, LaPrade RF. *Meniscal root tears: significance, diagnosis, and treatment.* *Am J Sports Med.* 2014;42:3016-3030.

Bin SI, Kim JM, Shin SJ. *Radial tears of the posterior horn of the medial meniscus.* *Arthroscopy.* 2004 Apr;20(4):373-8.

Bin SI, Jeong TW, Kim SJ, Lee DH. *A new arthroscopic classification of degenerative medial meniscus root tear that correlates with meniscus extrusion on magnetic resonance imaging.* *Knee.* 2016;23(2):246-50.

Bisson LJ, Manohar LM, Wilkins RD, Gurske-Deperio J, Ehrensberger MT. *Influence of suture material on the biomechanical behavior of suture-tendon specimens: a controlled study in bovine rotator cuff.* *Am J Sports Med.* 2008;36(5):907-912

Blackman AJ, Stuart MJ, Levy BA, McCarthy MA, Krych AJ. *Arthroscopic meniscal root repair using a Ceterix NovoStich suture passer.* *Arthrosc Tech.* 2014;3(5):e643-6

Bonasia DE, Pellegrino P, D'Amelio A, Cottino U, Rossi R. *Meniscal root tear repair: Why, when and how?* *Orthop Rev (Pavia).* 2015. doi:10.4081/or.2015.5792

Brantigan OC, Voshell AF. *The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint.* *J Bone Joint Surg Am.* 1941;23:44-66.

Brody JM, Hulstyn MJ, Fleming BC, Tung GA. *The meniscal roots: gross anatomic correlation with 3-T MRI findings.* *Am J Roentgenol.* 2006; 188(5):W446-W450

Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM. *The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure.* *J Bone Joint Surg Br.* 1970;52:564-567

Burgess R, Elder S, McLaughlin R, Constable P. *In vitro biomechanical evaluation and comparison of FiberWire, Fiber-Tape, OrthoFiber, and nylon leader line for potential use during extraarticular stabilization of canine cruciate deficient stifles.* *Vet Surg.* 2010;39(2):208-215

Burke DL, Ahmed AM, Miller J. *A biomechanical study of partial and total medial meniscectomy of the knee.* *Trans Orthop Res Soc.* 1978;3:91.

Cerminara AJ, LaPrade CM, Smith SD, Ellman MB, Wijdicks CA, LaPrade RF. *Biomechanical valuation of a transtibial pull-out meniscal root repair: challenging the bungee effect.* *Am J Sports Med.* 2014;42: 2988-2995.

Chahla J, Moulton SG, LaPrade CM, Dean CS, LaPrade RF. *Posterior meniscal root repair: the transtibial double tunnel pullout technique.* *Arthrosc Tech.* 2016a;5(2): e291-6

Chahla J, Olivetto J y LaPrade RF. *Lesiones de Raíz Meniscal Posterior: Conceptos Actuales desde Anatomía hasta Tratamiento Quirúrgico.* *Artroscopia.* 2016b;23(1): 1-9

Chan KC, Burkhart SS, Thiagarajan P, Goh JCH. *Optimization of stacked half-hitch knots for arthroscopic surgery.* *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2001;17(7):752-759. doi:10.1053/JARS.2001.25329

Chang EY, Chung CB, Biswas R, DiCamillo P, Statum S, Tafur M, Bydder GM. *Morphologic characterization of meniscal root ligaments in the human knee with magnetic resonance microscopy at 11.7 and 3 T.* *Skeletal Radiol.* 2014;43(10):1395-402.

Cheung HS. *Distribution of type I, II, III and V in the pepsin solubilized collagens in bovine menisci.* *Connect Tissue Res.* 1987;16:343-356

Cho JH. *Modified pull-out suture in posterior root tear of the medial meniscus: using a posteromedial portal.* *Knee Surg Relat Res.* 2012;24(2):124-127

Choi CJ, Choi YJ, Lee JJ, Choi CH. *Magnetic resonance imaging evidence of meniscal extrusion in medial meniscus posterior root tear.* *Arthroscopy.* 2010;26(12):1602-6).

- Choi SH, Bae S, Ji SK, Chang MJ. The MRI findings of meniscal root tear of the medial meniscus: emphasis on coronal, sagittal and axial images. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(10):2098-103.
- Cottom JM, Baker JS, Richardson PE, Maker JM. A Biomechanical Comparison of 3 Different Arthroscopic Lateral Ankle Stabilization Techniques in 36 Cadaveric Ankles. *J Foot Ankle Surg.* 2016;55(6):1229-1233. doi:10.1053/J.JFAS.2016.07.025
- Cox JT, Shorten PL, Gould GC, Markert RJ, Barnett MD, Laughlin RT. Knotted versus knotless suture bridge repair of the achilles tendon insertion: A biomechanical study. *Am J Sports Med.* 2014. doi:10.1177/0363546514549004
- De Smet AA. How I diagnose meniscal tears on knee MRI. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(3):481-99.
- DeMarco AL, Rust DA, and Bachus KN. Measuring contact pressure and contact area in orthopedic applications: Fuji film vs. Tekscan. In *Proceedings of the 46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Orlando, Fla, USA, March 2000.*
- DePalma AF. *Diseases of the Knee.* Philadelphia, PA: JB Lippincott Co; 1951
- Dudhia J, McAlinden A, Muir A, Bayliss M. 2004. The meniscus—structure, composition and pathology. In: Hazelman B, Riley G, Speed C, editors. *Soft Tissue Rheumatology.* New York, NY: Oxford University Press.
- Ellman MB, LaPrade CM, Smith SD, Rasmussen MT, Engebretsen L, Wijdicks CA, LaPrade RF. Structural Properties of the Meniscal Roots. *Am J Sports Med.* 2014;42(8):1881-1887. doi: 10.1177/0363546514531730
- Engelsohn E, Umans H, Difelice GS. Marginal fractures of the medial tibial plateau: possible association with medial meniscal root tear. *Skeletal Radiol.* 2007;36:73-76.
- Espejo-Baena A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Martín-Castilla MB, Dalla-Rosa Nogales J, Sevilla- no-Pérez E. Transosseous posterior meniscal root reinsertion using knotless anchor for tibial fixation. *Arthrosc Tech.* 2017;6(3):e621-e626.
- Espejo-Baena A, Figueroa-Mata A, Serrano-Fernández J, de la Torre-Solís F. All-inside suture technique using anterior portals in posterior horn tears of lateral meniscus. *Arthroscopy.* 2008;24:369.e1-e4.
- Fairbank TJ. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br.* 1948;30: 664-670.
- Fautrel B, Hilliquin P, Rozenberg S, Allaert FA, Coste P, Leclerc A, Rossignol M. Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. *Joint Bone Spine.* 2005;72(3):235-40.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013;41:2784-2790.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, et al. Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am. J. Sports Med.* 2014;42:187-193.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Rosenstiel N, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015a;23:132-139
- Feucht, M.J., Salzmann, G.M., Bode, G. et al. Posterior root tears of the lateral meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015b;23:119-125. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-2904-x>
- Forkel P and Petersen W. Posterior root tear fixation of the lateral meniscus combined with arthroscopic ACL double-bundle reconstruction: technical note of a transosseous fixation using the tibial PL tunnel. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(3):387-391
- Forkel P, Herbort M, Schulze M, et al. Biomechanical consequences of a posterior root tear of the lateral meniscus: stabilizing effect of the meniscofemoral ligament. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133:621-626

Fundamentos

- Fox AJS, Bedi A, Rodeo SA. *The Basic Science of Human Knee Menisci. Sport Heal A Multidiscip Approach.* 2012;12:340-351. doi:10.1177/1941738111429419
- Freutel M, Scholz NB, Seitz AM, Ignatius A, Dürselen L. *Mechanical properties and morphological analysis of the transitional zone between meniscal body and ligamentous meniscal attachments.* J Biomech. 2015;48(8):1350-5.
- Fukubayashi T, Kurosawa H. *The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthritic knee joints.* Acta Orthop Scand. 1980;51:871-879.
- Ghadially FN, Lalonde JM, Wedge JH. *Ultrastructure of normal and torn menisci of the human knee joint.* J Anat . 1983;136:773-791.
- Ghosh P, Taylor TK. *The knee joint meniscus. A fibrocartilage of some distinction.* Clin Orthop Relat Res. 1987; 224:52-63
- Gilbert S, Chen T, Hutchinson ID, et al. *Dynamic contact mechanics on the tibial plateau of the human knee during activities of daily living.* J Biomech. 2014. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.003
- Gnandt RJ, Smith J., Nguyen-Ta K, McDonald L, Leclere LE. *High-Tensile Strength Tape Versus High-Tensile Strength Suture: A Biomechanical Study.* Arthroscopy. 2016;32 (2):356-363.
- Gupte CM, Bull AM, Thomas RD. et al. *The menisofemoral ligaments: secondary restraints to the posterior drawer. Analysis of anteroposterior and rotary laxity in the intact and posterior-cruciate-deficient knee.* J Bone Joint Surg Br. 2003;85(5): 765-773.
- Harner CD, Mauro CS, Lesniak BP, Romanowski JR. *Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Surgical technique.* J Bone Jt Surg Am. 2009;91(Suppl 2):257-270
- Harris, Morberg P, Bruce JM, Walsh WR. *An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji Film.* J Biomech. 1999;32(9):951-958
- Hauch KN, Villegas DF, and Haut Donahue TL. *Geometry, time dependent and failure properties of Human meniscal attachments.* J Biomech. 2010;43(3): 463-468. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.09.043.
- Hein CN, Deperio JG, Ehrensberger MT, Marzo JM. *Effects of medial meniscal posterior horn avulsion and repair on meniscal displacement.* Knee. 2011;18(3):189-92
- Henning CE, Lynch MA, Clark JR. *Vascularity for healing of meniscal repairs.* Arthroscopy. 1987;3:13-18.
- Hwang BY, Kim SJ, Lee SW, Lee HE, Lee CK, Hunter DJ, Jung KA. *Risk factors for medial meniscus posterior root tear.* Am J Sports Med. 2012;40(7):1606-1610
- Ihn JC, Kim SJ, Park IH. *In vitro study of contact area and pressure distribution in the human knee after partial and total meniscectomy.* Int Orthop .1993;17:214-18.
- Ilahi OA, Younas SA, Ho DM, Noble PC. *Security of knots tied with ethibond, fiberwire, orthocord, or ultrabraid.* Am J Sports Med. 2008. doi:10.1177/0363546508323745
- Jansson KS, Michalski MP, Smith SD, Laprade RF, Wijdicks CA. *Tekscan pressure sensor output changes in the presence of liquid exposure.* J Biomech. 2013;46(3):612-614.
- Johannsen AM, Civitarese DM, Padalecki JR, Goldsmith MT, Wijdicks CA, Laprade RF. *Qualitative and quantitative anatomic analysis of the posterior root attachments of the medial and lateral menisci.* Am J Sports Med. 2012;40(10):2342-2347
- Jones AO, Houang MT, Low RS, Wood DG. *Medial meniscus posterior root attachment injury and degeneration: MRI findings.* Australas Radiol. 2006;50(4):306-13.
- Jorgensen U, Sonne-Holm S, Lauridsen F, Rosenklint A. *Long-term follow-up of meniscectomy in athletes: a prospective longitudinal study.* J Bone Joint Surg Br. 1987;69(1):80-83

- Jung YH, Choi NH, Oh JS, Victoroff BN. All-inside repair for a root tear of the medial meniscus using a suture anchor. *Am. J. Sports Med.* 2012;40:1406-1411.
- Kale A, Kopuz C, Dikici F, Demir MT, Corumlu U, Ince Y. Anatomic and arthroscopic study of the medial meniscal horns' insertions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18:754–759.
- Kim JG, Lee YS, Bae TS, Ha JK, Lee DH, Kim YJ, Ra HJ. Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):2121-2125.
- Kim JH, Chung JH, Lee DH, Lee YS, Kim JR, Ryu KJ. Arthroscopic suture anchor repair versus pullout suture repair in posterior root tear of the medial meniscus: a prospective comparison study. *Arthroscopy.* 2011;27:1644-1653.
- Kim SB, Ha JK, Lee SW, Kim DW, Shim JC, Kim JG, Lee MY. Medial meniscus root tear refixation: comparison of clinical, radiologic, and arthroscopic findings with medial meniscectomy. *Arthroscopy.* 2011;27(3):346–354
- Kim YM, Rhee KJ, Lee JK, Hwang DS, Yang JY, Kim SJ. Arthroscopic pullout repair of a complete radial tear of the tibial attachment site of the medial meniscus posterior horn. *Arthroscopy.* 2006;22:795.e791-794
- Klinge SA, Vopat BG, Paller D, Avery AL, Koruprolu S, Fadale PD. Isolating Suture Slippage During Cadaveric Testing of Knotless Anchors. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2015.
- Koo JH, Choi SH, Lee SA, Wang JH. Comparison of medial and lateral meniscus root tears. *PLoS One.* 2015;10(10):e0141021.
- Kopf S, Colvin AC, Muriuki M, Zhang X, Harner CD. Meniscal root suturing techniques: implications for root fixation. *Am J Sports Med.* 2011;39: 2141–2146
- Krause WR, Pope MH, Johnson RJ, Wilder DG. Mechanical changes in the knee after meniscectomy. *J Bone Joint Surg [Am].* 1976;58-A:599-603
- LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Sep;89(9):2000-10.
- LaPrade CM, Jansson KS, Dornan G, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered Tibiofemoral Contact Mechanics Due to Lateral Meniscus Posterior Horn Root Avulsions and Radial Tears Can Be Restored with in Situ Pull-Out Suture Repairs. *J Bone Joint Surg Am* 2014a;96:471-479
- LaPrade CM, Ellman MB, Rasmussen MT, James EW, Wijdicks CA, Engebretsen L, LaPrade RF. Anatomy of the anterior root attachments of the medial and lateral menisci: a quantitative analysis. *Am J Sports Med.* 2014b;42(10):2386-92.
- LaPrade CM, Foad A, Smith SD, Turnbull TL, Dornan GJ, Engebretsen L, Wijdicks AC, LaPrade RF. Biomechanical Consequences of a Nonanatomic Posterior Medial Meniscal Root Repair. *Am J Sports Med* 2015a;43:912-920.
- LaPrade CM, James EW, Cram TR, Feagin JA, Engebretsen L, LaPrade RF. Meniscal Root Tears: A Classification System Based on Tear Morphology. *Am J Sports Med* 2015b;43(2):363-9.
- LaPrade RF, LaPrade CM and James EW. Recent Advances in Posterior Meniscal Root Repair Techniques. *J Am Acad Orthop Surg* 2015c;23:71-76
- LaPrade RF, LaPrade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: a human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2015d;43:892-898.
- LaPrade CM, LaPrade MD, Turnbull TL, Wijdicks CA and LaPrade RF. Biomechanical Evaluation of the Transtibial Pull-Out Technique for Posterior Medial Meniscal Root Repairs Using 1 and 2 Transtibial Bone Tunnels. *Am J Sports Med.* 2015e;43(4):899-904.

Fundamentos

- LaPrade RF, Arendt EA, Getgood S et al. *The Menisci: A Comprehensive Review of their Anatomy, Biomechanical Function and Surgical Treatment*. ISAKOS 2017. Springer, Berlin. ISBN 978-3-662-53792-3.
- Lawrence TM, Davis TR. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am*. 2005;30(4):836–841
- Lee JH, Lim YJ, Kim KB, Kim KH, Song JH (2009) Arthroscopic pullout suture repair of posterior root tear of the medial meniscus: radiographic and clinical results with a 2-year followup. *Arthroscopy*.2009; 25(9):951–958
- Lee DW, Jang SH, Ha JK, Kim JG, Ahn JH. Meniscus root refixation technique using a modified Mason-Allen stitch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(3):654–657
- Lee DW, Hyung WJ, Lee SR et al. Clinical, Radiological, and Morphological Evaluations of Posterior Horn Tears of the Lateral Meniscus Left In Situ During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2014; 42: 327-335
- Lerer DB, Umans HR, Hu MX, Jones MH. The role of meniscal root pathology and radial meniscal tear in medial meniscal extrusion. *Skeletal Radiol*. 2004 Oct;33(10):569-74
- Lynch MA, Henning CE, Glick KR Jr. Knee joint surface changes. Long-term follow-up meniscus treatment in stable anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 1983;172: 148-53.
- Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*. 2011;32:7411–7431.
- Martinelli L, Hurschler C, Rosenbaum D. Comparison of capacitive versus resistive joint contact stress sensors. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;(447):214-220. doi:10.1097/01.blo.0000218730.59838.6a
- Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med*. 2009 Jan;37(1):124-9.
- Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AMJ et al. Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008;16:1121-1132.
- Matheny LM, Ockuly AC, Steadman JR, LaPrade RF. Posterior meniscus root tears: associated pathologies to assist as diagnostic tools. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(10):3127-3131.
- McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. *J Bone Joint Surgery (Br)*, 2006;88-B:1549-56.
- McDermott ID, Masouros SD, Amis AA (2008) Biomechanics of the menisci of the knee. *Curr Orthopaed* 22:193–201
- McDevitt CA, Webber RJ. The ultrastructure and biochemistry of meniscal cartilage. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;252:8–18
- Messner K, Gao J. The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics and a rationale for clinical treatment. *J Anat*. 1998;193(Pt2):161–178.
- Mitchell R, Pitts R, Kim YM, Matava MJ. Medial Meniscal Root Avulsion: a Biomechanical Comparison of 4 Different Repair Constructs. *Arthroscopy*. 2016;32(1):111-9.
- Moon HK, Koh YG, Kim YC, Park YS, Jo SB, Kwon SK. Prognostic factors of arthroscopic pull-out repair for a posterior root tear of the medial meniscus. *Am J Sports Med*. 2012;40(5):1138–1143
- Mow VC, Ratcliffe A, Chern KY, et al. Structure and function relationships of the menisci of the knee. In: Mow VC, Arnoczky Sp, Jackson DW, eds. *Knee Meniscus: Basic and Clinical Foundations*. New York, NY: Raven Press; 1992:37-57.
- Nguyen JC, De Smet AA, Graf BK, and Rosas HG. MR imaging-based diagnosis and classification of meniscal tears. *Radiographics*. 2014;34(4):981-99.

- Nicholas SJ, Golant A, Schachter AK, Lee SJ. A new surgical technique for arthroscopic repair of the meniscus root tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:1433-1436
- Ode GE, Van Thiel GS, McArthur SA, Dishkin-Paset J, Leurgans SE, Shewman EF, Wang VM, Cole BJ. Effects of serial sectioning and repair of radial tears in the lateral meniscus. *Am J Sports Med.* 2012;40(8):1863-1870
- Ozkoc G, Circi E, Gonc U, Irgit K, Pourbagher A, Tando-gan RN. Radial tears in the root of the posterior horn of the medial meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(9):849-854.
- Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: In situ pullout repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med* 2014;42(3):699-707.
- Pereira H, Silva-Correia J, Oliveira JM, Reis RL Espregueira-Mendez J. In Verdonk R, Espregueira Mendes J., Monllau JC (eds.), *Meniscal Transplantation*. 2013. p 7-14. DOI: 10.1007/978-3-642-38106-5_2, _ ISAKOS 2013
- Petersen L y Renstrom P. *Sports Injuries: Prevention, Treatment and Rehabilitation*. CRC Press, 2017, 4ª edición
- Petersen W, Tillmann B. Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci. *Anat Embryol (Berl)*. 1998;197(4):317-324
- Petersen W, Zantop T. Avulsion injury to the posterior horn of the lateral meniscus. Technique for arthroscopic refixation. *Unfallchirurg* 2006;109:984-987 (in German)
- Prado M, Martín-Castilla B, Espejo-Reina A, Serrano-Fernández JM, Pérez-Blanca A, Ezquerro F. Close-looped graft suturing improves mechanical properties of interference screw fixation in ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(2):476-484. doi:10.1007/s00167-012-1975-9
- Queipo-de-Llano A, Perez-Blanca A, Ezquerro F, Luna-González F. Simultaneous anterior and posterior compression of the pelvic ring with external fixation using a pre-tensed curved bar: A biomechanical study. *Injury.* 2013;44(12):1787-1792. doi:10.1016/j.injury.2013.08.016
- Radin EL, de Lamotte F, Maquet P. Role of the menisci in the distribution of stress in the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;185:290-294.
- Raustol OA, Poelstra KA, Chhabra A, Diduch DR. The meniscal ossicle revisited: etiology and an arthroscopic technique for treatment. *Arthroscopy.* 2006;22:687.e681-683
- Rosslensbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133:111-115.
- Ruiwen L, Lam PH, Shepherd H, Murrell GA. Tape versus Suture - A Biomechanical and Clinical Analysis in Arthroscopic Rotator Cuff Repair of Large Tears. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine.* 2016;4(3 suppl3):2325967116S00078. doi:10.1177/2325967116S00078.
- Sánchez Durán JA. *Propuesta y Evaluación de Algoritmos para la Corrección de Errores en Sensores Táctiles*. 2016. Tesis Doctoral. Servicio de Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga. <http://hdl.handle.net/10630/12213>. [Consultado 20/03/2017].
- Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2012;40(11):2604-9
- Scott PG, Nakano T, Dodd CM. Isolation and characterization of small proteoglycans from different zones of the porcine knee meniscus. *Biochim Biophys Acta.* 1997;1336:254-62.
- Seedhom BB and Hargreaves DJ. Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role in the menisci: part II. Experimental results, discussion and conclusion. *Eng Med.* 1979;8:220-228.
- Seo HS, Lee SC, Jung KA. Second-look arthroscopic findings after repairs of posterior root tears of the medial meniscus. *Am J Sports Me.* 2011;39(1):99-107

Fundamentos

- Seo JH, Li G, Shetty GM, Kim JH, Bae JH, Jo ML, Kim JS, Lee SJ, Nha KW. *Effect of repair of radial tears at the root of the posterior horn of the medial meniscus with the pullout suture technique: a biomechanical study using porcine knees. Arthroscopy.* 2009;25(11):1281-7.
- Shen JW, Song GY, Zhang H, Wang QQ, Zhang J, Li Y, Feng H. *Prevalence of lateral meniscal extrusion for posterior lateral meniscal root lesion with and without concomitant midbody radial tear in anterior cruciate ligament injury. Arthroscopy.* 2016;32(5):828-34
- Shrive NG, O'Connor JJ, Goodfellow JW. 1978. *Load-bearing in the knee joint. Clin Orthop Relat Res* 131:279–287.
- Skaags DL, Mow VC. 1990. *Function of the radial tie fibers in the meniscus. Trans Orthop Res Soc.* 1990;15:248.
- Śmigielski R, Becker R, Zdanowicz U, Ciszek B. *Medial meniscus anatomy—from basic science to treatment. Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23:8–14. doi:10.1007/s00167-014-3476-5
- Starke C, Kopf S, Grobel KH, Becker R. *The effect of a nonanatomic repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. Arthroscopy.* 2010;26:358-365.
- Sweigart MA, Athanasiou KA. *Toward tissue engineering of the knee meniscus. Tissue Eng.* 2001;7:111–29.
- Tekscan, 2006. *I-Scan User Manual v.5.8x.* 2006. S.l.: Tekscan Inc.
- Thompson WO, Thaete FL, Fu FH, Dye SF. *Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance imaging. Am J Sports Med.* 1991;19:210-216
- Tuxoe JI, Teir M, Winge S, et al. *The medial patellofemoral ligament: A dissection study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002;10:138–140.
- Villegas DE, Hansen TA, Liu DF, Donahue TL. *A quantitative study of the microstructure and biochemistry of the medial meniscal horn attachments. Ann Biomed Eng.* 2008;36:123–131.
- Vyas D, Harner CD. *Meniscus root repair. Sports Med Arthrosc.* 2012;20(2):86–94
- Walker PS, Erkman MJ. 1975. *The role of the menisci in force transmission across the knee. Clin Orthop Relat Res* 109:184–192.
- Wang YJ, Yu JK, Luo H, Yu CL, Ao YF, Xie X, Jiang D, Zhang JY. *An anatomical and histological study of human meniscal horn bony insertions and peri-meniscal attachments as a basis for meniscal transplantation. Chin Med J (Engl).* 2009;122(5):536–540
- West RV, Kim JG, Armfield D, Harner CD. *Lateral meniscal root tears associated with anterior cruciate ligament injury: Classification and management (SS-70). Arthroscopy* 2004;20: e32-e33
- Wilharm A, Hurschler C, Dermitas T, Bohnsack M. *Use of Tekscan K-scan sensors for retropatellar pressure measurement avoiding errors during implantation and the effects of shear forces on the measurement precision. Biomed Res Int.* 2013. doi:10.1155/2013/829171
- Wu JZ, Herzog W and Epstein M. *Effects of inserting a pressensor film into articular joints on the actual contact mechanics. J Biomech Eng.* 1998;120(5):655–659
- Wust DM, Meyer DC, Favre P, Gerber C. *Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. Arthroscopy.* 2006;22(11):1146–1153
- Yang JH y Yoo JR. *Arthroscopic Medial Meniscus Posterior Root Repair: Techniques and Current Issues. J Korean Orthop Assoc.* 2015;50(5):365-371. [Korean]

Estudio biomecánico de las alteraciones en el contacto articular producidas por: rotura de la raíz posterior del menisco lateral, re inserción transtibial y meniscectomía total

3.1 Introducción

Como se ha expuesto en los capítulos anteriores, las raíces anterior y posterior de los meniscos son las únicas partes de dichas estructuras con inserción directa en el hueso actuando como los principales restrictores de la extrusión de los meniscos, por lo que son vitales para la integridad funcional de los mismos (*Kale y col., 2010*). En estudios de imagen (RM), se ha comprobado una fuerte asociación entre una rotura radial o avulsión de la raíz posterior del menisco medial y una extrusión del mismo igual o mayor de 3 mm, lo que puede conllevar a enfermedad articular degenerativa (*Lerer y col., 2004; Jones y col., 2006; Choi y col., 2010*). En esa línea, estudios biomecánicos han analizado estos desplazamientos (*Hein y col., 2011*) y la influencia de la rotura o desinserción de la raíz del cuerno posterior del menisco medial constatando el aumento de la presión máxima y la disminución del área de contacto respecto a la condición natural (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Seo y col., 2009*).

En cuanto al menisco lateral, las lesiones de la raíz posterior son normalmente roturas radiales o avulsiones que con frecuencia (7-12,4 % de los casos) se presentan en asociación con las roturas del LCA (*West y col., 2004; Brody y col., 2006; Ahn y col., 2010; Shelbourne y col., 2011; Bathia y col., 2014*) y pueden pasar inadvertidas. Recientemente, se ha comprobado mediante test de pivot-shift en un estudio in vitro, que una rotura de la raíz posterior del menisco lateral aumenta la inestabilidad de la rodilla con ACL roto (*Shybut y col., 2015*). Tradicionalmente se ha optado por un seguimiento no operatorio de esta lesión o una meniscectomía parcial (*Fitzgibbons y Shelbourne, 1995; Pierre y col., 2001*) y más recientemente han empezado a aplicarse diversos métodos para su reparación quirúrgica (*Petersen y Zantop, 2006; Ahn y col., 2010; Anderson y col., 2003*). Sin embargo, escasos trabajos biomecánicos han analizado la repercusión de esta lesión en la rodilla humana y los beneficios de su reparación (*Schillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014; Forkel y col., 2014*), detectando alteraciones importantes en la distribución de presiones del compartimento lesionado

de la articulación, pero con resultados dispares sobre la efectividad de la reparación a ángulos de flexión bajos. Estos estudios se hicieron con diseños experimentales muy diferentes, no compararon los efectos de la lesión con los de la meniscectomía y solo uno de ellos ([LaPrade y col., 2014](#)) analizó el compartimento interno no lesionado, aunque aplicando restricciones cinemáticas que impidieron una orientación articular natural.

El propósito del presente estudio fue evaluar en ambos compartimentos tibiofemorales (externo e interno) los efectos causados en la distribución de presiones de contacto articular de tres alternativas de tratamiento de una avulsión de la raíz posterior del menisco lateral: lesión dejada in situ, reparación de la lesión mediante reinserción transósea y meniscectomía total.

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (CEUMA), órgano colegiado que tiene entre sus funciones emitir los informes necesarios para la realización de proyectos de investigación que impliquen el manejo de muestras biológicas de origen humano o animal, remitió al equipo investigador informe favorable para la realización del estudio.

Los ensayos experimentales se llevaron a cabo en la sala de disección anatómica del Departamento Anatomía Humana, Medicina Legal e Historia de la Ciencia de la UMA

3.2 Hipótesis de trabajo

Nuestras hipótesis de partida fueron:

1. La lesión produce alteraciones importantes en la distribución de presiones de la articulación tibiofemoral
2. Los efectos de la lesión son similares a los producidos por la meniscectomía
3. La reparación de la lesión restaura la biomecánica del contacto articular a condiciones de normalidad para ángulos de flexión entre 0 y 90°.

3.3 Materiales y Métodos

Para cumplir el objetivo planteado, se diseñó un protocolo experimental utilizando rodillas cadavéricas humanas que permitiera comparar la biomecánica del contacto en la articulación tibio-femoral para distintas condiciones del menisco lateral, con las dadas en la rodilla intacta a diferentes ángulos de flexión, θ

En concreto, cada rodilla fue ensayada con cuatro condiciones del menisco lateral (Figura 3.1) en el siguiente orden:

- 1º: Intacto (condición de referencia),
- 2º: Desinserción de la raíz posterior,
- 3º: Reinserción transósea de la raíz lesionada,
- 4º: Meniscectomía total.

Para cada condición, la rodilla se situó a cuatro ángulos de flexión distintos, siempre con la misma secuencia: $\theta = 0$, $\theta = 30$, $\theta = 60$ y $\theta = 90^\circ$. Estos valores han sido seleccionados en la gran mayoría de trabajos anteriores, lo que facilita la comparación de resultados.

De acuerdo con resultados de estudios previos del grupo de investigación (*Martín y col., 2010*), se comprobó que los ángulos de flexión seleccionados para el ensayo cubren el máximo rango esperado en el periodo postoperatorio inmediato. A modo de ejemplo, en la Figura 3.2 se muestra el rango de flexión medio de la rodilla al ejecutar 4 pasos distintos: marcha en línea recta, quiebro (cambio de 90° en la dirección de la marcha), vuelta (cambio de 180° en la dirección de la marcha), bajada escalera, siendo quiebro, vuelta y escalón maniobras más exigentes incluso que las esperables en el postoperatorio

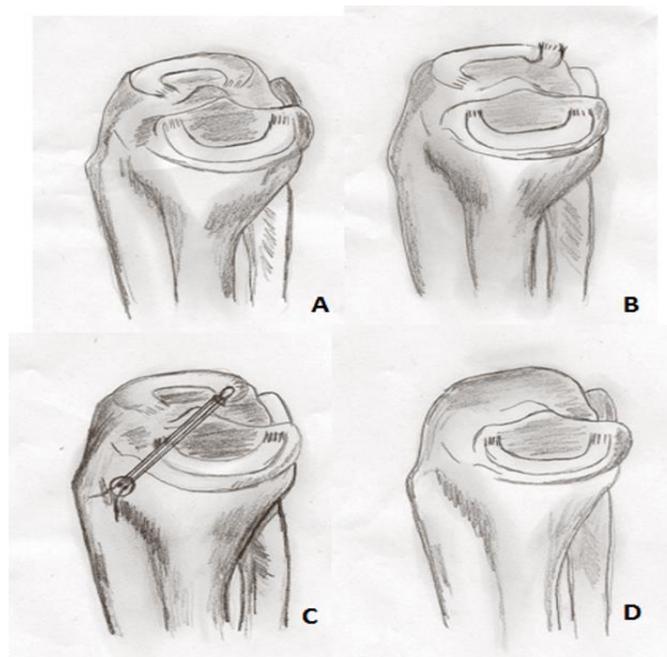


Figura 3.1. Condiciones del menisco lateral estudiadas: (A) Menisco intacto; (B) Avulsión de la raíz posterior; (C) Reparación de la raíz mediante técnica transtibial; (D) Meniscectomía total

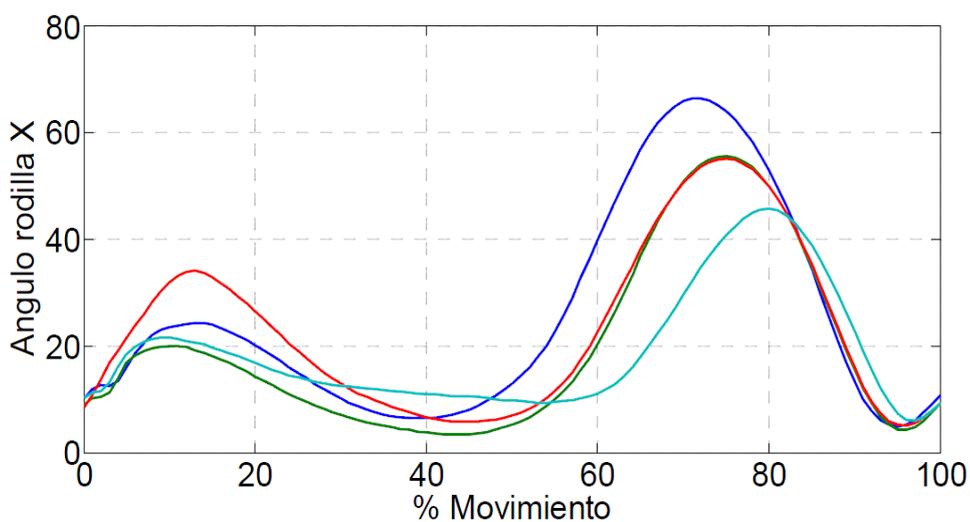


Figura 3.2. Angulo de flexión medio de la articulación de la rodilla, expresado en $^\circ$ y siendo positiva la flexión y negativa la extensión, en el paso correspondiente a 4 movimientos. — Marcha (CCM=0.981); — Quiebro (CCM=0.869); — Escalón (CCM=0.914); — Vuelta (CCM=0.745). CCM es el coeficiente de correlación múltiple encontrado en los ensayos de cada movimiento

3.3.1 Preparación de los especímenes

Las rodillas utilizadas en este estudio fueron especímenes cadavéricos congelados procedentes del Laboratorio de Anatomía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Málaga. El criterio de inclusión de un espécimen fue no presentar en la articulación tibiofemoral signos de lesión meniscal o de los ligamentos principales o lesiones condrales grado 2, 3 o 4 según clasificación de la Sociedad Internacional de Reparación del Cartílago (*Brittberg y Winalski, 2003*), que pudieran afectar a los resultados del estudio. Inicialmente se dispuso de 10 especímenes, de los cuales 8 cumplieron el criterio de inclusión: 5 rodillas derechas y 3 izquierdas, pertenecientes a 4 mujeres y 4 hombres. La edad media de los donantes fue 71.3 años (rango, de 56 a 94 años).

El día antes de los ensayos de un espécimen, se extrajo del congelador y se envolvió en gasa humedecida con suero fisiológico, para su descongelación a temperatura ambiente. Una vez descongelada, un cirujano experto del equipo que colaboró en el estudio, disecó la rodilla hasta el plano capsular y la exploró mediante artrotomía, para comprobar si cumplía los criterios de inclusión. La artrotomía se mantuvo abierta durante el resto del ensayo. Tras su aceptación para el estudio, se cortaron los huesos a aproximadamente 120mm de superficie articular y se prepararon para su montaje en la máquina siguiendo la secuencia siguiente:

1. Introducción de los extremos distales de tibia y peroné en un recipiente rectangular apoyado en una superficie plana horizontal
2. Llenado del recipiente con resina epoxi bicomponente R-Plainpox 293/E-Plaindur 842, Plainsur, Sevilla, España), previamente preparada según las instrucciones del fabricante (*ver C.1.1 en Anexo C*).
3. Orientación de la meseta tibial paralela al plano de fondo del recipiente, a criterio del cirujano utilizando referencias anatómicas y la observación del movimiento de flexo extensión del espécimen.
4. Sujeción de la tibia en la posición de 3. mediante pinzas de agarre
5. Fraguado de la resina a temperatura ambiente durante aproximadamente 2 horas para asegurar el endurecimiento necesario para continuar con los pasos posteriores
6. Taladrado de la diáfisis femoral, a aproximadamente 20mm y 40mm del extremo cortado, con dos orificios pasantes de 6mm de diámetro y longitud 50mm, cruzados a aproximadamente 90°, e inserción de sendos pasadores de acero de forma que atraviesen el hueso y queden embebidos posteriormente en la resina.
7. Inversión del espécimen una vez endurecida la resina, colgándolo bocabajo y manteniendo horizontal el plano de fondo del recipiente, mediante pinzas de agarre.
8. Introducción del extremo proximal del fémur en un recipiente rectangular para su posterior fijación con resina, apoyando este en una superficie plana horizontal y manteniendo paralelos los planos de fondo de ambos recipientes.
9. Orientación del plano coronal del fémur paralelo a la cara posterior del recipiente en el que va a alojarse Como referencia para localizar el plano coronal del fémur se posicionó el eje del fémur en extensión completa (determinada por la resistencia de la cápsula articular) y se apoyaron los puntos posteriores de los cóndilos en un plano paralelo a dicha cara.

Con el fémur en esta orientación, el plano de referencia para la flexión fue el plano perpendicular a la cara posterior del recipiente.

10. Llenado del recipiente con resina epoxi y endurecimiento de la resina en las mismas condiciones que para el conjunto tibia-peroné.

Tras la preparación de los extremos óseos en sus soportes, se seccionó el ligamento coronal lo estrictamente necesario para permitir el paso del sensor de presiones entre el menisco y la superficie articular tibial, teniendo especial cuidado en no lesionar las raíces de los meniscos ni los ligamentos colaterales lateral y medial. A continuación, se introdujo el sensor de presiones utilizado para medir la distribución de presiones en los compartimentos lateral y medial de la articulación tibio-femoral. El sensor empleado fue el modelo I-scan 4000 (Tekscan Inc., Boston, MA), de diseño específico para la rodilla, que se ha descrito en detalle en 2.7.1. Previamente a su colocación en el espécimen, el sensor fue acondicionado, calibrado y preparado con suturas auxiliares para su fijación, según se describe en el *Anexo C*. Con ayuda de un porta-agujas insertado entre las superficies óseas exteriores y el ligamento colateral, se traccionó de la sutura incorporada en la pestaña de compartimento correspondiente del sensor, deslizándolo con cuidado de no causar dobleces ni arrugas en la zona de medida. Para facilitar el paso del sensor, fue útil la realización de movimientos de flexo-extensión al tiempo que se aplicaba la tracción. El sensor se posicionó intentando cubrir al máximo las zonas de contacto de los cóndilos tibiales, situación que se verificó observando la señal del sensor al movilizar la rodilla entre 0 y 90° bajo compresión manual. Tras la verificación, las suturas auxiliares se anclaron al recipiente de la tibia mediante tornillos para mantener su posición sin retirarlo durante todo el procedimiento experimental (Figura 3.3).

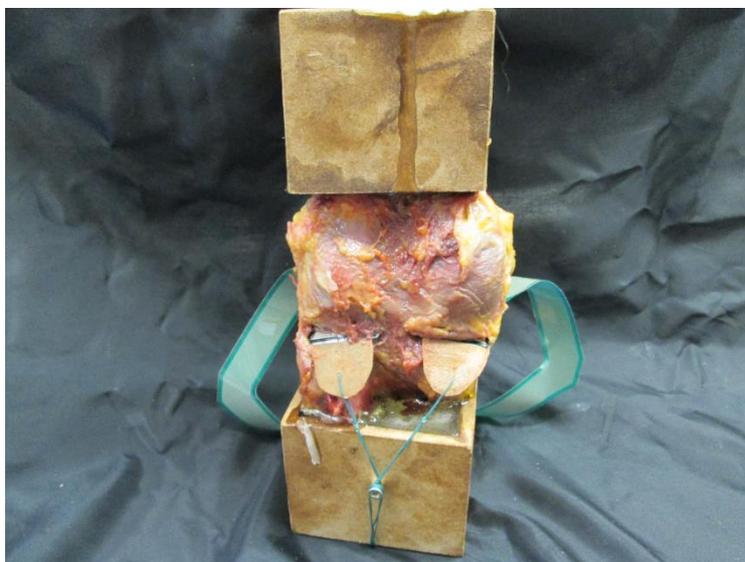


Figura 3.3. Espécimen con la tibia y el peroné (mostrados en la parte inferior) y el fémur (en la parte superior) embebidos en resina. El sensor se muestra posicionado y fijado para los ensayos. Una vez finalizada la preparación inicial del espécimen se procedió con los trabajos experimentales. Durante los mismos, el cirujano fue realizando las intervenciones necesarias para la simulación de las distintas condiciones a estudio según la siguiente secuencia:

- En primer lugar, se realizaron los ensayos correspondientes a la *rodilla intacta*, como condición de referencia a efectos comparativos con el resto de condiciones estudiadas.

- En segundo lugar, tras los ensayos con el menisco intacto, se siguió con los correspondientes a la *avulsión de la raíz del menisco lateral*. Para simular la lesión, el cirujano desinsertó la raíz posterior del menisco lateral con un bisturí, cuidando de no dañar el ligamento cruzado posterior ni los ligamentos meniscolfemorales.
- En tercer lugar, se testó la rodilla tras la *reparación de la lesión* utilizando una técnica transtibial para reinsertar la raíz: con la ayuda de una guía tibial de ligamento cruzado anterior, se perforó un túnel 5 mm desde la cara anteromedial de la epífisis tibial hasta la base original de la raíz del menisco en la tibia.
- Por último, se ensayó la respuesta ante una *meniscectomía lateral total*, para lo que el cirujano extirpó el menisco lateral.

Para la reparación se utilizó un dispositivo de sutura meniscal cargado con una sutura de hilo ultra-resistente del nº 2 (Hi-fi suture. ConMed Linvatec. Largo, FL, USA). El dispositivo se introdujo en el túnel para insertar la sutura en el menisco de abajo a arriba a aproximadamente 5mm del borde medial del cuerno posterior (Figura 3.4 A). Una vez retirado el dispositivo de sutura, se insertaron unas pinzas de artroscopia a través del túnel y se recuperó el lazo formado por la sutura (Figura 3.4 B) hasta la salida extracortical del túnel tibial. De esta forma, uno de los extremos libres de la sutura se pasó por el lazo y se formó una puntada tipo lasso-loop abrazando el extremo interno del cuerno (Figura 3.4 C). Traccionando de las suturas desde la salida del extremo distal túnel óseo, se situó el remanente de la raíz dentro o justo sobre el extremo articular del túnel. Y manteniendo manualmente la tensión, según el procedimiento habitualmente seguido por el cirujano, se anudaron los extremos libres de la sutura sobre un botón metálico a la salida del túnel. Para el cierre de la sutura se utilizó un nudo de cirujano seguido de 3 nudos cuadrados.

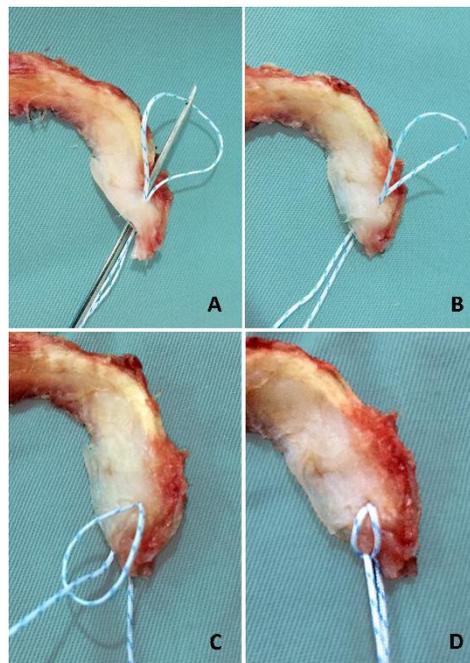


Figura 3.4. Técnica de sutura utilizada para la reparación de la raíz meniscal. (A) El hilo de sutura se inserta de abajo a arriba en el menisco utilizando un dispositivo de sutura meniscal; (B) Después de retirar el dispositivo, puede observarse el bucle resultante en la parte superior del menisco y los dos extremos libres en la parte inferior. (C) Un extremo de la sutura se pasa por el bucle; (D) Puntada tensa;

3.3.2 Ensayos biomecánicos

El estudio experimental de los especímenes se llevó a cabo utilizando la máquina de ensayos de tracción/compresión diseñada para ensayos biomecánicos y disponible en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad de Málaga (ver el punto 2.7.2).

Cada rodilla se ensayó con cuatro condiciones diferentes del menisco lateral siguiendo siempre el mismo orden: 1º: Intacto (condición de referencia), 2º: Desinserción de la raíz posterior, 3º: Reinserción transósea de la raíz lesionada, 4º: Meniscectomía total.

Para cada condición del menisco, la rodilla se situó a cuatro ángulos de flexión θ distintos, siempre con la misma secuencia: $\theta=0^\circ$, $\theta=30^\circ$, $\theta=60^\circ$ y $\theta=90^\circ$. Como se justificó en el punto 3.3 de este capítulo, estos valores cubren el rango máximo esperado en el periodo posoperatorio inmediato y han sido seleccionados en la gran mayoría de trabajos anteriores, lo que facilita la comparación de resultados.

3.3.2.1 Montaje del espécimen

El plano de fondo del recipiente de la tibia se acopló al cabezal de la máquina manteniendo el platillo tibial perpendicular al eje de carga (Figura montaje). El recipiente del fémur se ancló a la base de la máquina de ensayos con una mordaza que permitió la libre orientación tridimensional del espécimen respecto al eje de carga. La rodilla se colocó en extensión completa, con el fémur fijo a la base de la máquina mediante una mordaza de 3 ejes para permitir su orientación tridimensional respecto al eje de carga. La mordaza se utilizó para fijar el ángulo de flexión como parámetro de control, pero manteniendo como grados de libertad las rotaciones varo-valgo e interna-externa. Los desplazamientos mediolaterales se dejaron libres interponiendo una guía lineal de bolas (BWU 60-60, IKO, Tokio, Japón) entre la tibia y el cabezal de la máquina. Los desplazamientos antero-posteriores se restringieron para simular la acción del cuádriceps (ver *Anexo C*), en otro caso no se conseguiría estabilizar la rodilla bajo carga (Figura 3.5). En definitiva, el ensayo se realizó manteniendo 3 grados de libertad en la articulación: desplazamientos mediolaterales y las rotaciones en varo-valgo e interna-externa, permitiendo la reorientación de la rodilla bajo carga según los requisitos impuestos por su propia anatomía.

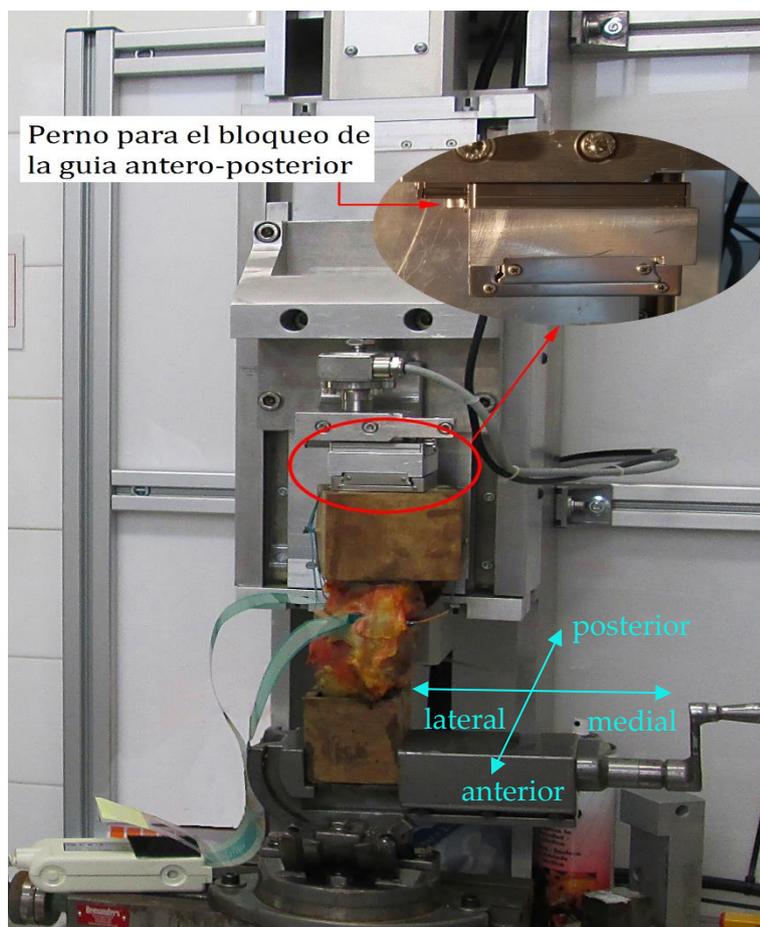


Figura 3.5. Montaje experimental. Se muestra la máquina de ensayos con un espécimen montado con sus aspectos anterior y lateral vistos a la izquierda y de frente respectivamente en la imagen. El recipiente que contiene el fémur está fijo a la base de la máquina mediante una mordaza de 3 ejes, utilizada para imponer el ángulo de flexión dejando libre las demás rotaciones. El recipiente de la tibia se conecta al cabezal de la máquina mediante dos guías lineales perpendiculares, que permiten las translaciones mediolaterales y anteroposteriores. Para estabilizar a la rodilla, se impidieron los desplazamientos anteroposteriores bloqueando la guía correspondiente mediante un perno

3.3.2.2 Fuerza aplicada

Coincidiendo con la amplia mayoría de trabajos experimentales sobre la función de la raíz meniscal, se aplicó una fuerza de compresión cuya línea de acción se alineó con el eje de la tibia. Una célula de carga de 5 KN (HBM, Darmstadt, Germany) colocada entre el espécimen y el cabezal de la máquina se utilizó para controlar el nivel de fuerza alcanzado. Su rango de medida se ajustó a un máximo de 2KN para mejorar la sensibilidad de la señal.

Debido el amplio rango de magnitud de la fuerza aplicada en la literatura (ver *Tabla 2.2*), se consideró adecuado valorar la influencia de este parámetro en los resultados para las distintas condiciones del menisco ensayadas. Dado que las pruebas piloto realizadas (Anexo C) pusieron de manifiesto dificultades con el sistema de sujeción del espécimen para valores elevados de la fuerza a altos ángulos de flexión, se optó por la aplicación de 4 niveles de fuerza ($F=800N$, $F=1000N$, $F=1200N$, $F=1500N$) a ángulos de flexión bajos ($\theta=0^\circ$ y $\theta=30^\circ$) y 2 niveles ($F=800N$ y $F=1000N$) a ángulos de flexión altos ($\theta=60^\circ$ y $\theta=90^\circ$). Resultando los ensayos marcados en la *Tabla 3.1*. Valores de la fuerza aplicada a los distintos ángulos de flexión para establecer la influencia del nivel de carga en los resultados comparativos:

Tabla 3.1. Valores de la fuerza aplicada a los distintos ángulos de flexión para establecer la influencia del nivel de carga en los resultados comparativos

		θ (°)			
		0	30	60	90
\sum F	800	x	x	x	x
	1000	x	x	x	x
	1200	x	x		
	1500	x	x		

Tras el análisis preliminar de los resultados de los 2 primeros especímenes, se observó un alto nivel de proporcionalidad para los parámetros de contacto medidos a los distintos niveles de fuerza aplicados en cada condición (Figura 3.6), (ver resultados en *Anexo D*).

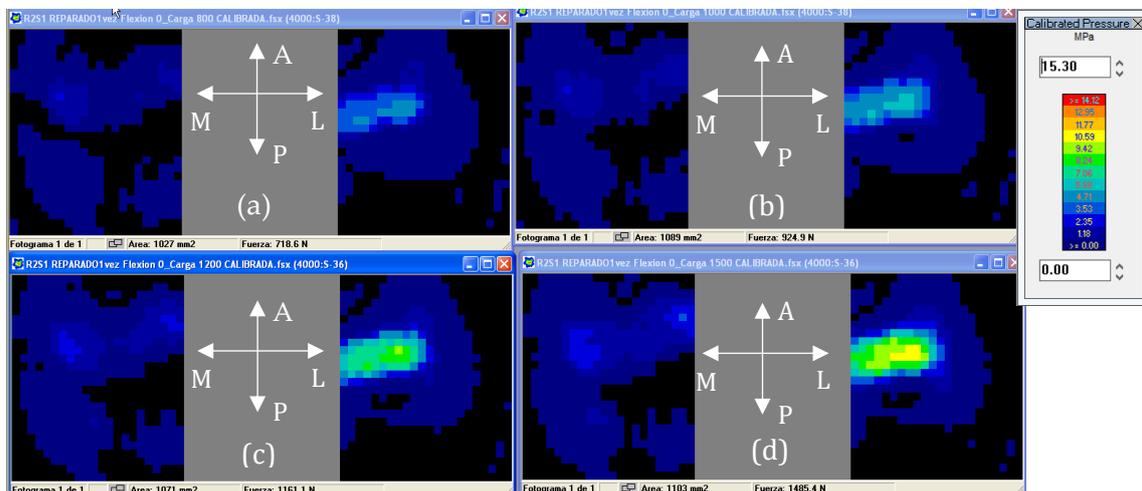


Figura 3.6. Mapas de presiones representativos de los obtenidos en un espécimen para la misma condición del menisco y ángulo de flexión, a diferentes niveles de fuerza aplicada. Se muestra como ejemplo el espécimen N.1 en condición de ensayo Reparado a 0° (a) F=800N; (b) F=1000N; (c) F=1200N; (d) F=1500N

En consecuencia, se consideró que el nivel de carga aplicada no tendría influencia sobre los resultados comparativos del estudio y el resto de especímenes se ensayaron solo a 1000N, para un total de 16 condiciones de ensayo para cada rodilla (Tabla 3.2.)

De esta forma, y utilizando un sensor nuevo con cada espécimen, se limitó el número de ciclos de carga aplicados al sensor de presiones para minimizar al máximo posibles desviaciones en la medida observadas en estudios previos tras la aplicación de varios ciclos de carga dinámica (*Pavlovic y col., 1993; Whilharm y col., 2013*). Puesto que los errores reportados anteriormente son del 2.3% después de la aplicación de 30 ciclos de carga (*Pavlovic y col., 1993*), en este estudio no se consideró necesario realizar ninguna corrección para tan solo 16 ciclos de medida.

Con el espécimen montado en la máquina para una condición de ensayo, se conectó el dispositivo de adquisición del sistema de medida de presiones y se aplicó la carga de compresión a una velocidad constante de 1mm/s. Con ayuda del software I-scan, se observó en tiempo real la señal del sensor durante el ensayo, constatando la ausencia de fallo de la señal en los puntos de medida.

Tabla 3.2. Condiciones del menisco lateral ensayadas

		$\theta= (^{\circ})$			
		0	30	60	90
F=1000 N	Intacto	x	x	x	x
	Desinsertado	x	x	x	x
	Reinsertado	x	x	x	x
	Menisectomizado	x	x	x	x

La carga fue aplicada hasta alcanzar el nivel deseado y que se mantuvo durante 1 minuto para que la señal del sensor se estabilizase. En ese instante se grabaron los datos recogidos, realizando siempre el mismo proceso para controlar el error de deriva (ver 2.7.1.2) y evitar su influencia en los resultados comparativos del estudio. Una vez grabados los datos se descargó completamente la rodilla, esperando al menos 2 minutos antes de volver a cargar para permitir la recuperación de posibles efectos viscoelásticos en los tejidos blandos y disipar posibles efectos de histéresis en la señal del sensor.

3.3.2.3 Cálculos de parámetros de contacto

Los datos de ensayo fueron procesados con MatLab® v.R2013a (The Mathworks Inc., Massachusetts). Se evaluaron los siguientes resultados para cada uno de los cóndilos y cada una de las 16 condiciones de carga:

- A^C , área de contacto en la condición C: siendo: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado y expresado en mm, entendida como la suma del área de todos los pixels con presión no-nula (ecuación (1)):

$$A^C = \sum_{i=1}^N a_i^C \quad \forall a_i^C | p_i^C > 0$$

- Habiendo llamado a_i^C al área del pixel i-ésimo (920.7mm² para el sensor I-scan 4000) en la condición C, expresada en mm, y p_i^C a la presión registrada en ese pixel en esa condición
- P_{med}^C , presión media en el área cargada del cóndilo en la condición C: expresada en MPa

$$P_{med}^C = \frac{\sum_{i=1}^N a_i^C}{N} \quad \forall p_i^C | p_i^C > 0$$

- P_{max}^C , presión máxima en el cóndilo en la condición C: expresada en MPa

$$P_{max}^C = \max(p_i^C)$$

Con objeto de eliminar en el análisis comparativo la variabilidad debida a las diferencias de forma, tamaño y alineación natural de la articulación, se normalizaron los parámetros obtenidos para cada espécimen en las distintas combinaciones tratamiento/ángulo de flexión aplicados calculando los ratios de variación respecto a su propia condición intacta actuando como referencia, de forma que se calcularon:

- \hat{A}^C : área de contacto normalizada en la condición C

$$\hat{A}^C = \frac{A^C}{A^1}$$

- \hat{P}_{med}^C : presión media normalizada en la condición C

$$\hat{P}_{med}^C = \frac{P_{med}^C}{P_{med}^1}$$

- \hat{P}_{max}^C : presión máxima normalizada en la condición C

$$\hat{P}_{max}^C = \frac{P_{max}^C}{P_{max}^1}$$

3.3.3 Análisis estadístico

Para los valores normalizados de las variables indicadas en el punto anterior, se determinaron los valores medios, desviaciones estándar y rangos de cada compartimento. En los análisis comparativos se emplearon pruebas no paramétricas, seleccionadas por ser las más apropiadas para muestras pequeñas en las que se desconoce si la distribución poblacional es normal.

El estudio de alteraciones en el contacto de cada compartimento articular respecto a la condición de referencia se efectuó aplicando el test de los rangos con signo de Wilcoxon, para comparar los ratios medios obtenidos con un hipotético valor de 1.

Para la comparación de efectos entre las tres condiciones analizadas a un mismo ángulo de flexión, se utilizó el test de Friedman de comparación múltiple para medidas repetidas. En caso de encontrar diferencias significativas con la prueba anterior, se efectuaron comparaciones dos a dos mediante el test de los rangos con signo de Wilcoxon.

Todos los análisis se realizaron con un software comercial (IBM SPSS Statistics v.18, IBM Corp, 2011), considerándose significativos los valores de $p < 0.05$.

El tamaño de la muestra $N=8$ se seleccionó a priori basándose en estudios anteriores sobre comparación de efectos biomecánicos de diversas condiciones de rotura y reparación del menisco lateral (*Shillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014; Forkel y col., 2014*) y del menisco medial (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013*). Para confirmar la potencia estadística de nuestro estudio comparativo, se realizó un análisis de potencia utilizando el programa G*Power 3.1.9.2 (*Faul y col., 2007*). Para una potencia $(1-\beta) = 80\%$ y un error tipo I $\alpha=0.05$, el error mínimo detectable (EMD) en el test de Friedman para la comparación entre tratamientos fue $EMD=0.55$ y para el test de Wilcoxon fue de $EMD= 1.2$

3.4 Resultados

Los resultados de los cálculos indicados en el punto 3.3.2.3 se incluyen en las tablas del Anexo D. En este apartado se destacan únicamente aquellos valores necesarios para justificar las conclusiones del estudio

La condición intacta de todos los especímenes a cada ángulo de flexión mostró una alta variabilidad, sobre todo para los valores de presión, con desviaciones típicas que superaron al 89% de la media en la presión máxima a 0° o el 40% para la presión media a 0° (Tabla 3.3). Esta variabilidad es un efecto natural que refleja las diferencias de alineación, forma y tamaño de la articulación en la población. Para minimizar los efectos de esta variabilidad en los resultados

comparativos, se utilizaron los valores de los parámetros normalizados respecto a los dados en su condición intacta en cada espécimen.

La observación de los mapas de presión obtenidos con los sensores (ver Anexo D y Figura mapas presión) puso de manifiesto la aparición de alteraciones importantes con la lesión del menisco lateral, mostrándose una mayor gradiente de presiones en el compartimento lateral, con un área de contacto más reducida y valores más elevados de las presiones media y máxima. También se constataron diferencias en el tamaño y la posición del área de contacto del compartimento contralateral, no lesionado. Tras la reparación, la distribución de presiones tendió a recuperar la de la condición intacta. La meniscectomía lateral total causó alteraciones similares a las observadas con la avulsión, aunque de mayor intensidad. Todas las alteraciones descritas fueron más pronunciadas a bajos ángulos de flexión.

Tabla 3.3. Valores medios (desviaciones estándar) de área de contacto, y presiones en la articulación tibiofemoral para la condición intacta del menisco lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados. CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial.

θ (°)		0	30	60	90
A^1 (mm)	CL	625.54 (82.30)	557.33 (77,24)	517.49 (91.13)	497,77 (76.66)
	CM	540.63 (138.56)	551.09 (105.76)	496.16 (94.72)	519.30 (111,35)
P_{med}^1 (MPa)	CL	0.65 (0.22)	0.51 (0.21)	0.55 (0.26)	0.52 (0.11)
	CM	0.69 (0.28)	0.83 (0.19)	1.11 (0.33)	1.00 (0.33)
P_{max}^1 (MPa)	CL	3.63 (1.69)	3.12 (1.37)	3.29 (1.33)	3.68 (1.06)
	CM	3.94 (2.64)	4.84 (1.32)	5.32 (1.63)	5.00 (2.09)

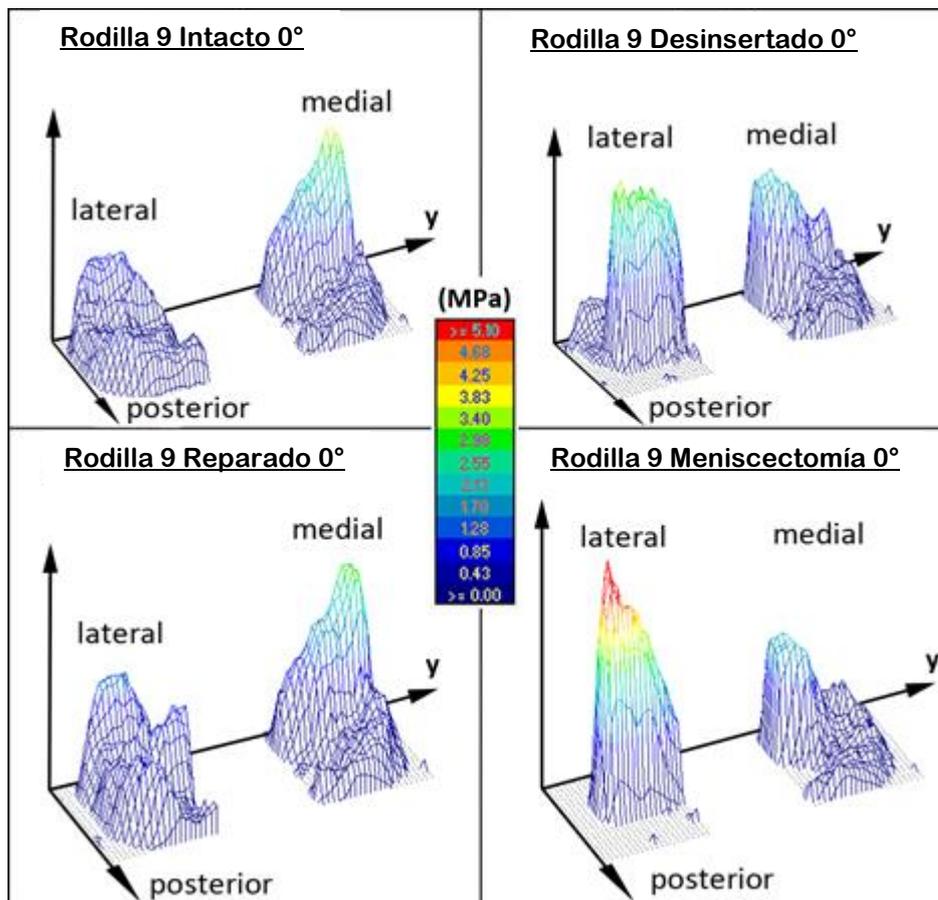


Figura 3.7. Mapas Distribución de presiones representativas de las obtenidas en los compartimentos lateral y medial para un mismo espécimen a 0° de flexión en las distintas condiciones del menisco lateral analizadas:

3.4.1 Área de contacto

En el cóndilo lateral (

Figura 3.8), la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral produjo una disminución significativa del área de contacto respecto al menisco intacto para todos los ángulos de flexión ($p=0.017$ a 0° y 30° ; $p=0.012$ a 60° y 90°), siendo más acusado el efecto a ángulos mayores con variaciones en la reducción entre el 26% en extensión y el 48% a 90° . La reparación recuperó parcialmente el área de contacto aumentando significativamente respecto a la lesión para todos los ángulos de flexión ($p=0.025$ 0° a 90° ; $p=0.012$ a 30° y 60°) aunque sin alcanzar el nivel de intacto, con el que existieron diferencias significativas a los mayores ángulos ($p=0.036$ a 60° ; $p=0.017$ a 90°). La meniscectomía disminuyó significativamente el área de contacto respecto al menisco intacto con valores medios entorno al 40% para todos los ángulos de flexión ($p=0.012$ a 0° , 30° , 60° y 90°), siendo también menor que con menisco reparado ($p=0.012$ a 0 , 30 , 60 y 90°) y con avulsión de la raíz posterior ($p=0.012$ a 0 y 90° ; $p=0.05$ a 30 y 60°).

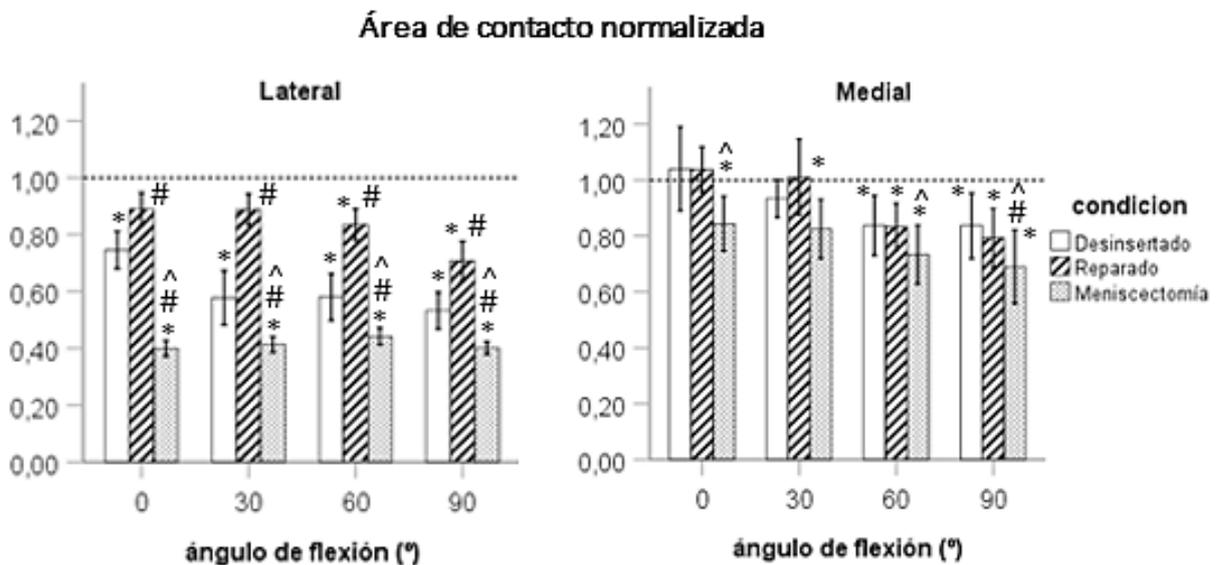


Figura 3.8. Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta para las distintas condiciones del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican ± 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. * $p<0.05$ respecto al menisco intacto; # $p<0.05$ respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^ $p<0.05$ respecto a la condición reparada

En el cóndilo medial (

Figura 3.8), la lesión del menisco lateral redujo el área de contacto respecto a la dada con el menisco intacto solo a 60° ($p=0.012$) y 90° ($p=0.028$). Con la reparación, también se observaron diferencias significativas respecto a la condición natural a 60° ($p=0.018$) y 90° ($p=0.012$). La meniscectomía lateral produjo un área de contacto medial menor para todos los ángulos de flexión que el menisco intacto ($p=0.018$ a 0° ; 0.017 a 30° ; $p=0.00$ a 60° y 90°) y la reparación transtibial ($p=0.043$ a 0° ; 0.017 a 30° ; $p=0.025$ a 60° y 90°), mostrando la misma tendencia respecto a la condición lesionada, aunque alcanzando significancia solo a 90° ($p=0.025$).

3.4.2 Presión media

En el cóndilo lateral (Figura 3.9), la lesión produjo un aumento significativo de la presión media respecto al menisco intacto para todos los ángulos de flexión ($p=0.012$, para 0° , 30° , 60° y 90°). El efecto fue menos acusado en extensión y resultó máximo a 60° , donde alcanzó una presión

media 2.51 veces superior que con el menisco intacto. Con la reparación disminuyó el nivel presión media respecto al de la lesión, con diferencias significativas a 0° (p=0.017), 30° y 60° (p=0.025). Sin embargo, a los mayores ángulos la reparación no restauró totalmente el nivel existente con el menisco intacto (p=0.017 a 60°; p=0.012 a 90°). La meniscectomía aumentó la presión media respecto a la condición intacta más del triple para todos los ángulos de flexión (p=0.012 para 0°, 30° y 60°; p=0.018 a 90°), siendo también superior a la dada con la lesión (p=0.017, para 0 y 30°; p=0.018 a 90°) y después de la reparación (p=0.012, para 0°, 30° y 60; p=0.018 a 90°).

En el cóndilo medial no se observó ninguna diferencia entre las condiciones testadas (Figura 3.9).

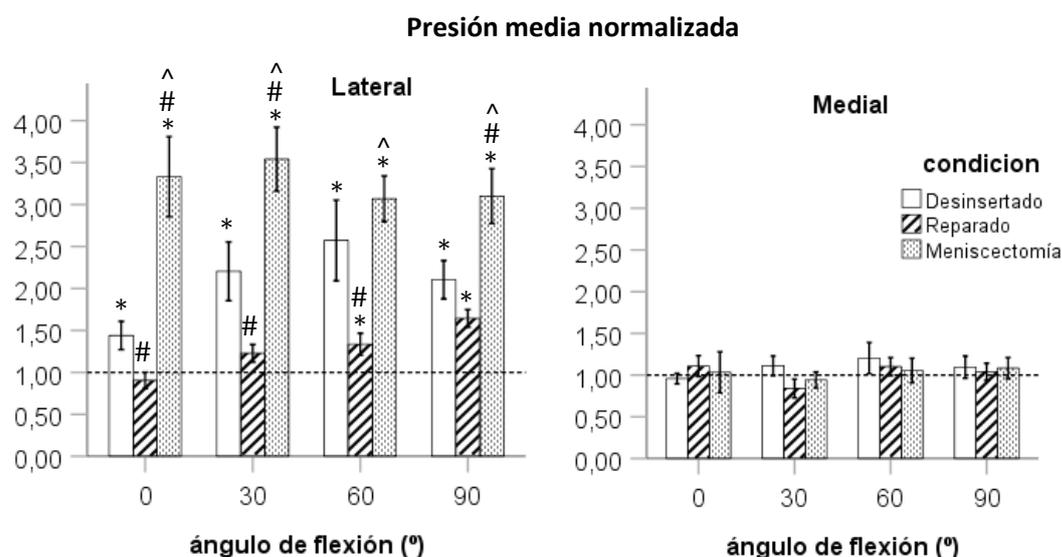


Figura 3.9. Presión media normalizada respecto a la condición intacta para cada condición del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la desinserción de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada

3.4.3 Presión máxima

En el cóndilo lateral (Figura 3.10), la avulsión de la raíz posterior produjo un aumento significativo de la presión máxima comparada con la del menisco intacto para todos los ángulos de flexión (p= 0.025 a 0° y 30°; p= 0.017 a 60°; p=0.012 a 90°). Al repararlo, la presión máxima disminuyó respecto a la lesión a 0°, 30° y 60°, aunque la diferencia solo fue significativa a 0° (p=0.025) donde recuperó un nivel similar al de la condición natural, mientras que a 30° (p=0.025) y 60°(p=0.012) se mantuvo significativamente superior a esta. A 90° la reparación no produjo cambio apreciable alguno respecto al menisco roto. La meniscectomía aumentó la presión máxima para todos los ángulos de flexión, tanto con relación al menisco intacto (p=0.012 para 0°, 30°, 60° y 90°), como comparado con la reparación (p=0.012 para 0°, 30°, 60°; p=0.018 a 90°). Este aumento fue también significativamente mayor que el producido por la lesión a 0° (p=0.012) y 30° (p=0.036).

En el cóndilo medial no se observó ninguna diferencia destacable entre las condiciones testadas (Figura 3.10).

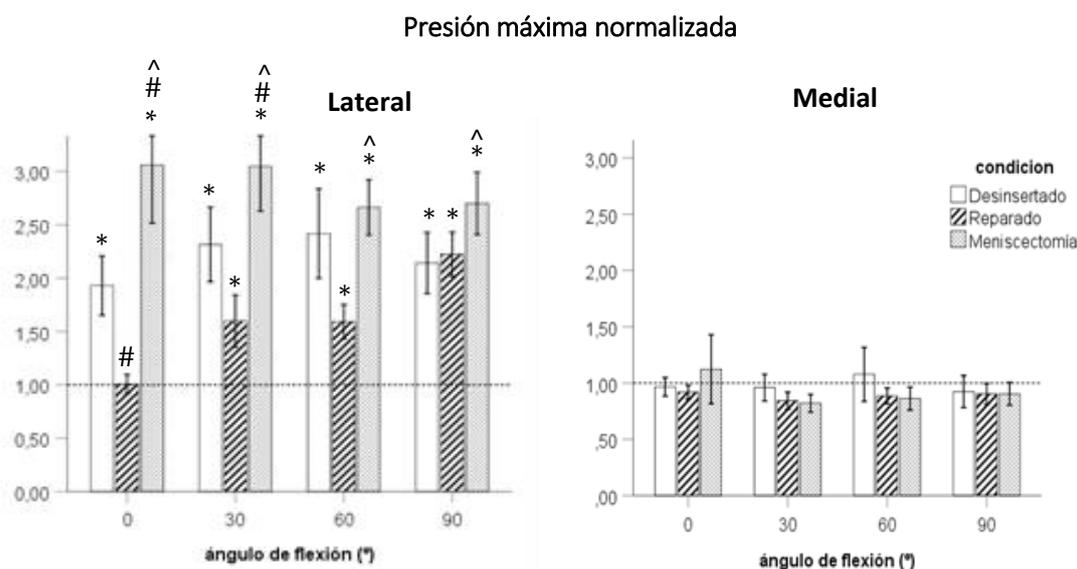


Figura 3.10. Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en cada condición del menisco lateral para cada ángulo de flexión de la rodilla. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. * $p < 0.05$ respecto al menisco intacto; # $p < 0.05$ respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^ $p < 0.05$ respecto a la condición reparada

3.5 Discusión

Los resultados de este estudio biomecánico confirman que, comparada con el menisco intacto, la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral provoca alteraciones importantes en la distribución de presiones de contacto del compartimento lesionado. Específicamente se observó una reducción del área de contacto y un aumento de las presiones media y máxima a todos los ángulos de flexión analizados en el rango [0°, 90°]. Adicionalmente, se evidenció una tendencia de las intensidades de estas variaciones a aumentar con el ángulo de flexión de la rodilla siendo máximas a 90° de flexión para el área de contacto y a 60° para las presiones.

La efectividad de la reparación de la lesión mediante re inserción transtibial varió con el ángulo de flexión, produciendo restauración total de la distribución de presiones a niveles de intacto en extensión, recuperación solo parcial a 30° y 60°, y efecto inapreciable a 90°. Estos resultados, aunque mostraron un acercamiento a la condición intacta para ángulos de flexión entre 0° y 60°, contrastan con nuestra tercera hipótesis de que la reparación de la lesión restaura la biomecánica articular hasta condiciones de normalidad para ángulos de flexión entre 0° y 90°.

La disminución de la efectividad de la reparación al aumentar el ángulo de flexión pudiera en parte estar motivada por unas propiedades biomecánicas inadecuadas de la técnica de reparación mediante sutura aplicada. Al ser un estudio biomecánico con especímenes cadavéricos, la reparación simulada refleja las condiciones existentes en el periodo postoperatorio inmediato, antes de que el proceso biológico de cicatrización haya comenzado. En estas circunstancias, la sutura debe ser capaz de constreñir los desplazamientos del menisco a medida que aumenta su tensión debido al desplazamiento posterior de la huella de contacto lateral. Si este extremo se confirma, cabría plantearse cambiar el sistema de fijación de la reparación para mejorar los resultados a ángulos de flexión elevados, como por ejemplo mediante la aplicación de una sutura

doble que ha demostrado tener una mayor rigidez y resistencia que la sutura simple empleada en este trabajo (*Rosslbroich y col., 2013*).

La meniscectomía lateral produjo reducciones del área de contacto y aumentos de la presión media y máxima que fueron siempre de mayor intensidad que los producidos por la avulsión de la raíz, lo que contradice nuestra segunda hipótesis, principalmente a ángulos de flexión de 0° y 30°.

En el compartimento medial, la meniscectomía lateral redujo al área de contacto con respecto al menisco intacto sin alteración de los niveles de presión media y máxima, pudiendo indicar una redistribución de la carga tras la ausencia del menisco debida a una realineación en varo de la rodilla. Anteriormente, la meniscectomía medial ha sido asociada con una realineación en valgo y con variaciones de presión, pero no de área de contacto (*Allaire y col., 2008*). Las diferencias entre estas alteraciones de contacto y las observadas en nuestro estudio pueden deberse a las particularidades geométricas de cada compartimento de la rodilla. Con la avulsión de la raíz posterior, el área de contacto medial se redujo respecto a la de la condición intacta solo a ángulos de flexión altos (60° y 90°), sugiriendo que a ángulos de flexión bajos la conservación del menisco lesionado pudiera ayudar a mantener una distribución de presiones de contacto en el compartimento medial más cercana a la fisiológica.

La mayoría de estudios biomecánicos en la línea del nuestro se han centrado en el menisco medial (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013; Seo y col., 2014*). Estos trabajos han obtenido evidencias de los efectos adversos producidos en la distribución de presiones de la rodilla por la desinserción de su cuerno posterior, pero sus resultados no son directamente trasladables al menisco lateral debido a diferencias en geometría y carga.

Hasta el inicio de este estudio, pocos trabajos experimentales han tratado la rotura y reparación de la raíz del menisco lateral en la rodilla humana (*Shillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014*). *LaPrade y col. (2014)* midieron el área y las presiones de contacto en ambos compartimentos de la articulación tibiofemoral tras la desinserción del cuerno posterior del menisco lateral y su reparación mediante re inserción transósea con doble sutura, a ángulos de flexión de 0°, 30°, 45°, 60° y 90°. Con la lesión, en el compartimento lesionado obtuvieron reducciones significativas del área de contacto a todos los ángulos de flexión y aumento de las presiones a todos los ángulos excepto a 0°. La reparación no incrementó significativamente el área de contacto a 0°, 30° y 45° respecto a la lesión, ni disminuyó las presiones medias a 0° y 30° o las presiones máximas a 0°, 30°, 60° ni 90°. Para el compartimento medial no se obtuvo diferencia alguna entre las condiciones y ángulos testados. Sin embargo, en sus ensayos se restringió el giro varo-valgo, limitando posibles reajustes de orientación con el ángulo de flexión y la extrusión del menisco lesionado, propiciando posiblemente las diferencias observadas con nuestro estudio.

Schillhammer y col., (2012) midieron presiones y área de contacto en el compartimento lateral durante un ciclo de marcha simulado basándose en el Estándar de Control de Carga 14243-1 de la International Standardization Organization. Con la avulsión de la raíz posterior obtuvieron en el ciclo un aumento del 49% para la presión máxima y una disminución del área de contacto media del 29.9% respecto a la rodilla intacta. La reparación restableció las presiones al nivel de intacto pero el área permaneció un 12.9% menor. Además, el aumento de las presiones máximas con la simulación de la lesión y la disminución con la reparación se constataron durante todo el ciclo de marcha, aunque con intensidades variables, sin poder discernirse si la variación se debió a cambios en el ángulo de flexión o en la carga aplicada en cada instante del ciclo simulado. Aunque diferencias en los diseños experimentales impiden la comparación directa, nuestro estudio también encontró alteraciones importantes en el cóndilo lateral con la lesión y la mayor

efectividad de la reparación a ángulos de flexión bajos, entre 0° y 30°, rango en que se producen las cargas máximas durante la marcha humana.

Otros trabajos biomecánicos han analizado la función estabilizadora del ligamento meniscofemoral posterior en el menisco lateral con su raíz posterior desinsertada (*Forkel y col., 2013; Forkel y col., 2014*). *Forkel y col. (2014)* utilizando rodillas cadavéricas en extensión total sometidas a una fuerza de compresión de 100N, encontraron variación en las presiones de contacto cuando seccionaron el ligamento meniscofemoral, pero no cuando este estaba intacto. En nuestro estudio, no se alteró el estado natural de dicho ligamento y, aun así, si se encontraron variaciones de presión con la lesión de la raíz posterior del menisco. Las discrepancias pueden deberse a diferencias en la intensidad de la carga aplicada, ya que en nuestro estudio se aplicó una fuerza de 1000N, más cercana a la condición de carga del peso completo. *Bao y col. (2013)*, utilizando un modelo de elementos finitos de la rodilla humana encontraron que una rotura radial completa de la raíz del menisco lateral produce una disminución del área de contacto y un aumento de la presión en el compartimento lateral y ocasionando también alteraciones en el compartimento medial, aunque menos pronunciadas. En este estudio, también se encontró que la lesión no era funcionalmente equivalente a la meniscectomía total si el ligamento menisco femoral estaba intacto ayudando a controlar desplazamientos radiales excesivo de la raíz rota. Este resultado está en consonancia con los nuestros y puede contribuir a explicar las diferencias que hayamos entre desinserción de la raíz y meniscectomía.

En dos estudios clínicos recientes no se han encontrado diferencias en pacientes con rotura de LCA (*Lee y col., 2014, Shelbourne y col., 2011*), o estas han sido muy limitadas, entre el menisco intacto y dejar la avulsión de la raíz posterior del menisco lateral in situ. *Lee y col. (2014)* no hallaron diferencia clínica o radiológica alguna tras un periodo post-operatorio de 36.5 meses entre una lesión estable dejada in situ y el grupo control sin lesión meniscal (32). *Shelbourne et al. (2011)* solo encontraron un aumento significativo de la rigidez clínica de la rodilla y una disminución de 1 mm del espacio articular lateral radiológico en los pacientes con lesión meniscal, con un seguimiento medio de 10.6 años tras la reparación del ligamento (33). Sin embargo, los autores reconocen la posibilidad de que, a más largo plazo, los pacientes jóvenes con esta lesión pudieran desarrollar más síntomas de degeneración en el compartimento lateral. Nosotros creemos que las consecuencias de las alteraciones en el área y presiones de contacto encontradas en este estudio con la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral podrían tener consecuencias degenerativas similares a las que han sido descritas con la desinserción del menisco medial (*Lerer y col., 2004; Jones y col., 2006; Petersen y col., 2014*).

3.6 Limitaciones

Este trabajo presenta limitaciones que es necesario tener en cuenta:

- Como ya se ha comentado, para la reparación de la lesión se aplicó una sutura simple, según el procedimiento habitual en la práctica clínica de nuestro equipo y la de otros cirujanos (*Forkel y col., 2014*), aunque existen diferentes técnicas de suturado en uso.
- El estudio se ha realizado utilizando rodillas cadavéricas y por tanto no puede reproducirse la respuesta biológica natural de los tejidos.
- La edad de especímenes utilizados fue más avanzada que la de los pacientes para los cuales está indicada la reparación. Como en estudios previos (*McDermott y col., 2008; Ode y col., 2012*), esto se debió a la dificultad para disponer de rodillas cadavéricas provenientes de sujetos jóvenes. Sin embargo, las rodillas utilizadas cumplieron el criterio de inclusión. El efecto de la edad en los resultados del estudio no se conoce,

pero las alteraciones de contacto encontradas fueron tan claras que es poco probable que el uso de especímenes de ensayo más jóvenes altere las conclusiones.

- El tamaño de la muestra utilizado fue relativamente pequeño, aunque similar al utilizado en estudios anteriores (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 20013; Shillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014; Forkel y col., 2014; Ode y col., 2012*)
- La carga aplicada fue en una fuerza axial actuando entre tibia y fémur, sin cargar directamente ningún músculo; la actuación muscular necesaria para mantener la rodilla a un ángulo de flexión determinado se simuló restringiendo la rotación en flexo-extensión y el desplazamiento antero-posterior.
- La carga fue aplicada de forma estática coincidiendo con estudios similares (*Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; LaPrade y col., 2014; Muriuki y col., 2011*), lo que no reproduce la carga variable a que está sometida la rodilla en diferentes actividades físicas.
- La inserción de los sensores de presión en la articulación tibiofemoral fue intrusiva y puede haber alterado las presiones de contacto, aunque cabe esperar una influencia similar para las diferentes condiciones analizadas y, por tanto, consideramos que los resultados comparativos obtenidos son válidos.
- Se realizó una artrotomía y se seccionó parcialmente el ligamento coronal para permitir la inserción del sensor. Esta intervención puede haber ejercido alguna influencia en los resultados. No obstante, para tratar de minimizar el efecto, se puso especial cuidado en mantener intactos los principales elementos estabilizadores de la rodilla: ligamentos cruzados y laterales.

3.7 Conclusiones

- La desinserción de la raíz posterior del menisco lateral produce alteraciones significativas en el área y las presiones de contacto del compartimento lateral la rodilla humana para ángulos de flexión comprendidos entre la extensión total y 90°.
- La meniscectomía causa alteraciones mayores que la avulsión de la raíz dejada in situ.
- La reparación transtibial con una sutura simple restaura estas alteraciones a condiciones cercanas a las que se dan con el menisco intacto para ángulos de flexión bajos, $\theta=0^\circ$ y $\theta=30^\circ$, pero no para ángulos altos, $\theta=60^\circ$ y $\theta=90^\circ$.

3.8 Bibliografía

- Ahn JH, Lee YS, Yoo JC, Chang MJ, Park SJ, Pae YR. Results of arthroscopic all-inside repair for lateral meniscus root tear in patients undergoing concomitant anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2010;26:67-75.
- Allaire R, Munuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Sep;90(9):1922-31.
- Anderson IA, MacDiarmid AA, Lance Harris M, Mark Gillies R, Phelps R, Walsh WR. A novel method for measuring medial compartment pressures within the knee joint in-vivo. *J Biomech.* 2003;36:1391-1395.
- Bao HR, Zhu D, Gong H, Gu GS. The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: a finite element analysis. *J. Orthop. Sci.* 2013 Mar;18(2):256-63.
- Bhatia S, LaPrade CM, Ellman MB, LaPrade RF. Meniscal root tears: significance, diagnosis, and treatment. *Am J Sports Med.* 2014 Dec;42(12):3016-30.
- Brittberg M and Winalski CS. Evaluation of cartilage injuries and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A Suppl 2:58-69
- Brody JM, Lin HM, Hulstyn MJ, Tung GA. Lateral meniscus root tear and meniscus extrusion with anterior cruciate ligament tear. *Radiology.* 2006;239:805-810.
- Choi CJ, Choi YJ, Lee JJ, Choi CH. Magnetic resonance imaging evidence of meniscal extrusion in medial meniscus posterior root tear. *Arthroscopy.* 2010 Dec;26(12):1602-6.
- Faul F, Erdfelde E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 2007, 39, 175-191
- Fitzgibbons RE, Shelbourne KD. "Aggressive" nontreatment of lateral meniscal tears seen during anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1995;23:156-159.
- Forkel P, Herbort M, Schulze M, Rosenbaum D, Kirstein L, Raschke M, Petersen W. Biomechanical consequences of a posterior root tear of the lateral meniscus: stabilizing effect of the menisiofemoral ligament. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013 May;133(5):621-6.
- Forkel P, Herbort M, Sprenger F, Metzloff S, Raschke M, Petersen W. The Biomechanical Effect of a Lateral Meniscus Posterior Root Tear With and Without Damage to the Menisiofemoral Ligament: Efficacy of Different Repair Techniques. *Arthroscopy.* 2014;30(7): 833 – 840.
- Hein CN, Deperio JG, Ehrensberger MT, Marzo JM. Effects of medial meniscal posterior horn avulsion and repair on meniscal displacement. *Knee.* 2011. Jun;18(3):189-192.
- Jones AO, Houang MT, Low RS, Wood DG. Medial meniscus posterior root attachment injury and degeneration: MRI findings. *Australas Radiol.* 2006 Aug;50(4):306-13.
- Kale A, Kopuz C, Dikici F, Demir MT, Corumlu U, Ince Y. Anatomic and arthroscopic study of the medial meniscal horns' insertions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18:754–9.
- Kim JG, Lee YS, Bae TS, Ha JK, Lee DH, Kim YJ, Ra HJ. Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 Sep;21(9):2121-2125.
- LaPrade CM, Jansson KS, Dornan G, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered Tibiofemoral Contact Mechanics Due to Lateral Meniscus Posterior Horn Root Avulsions and Radial Tears Can Be Restored with in Situ Pull-Out Suture Repairs. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:471-9.
- Lee DW, Jang HW, Lee SR, Park JH, Ha JK and Kim JG. Clinical, Radiological, and Morphological Evaluations of Posterior Horn Tears of the Lateral Meniscus Left In Situ During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 2014;42:327-335.

- Lerer DB, Umans HR, Hu MX, Jones MH. *The role of meniscal root pathology and radial meniscal tear in medial meniscal extrusion. Skeletal Radiol.* 2004 Oct;33(10):569-74.
- Martín R, Postigo S, Ezquerro F, Pérez de la Blanca A, Prado M. *Análisis cinemático y cinético de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda: bajada escalones, quiebro y vuelta. XVIII CNIM, Ciudad Real, 3 – 5 Noviembre, 2010*
- Marzo JM, Gurske-DePerio J. *Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. Am J Sports Med.* 2009 Jan;37(1):124-9.
- McDermott ID, Lie DTT, Edwards A, Bull AMJ, Amis AA *The effects of lateral meniscal allograft transplantation techniques on tibio-femoral contact pressures. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:553–560.
- Muriuki MG, Tuason DA, Tucker BG, Harner CD. *Changes in tibiofemoral contact mechanics following radial split and vertical tears of the medial meniscus an in vitro investigation of the efficacy of arthroscopic repair. J Bone Joint Surg Am.* 2011 Jun 15;93(12):1089-1095.
- Ode GE, Van Thiel GS, McArthur SA, et al. *Effects of serial sectioning and repair of radial tears in the lateral meniscus. Am J Sports Med* 2012;40:1863-70.
- Pavlovic JL, Takahashi Y, Bechtold JE, , Gustilo RB, Kyle RF. *Can The Tekscan Sensor Accurately Measure Dynamic Pressures In The Knee Joint? 17th Annual American Society of Biomechanics Meeting; 1993; Iowa City, Iowa, USA. pp. 135–136*
- Petersen W and Zantop T (2006) *Arthroscopic meniscal suture. Oper Orthop Traumatol* 18:393–410.
- Petersen W1, Forkel P, Feucht MJ, Zantop T, Imhoff AB, Brucker PU. *Posterior root tear of the medial and lateral meniscus. Arch Orthop Trauma Surg.* 2014 Feb;134(2):237-55.
- Pierre A, Hulet C, Locker B, Schiltz D, Delbarre JC, Vielpeau C. *Out- come of 95 stable meniscal tears left in place after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2001;87:661-668
- Rosslbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. *Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. Arch Orthop Trauma Surg* (2013) 133:111–115.
- Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. *Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. Am J Sports Med.* 2012;40(11):2604-2609.
- Seo JH, Li G, Shetty GM, Kim JH, Bae JH, Jo ML, Kim JS, Lee SJ, Nha KW. *Effect of repair of radial tears at the root of the posterior horn of the medial meniscus with the pullout suture technique: a biomechanical study using porcine knees. Arthroscopy.* 2009 Nov;25(11):1281-7.
- Shelbourne KD, Roberson TA, Gray T. *Long-term evaluation of posterior lateral meniscus root tears left in situ at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med* 2011;39:1439-1443.
- Shybut TB, Vega CE, Haddad J, Alexander JW, Gold JE, Noble PC, Lowe WR. *Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. Am J Sports Med.* 2015 Apr;43(4):905-11.
- West RV, Kim JG, Armfield D, Harner CD. *Lateral meniscal root tears associated with anterior cruciate ligament injury: Classification and management (SS-70). Arthroscopy* 2004;20: e32-e33 (Abstr).
- Wilharm A, Hurschler Ch, Dermatas T, Bohnsack M. *Use of Tekscan K-Scan Sensors for Retropatellar Pressure Measurement Avoiding Errors during Implantation and the Effects of Shear Forces on the Measurement Precision. Biomed Res Int.* 2013; 2013:829171. doi: 10.1155/2013/829171

Influencia de la sección transversal del material de sutura en el fallo de la reparación de la raíz meniscal posterior mediante técnicas de sutura transtibial

Se ha constatado que tras la reparación de una rotura de la raíz posterior del menisco mediante sutura transtibial, esta experimenta desplazamientos al verse sometida a carga. Especialmente críticos son los desplazamientos originados durante el periodo postoperatorio inmediato, que pueden comprometer la cicatrización de lesión o causar que dicha cicatrización se produzca en una posición de la raíz no anatómica, afectando a la capacidad restauradora de la biomecánica de la rodilla mediante la intervención. Por consiguiente, el conjunto menisco-sutura deben presentar rigidez suficiente para controlar estos desplazamientos, a la vez que una resistencia apropiada ante cargas súbitas elevadas. Las opciones actuales tienen un margen de mejora ostensible, y nuevas soluciones son requeridas para mejorar los resultados de la intervención.

4.1 Introducción

Estudios biomecánicos recientes han corroborado la importancia de la integridad de las raíces meniscales para conservar intactas su capacidad de distribuir la carga de contacto en la articulación (*Allaire y col., 2008; Seo y col., 2009; Padelecki y col., 2014; Schillhammer y col., 2012; Forkel y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015a, Pérez-Blanca y col., 2016; Geeslin y col., 2016*) y su estabilidad (*Shybut y col., 2016*). Para reestablecer la función normal del menisco tras esta lesión, se han aplicado distintas técnicas de reparación de la raíz, tales como las de sutura transtibial. La efectividad de estas técnicas para restaurar la distribución de presiones de contacto ha resultado variable en trabajos de laboratorio in vitro, dependiendo del ángulo de flexión y del menisco lesionado (*Allaire y col., 2008; Seo y col., 2009; Padelecki y col., 2014; Forkel y col., 2014; LaPrade y col., 2014; Pérez-Blanca y col., 2016; Ropke y col., 2015*) y estudios clínicos han encontrado un alto porcentaje de pacientes en los que no se ha reducido la extrusión tras la reparación y con cicatrización no estructural o incompleta (*Kim y col., 2011; Feutch y col., 2015b*). Estos resultados se han relacionado con el desarrollo de desplazamientos permanentes de la raíz reparada cuando está sometida a cargas variables en el periodo postoperatorio inmediato (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014*), los cuales pueden dar lugar a cicatrizaciones incompletas o en una posición no anatómica una situación de la que pueden esperarse alteraciones biomecánicas del contacto articular similares a las observadas tras una reparación no anatómica (*Staerke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a*).

Investigaciones in vitro sobre las características mecánicas del conjunto menisco-sutura resultante de la técnica de reparación transtibial han determinado desplazamientos substanciales de la raíz reparada al someterla a cargas cíclicas que simulan la rehabilitación postoperatoria (Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014). Cerminara y col. (2014) encontraron que la mayor aportación a estos desplazamientos era la debida a la entrefase menisco-sutura. Desde entonces, para la optimización de esta técnica de reparación, se ha puesto el foco en esta entrefase: con el propósito de mejorar su comportamiento se han descrito diferentes métodos de sutura (Kim y col., 2006; Ahn y col., 2007; Espejo-Baena y col., 2008; Lee y col., Ahn y col., 2009; Forkel y col., 2012; Lee y col., 2013; Lavander y col., 2015; LaPrade RF y col., 2015c) y sus propiedades mecánicas se han analizado en estudios biomecánicos (Kopf y col., 2011; Rosslenbroich y col., 2013; Feutch y col., 2013; Anz y col., 2014; LaPrade RF, y col., 2015b; Mitchel y col., 2016; Fujii y col., 2017). Como opción para reducir los desplazamientos debidos a cargas cíclicas, el uso de cinta de sutura en vez de hilo se ha propuesto para aumentar el área de contacto en los puntos de inserción en el tejido (Cerminara y col., 2014). En reparaciones tendinosas, esta solución ha mostrado mayor resistencia a rotura que el hilo del mismo material. Sin embargo, en un estudio reciente sobre la fijación de la raíz del menisco mediante sutura transtibial en el que se compararon suturas de distintos materiales (Feutch, y col., 2015a) no se encontró reducción alguna en los desplazamientos tras cargas cíclicas con el uso de cinta en lugar de hilo, lo que levanta dudas sobre la efectividad de esta alternativa.

Para resolver esta cuestión, se considera necesario profundizar en el conocimiento del mecanismo de fallo de la reparación a través de una monitorización directa de la entrefase menisco-sutura que, en la medida de nuestro conocimiento, hasta ahora no se ha llevado a cabo. El objetivo del presente estudio fue evaluar el papel que desempeña la sección del material de sutura en el daño causado al tejido por el corte de la sutura durante el fallo de la raíz meniscal posterior reparada en condiciones de carga características del periodo postoperatorio inmediato.

4.2 Hipótesis de trabajo

Las hipótesis de trabajo planteadas fueron:

1. Los desplazamientos permanentes originados en la raíz reparada por cargas cíclicas de intensidades características del periodo postoperatorio se deben principalmente al corte causado por la sutura en el tejido meniscal.
2. El uso de cinta de sutura, con mayor área de contacto en la entrefase menisco-sutura, reduce el daño por corte al tejido confiriendo una mayor resistencia mecánica al conjunto menisco-sutura que el uso de hilo de sutura

4.3 Materiales y métodos

Para centrar el estudio en el comportamiento de la entrefase tejido-sutura, se ensayaron conjuntos menisco-sutura aislados. En este estudio comparativo se incluyeron 20 meniscos mediales procedentes de 20 rodillas porcinas frescas de animales de 5 meses de edad y aproximadamente 100 kg de peso, donadas por un matadero local. El uso de meniscos porcinos es habitual en estudios comparativos de técnicas de reparación (Herbort y col., 2010; Lee y col., 2012; Lee y col., 2013; Rosslenbroich y col., 2013; Feutch y col., 2014; Feutch, y col., 2015a) por presentar propiedades mecánicas funcionalmente equivalentes al menisco humano joven y con una distribución más uniforme que la de los especímenes cadavéricos humanos de avanzada edad normalmente disponibles.

No es necesaria autorización específica del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga, al tratarse de material procedente de desecho del mercado alimentario

4.3.1 Preparación de los especímenes

A su recepción, cada rodilla fue introducida en una bolsa de plástico cerrada y congelada - 20°C. El día antes del ensayo de un espécimen, se extrajo una rodilla y se dejó descongelar totalmente a temperatura ambiente en la bolsa durante 12 horas. Tras la descongelación, se desarticuló la rótula y se diseccionaron la cápsula articular por encima de los meniscos y los ligamentos cruzados y colaterales. Una vez expuesto, se extrajo el menisco medial desprendiéndolo del platillo tibial y desinsertando sus raíces con un bisturí. Inmediatamente después, tras inspección minuciosa para comprobar el cumplimiento del criterio de inclusión de no presentar signo macroscópico alguno de degeneración o lesiones, se asignó el menisco aleatoriamente a un grupo de estudio dependiendo del diseño de sutura utilizado: hilo (Force Fiber™ 2.0, Stryker Endoscopy. San José CA) o cinta (XBraid TTTM de 2mm, Stryker Endoscopy. San José CA) (Figura 4.1). Cada grupo incluyó 10 meniscos.

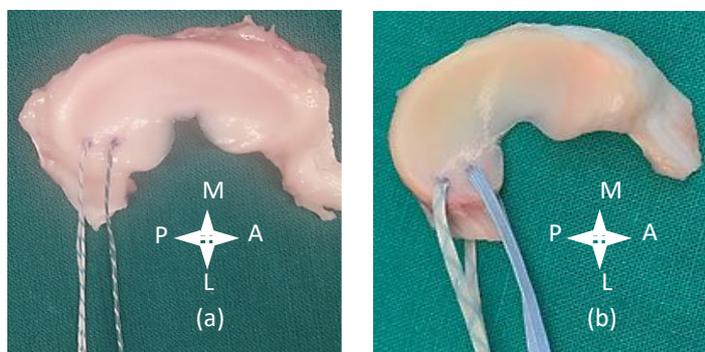


Figura 4.1. Grupos de estudio: Menisco medial suturado con (a) Hilo FiberForce™ 2.0; (b) Cinta XBraid™ de 2mm. Las suturas se insertaron de arriba abajo separadas entre sí 5mm y a 5 mm de los bordes lateral y anterior

En ambos grupos se utilizaron suturas del mismo material súper resistente, fibra trenzada de 100 % polietileno de ultra alto peso molecular (UHWPE). Un mismo cirujano experto realizó siempre el procedimiento quirúrgico. La técnica de sutura utilizada en todos los especímenes fue la de dos puntadas simples, seleccionada por su bajo nivel de dificultad, su potencial para resistir el desplazamiento (*LaPrade y col., 2015c*) y por haber sido utilizada ampliamente en estudios biomecánicos anteriores, lo que facilita la comparación de resultados (*Kopf y col., 2011; Rosslenbroich y col., 2013; Feutch y col., 2013; Feutch y col., 2014; Anz y col., 2014; Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015b; LaPrade y col., 2015c; Mitchel y col., 2016*). En cada menisco, los puntos de entrada de las dos suturas se marcaron con rotulador quirúrgico en el cuerno posterior a aproximadamente 5mm del borde lateral y separados entre sí 5mm (Figura 4.1). Para el grupo suturado con hilo, las suturas se realizaron desde la superficie tibial utilizando la aguja semicircular ahusada unida al hilo. Para el grupo con cinta, se penetró al menisco en cada punto desde el lado tibial con la ayuda un dispositivo de sutura meniscal utilizado para reparaciones transtibiales (*Espejo-Baena y col., 2004; Espejo-Baena y col., 2008*) previamente cargado con un hilo monofilamento. Seguidamente, se retiró el dispositivo quedando un bucle que se utilizó para pasar la cinta a través del tejido dejando un punto simple (Figura 4.2). El procedimiento se repitió con una segunda cinta en el otro punto de entrada.

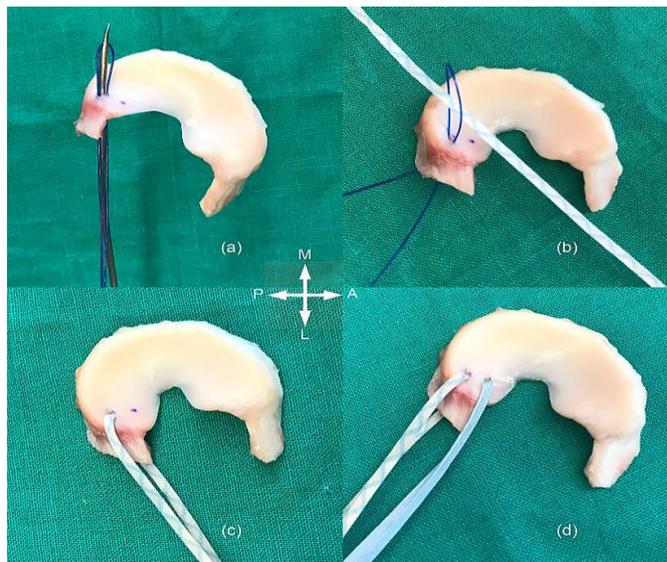


Figura 4.2. Método de sutura con cinta: (a) Se penetra al menisco desde el lado tibial utilizando un dispositivo de sutura cargado con un hilo monofilamento.; (b) Se retira el dispositivo dejando un bucle donde se inserta la cinta; (c) Para ayudar al paso de la cinta se tracciona del bucle desde abajo; (d) Se repite el mismo procedimiento para la segunda cinta

A continuación, en ambos grupos, los 4 extremos libres se hicieron pasar todos por un taladro de 3.5mm practicado en una placa de acero y, manteniendo tensión manual, se anudaron por parejas sobre un botón quirúrgico (VersiTomic G-Lok™, Stryker Endoscopy, San José CA) apoyado en la cara distal de la placa, mediante un nudo de cirujano seguido de seis medios nudos simples cambiando el poste (Figura XX). Entre el botón y los puntos de entrada de la sutura en el tejido, se dejó una distancia estandarizada de 55 mm con la ayuda de una cánula transparente (Figura XX) que fue retirada tras el anudado. Esta distancia es representativa de la longitud de sutura en el túnel transtibial con la técnica utilizada (*LaPrade y col., 2015b; Cerminara y col., 2014*). Durante la preparación y el ensayo, los especímenes se pulverizaron con solución salina para mantenerlos siempre hidratados.

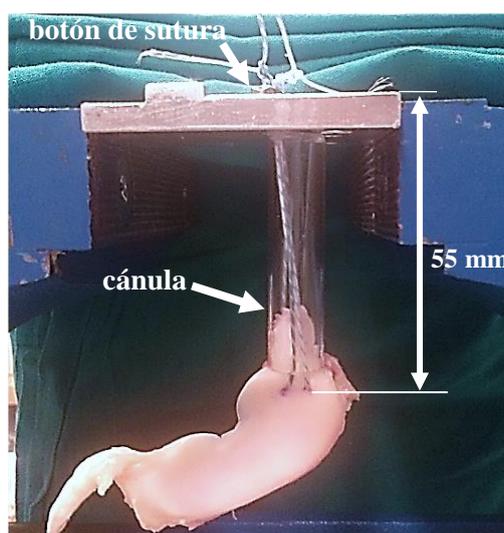


Figura 4.3. Preparación de los especímenes. Los 4 extremos de las dos suturas se pasaron por un orificio de 3.5 mm practicado en una placa metálica y se anudaron por la cara opuesta a un botón de sutura aplicando tensión manual. Se observa la cánula transparente utilizada para mantener una distancia suturas-botón de 55mm.

4.3.2 Ensayo biomecánico

Los ensayos se realizaron con la máquina de tracción/compresión disponible en el Laboratorio de biomecánica de la UMA, utilizada en trabajos biomecánicos previos (ver 2.6.2) (*Pérez-Blanca, 2016*). La placa metálica descrita en la preparación del espécimen se ancló a la base de la máquina. El menisco se sujetó al cabezal con una garra de placas corrugadas a aproximadamente 8 mm de los puntos de inserción de las suturas, orientándolo de forma que visualmente los puntos de inserción en el menisco se situasen a la misma distancia de la garra y con las fibras longitudinales de la raíz paralelas a la dirección del eje de carga. La placa se situó de forma que las suturas se situasen también paralelas a la dirección de carga (Figura 4.4). Para evitar el deslizamiento del menisco en la garra, la zona de tejido a sujetar fue envuelta previamente en gasa. La posible aparición de deslizamiento se comprobó marcando con rotulador quirúrgico una línea recta en el tejido justo debajo del borde de la garra.

Tras ser fijado en la máquina, el espécimen fue pre-acondicionado con 20 ciclos de carga entre 10 y 30 N a una frecuencia de 0.5 Hz, y a continuación sometido a 1000 ciclos de carga de las mismas características. Este rango de carga aproxima a las fuerzas experimentadas en la raíz posterior del menisco bajo una compresión articular de 500N en rotación neutra con un rango de flexión entre 0 y 90° (*Starke y col., 2013*), parámetros tomados como representativos de los protocolos de rehabilitación habituales bajo carga parcial en el periodo postoperatorio tras la reparación de la raíz meniscal (*Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015b; LaPrade y col., 2015a*). Los especímenes que superaron el ensayo cíclico, se estabilizaron a 10N de tracción durante 45s para a continuación ser sometidos a ensayo de tracción hasta rotura controlado en desplazamiento a 0.5mm/s (Figura 4.5). El ensayo de rotura se realizó bajo inspección visual continua para observar la causa del fallo.



Figura 4.4. Especimen montado en la máquina de ensayo. Se aprecia la dirección de las suturas paralela a las fibras del ligamento de la raíz y a la dirección de carga.

La fuerza aplicada por la máquina se midió con una célula de carga de 1 kN con precisión de clase 0.1 (HBM, Darmstadt, Germany) y el desplazamiento se evaluó con un sensor inductivo de desplazamientos (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany) con una resolución de 0.03mm. Los datos de ambos sensores se grabaron con una frecuencia de muestreo de 50 Hz.

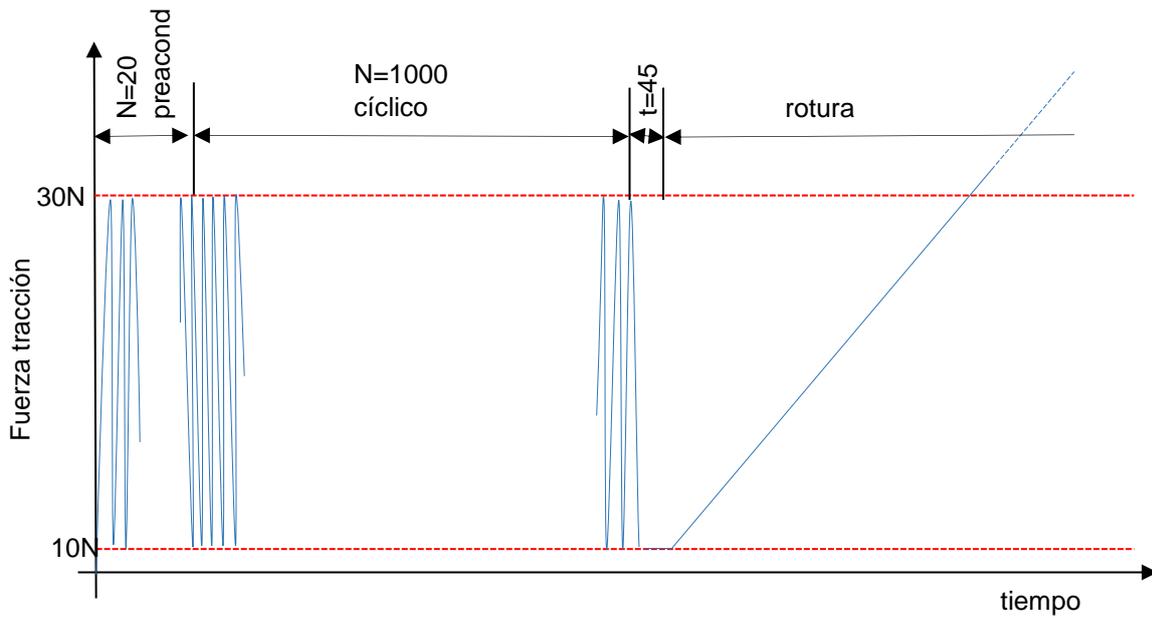


Figura 4.5. Protocolo de carga aplicado en los ensayos.

Para monitorizar la entrefase menisco-sutura se utilizó una cámara de alta resolución (2454x2056) (Stingray F-504B®, Allied Vision Technologies, Germany) sincronizada con la máquina de ensayo. La cámara se posicionó cuidadosamente con el plano de la imagen paralelo al cuerno posterior del menisco ensayado. La velocidad de grabación de la cámara fue de 8 fotogramas por segundo. Durante el ensayo cíclico, se grabaron 20s de ensayo (equivalente a 10 ciclos de carga) cada 100 ciclos y en el test de rotura se realizó una grabación continua hasta el fallo.

4.3.3 Análisis de la fase de precondicionamiento

Los datos recogidos por los sensores de la máquina de ensayo durante la aplicación de cargas cíclicas se exportaron al entorno del programa Matlab® R2016b (The Mathworks Inc, Natick, MA, EEUU).

Para cada espécimen, durante la fase de precondicionamiento se construyen los vectores columna \vec{f}^j y \vec{d}^j , que almacenan el registro de los sensores de fuerza y desplazamiento entre el punto de mínima y máxima carga para el ciclo j-ésimo de precondicionamiento:

$$\vec{f}^j = [f_{min}^j, f_{min+1}^j, f_{min+2}^j, \dots, f_{max}^j]^T$$

$$\vec{d}^j = [d_{min}^j, d_{min+1}^j, d_{min+2}^j, \dots, d_{max}^j]^T$$

$$\forall j \in [1, N_{preacond}]$$

siendo $N_{preacond} = 20$, el número total de ciclos de precondicionamiento.

A partir de estos datos, para el análisis de esta fase se calcularon los siguientes valores:

- $k_{preacond}^j$, Rigidez en carga: la rigidez durante la carga en el ciclo j-ésimo del precondicionamiento, se calculó como la pendiente del ajuste lineal por mínimos

Influencia de la sección del material de sutura en el fallo de la reparación
cuadrados entre \vec{f}^j y \vec{d}^j calculado como la componente p_1^j del vector

$$\vec{p}^j = \begin{bmatrix} p_1^j \\ p_2^j \end{bmatrix}$$

Que minimiza

$$S = \|\vec{d}^j, \vec{U}^j\vec{p}^j - \vec{f}^j\|^2 \quad ; \quad \forall j \in [1, N_{preacond}]$$

Siendo \vec{U}^j un vector de las mismas dimensiones que \vec{f}^j y \vec{d}^j , con todas sus componentes unitarias.

- $\Delta_{preacond}^j$, *Desplazamiento residual en precondicionamiento*: Cuantificó el desplazamiento no recuperable acumulado por el conjunto a carga mínima (10 N). El desplazamiento acumulado en el ciclo j-ésimo se calculó como:

$$\Delta_{preacond}^j = \delta_{min}^j - \delta_{min}^1, \quad \forall j \in [1, N_{preacond}]$$

- $\Delta_{preacond.max}^j$, *Desplazamiento acumulado a carga máxima en precondicionamiento*: cuantifica el desplazamiento acumulado a la máxima carga aplicada en el ensayo cíclico (30N), calculado de forma similar al descrito para el desplazamiento residual:

$$\Delta_{preacond.max}^j = \delta_{max}^j - \delta_{min}^1, \quad \forall j \in [1, N_{preacond}]$$

Este valor aúna el desplazamiento no recuperable acumulado con la variación de la rigidez para cargas reducidas.

Una vez calculados los resultados se postprocesaron aplicando el criterio de Chauvenet para eliminar los valores atípicos y posteriormente un filtro de medias móvil con ventana de 10 puntos simétrica.

4.3.4 Análisis del ensayo de carga cíclica

Para evaluar la progresión del daño macroscópico en el tejido causado por la sutura en los puntos de inserción de cada espécimen, se inspeccionaron visualmente las grabaciones realizadas con la cámara en el ensayo cíclico comprobando el aspecto de los orificios a lo largo del ensayo en busca de signos de aplastamiento o corte.

En cuanto a los datos recogidos para cada espécimen por los sensores, de la misma forma que en el precondicionamiento, en la fase de ensayo cíclico se construyen los vectores columna:

$$\begin{aligned} \vec{F}^k &= [F_{min}^k, F_{min+1}^k, F_{min+2}^k, \dots, F_{max}^k]^T \\ \vec{\delta}^k &= [\delta_{min}^k, \delta_{min+1}^k, \delta_{min+2}^k, \dots, \delta_{max}^k]^T \\ &\forall k \in [1, N_{cicl}] \end{aligned}$$

siendo $N_{cicl} = 1000$, el número total de ciclos posteriores al precondicionamiento.

Con los mismos procedimientos descritos para la fase de precondicionamiento, se calcularon la evolución de la *rigidez en carga* (k_{cicl}^k) y el *desplazamiento residual acumulado* por el conjunto a carga mínima (Δ_{res}^k) y el *desplazamiento acumulado a carga máxima* ($\Delta_{cicl.max}^k$) con los ciclos de carga, es decir, $\forall k \in [1, N_{cicl}]$:

Influencia de la sección del material de sutura en el fallo de la reparación

$$k_{cicl}^k = p_1^k / \text{minimiza } S = \|p_1^k \vec{\delta}^k + p_2^k \vec{U}^k - \vec{f}^k\|^2$$

Siendo \vec{U}^k un vector de las mismas dimensiones que \vec{f}^k y \vec{d}^k , con todas sus componentes unitarias

$$\Delta_{res}^k = \delta_{min}^k - \delta_{min}^1$$

$$\Delta_{cicl.max}^k = \delta_{max}^k - \delta_{min}^1$$

Una vez calculados los resultados de cada parámetro, se postprocesaron aplicando el criterio de Chauvenet para eliminar los valores atípicos y, seguidamente, un filtro de ventana simétrico de tamaño SW=10, que asigna a cada ciclo el valor medio de la rigidez calculada en los 10 ciclos en torno al estudiado.

Además del análisis de la evolución de estos parámetros, se realizó un estudio comparativo del comportamiento del conjunto menisco-sutura con los valores obtenidos específicamente a los 100, 500 y 1000 ciclos de carga,

4.3.5 Análisis del ensayo de tracción

A partir de las grabaciones de la cámara se determinó el instante aproximado de inicio del corte del tejido por la sutura y el modo final de fallo.

Con los datos recogidos por los sensores se representó la curva fuerza-desplazamiento y se calcularon:

F_U , *Carga última de rotura*: fuerza máxima soportada por el conjunto menisco-sutura.

$$F_U = \max\{\vec{F}\}$$

Siendo

$$\vec{F} = [F_1, F_2, F_3, \dots, F_m]^T$$

el vector columna que almacena los valores registrados por la célula de carga en el ensayo de tracción.

δ_U , *Desplazamiento en carga última*: calculado como la diferencia entre el valor registrado por el LVDT en 10N y el instante de carga última

$$\delta_U = \delta_{F_U} - \delta_{10N}$$

K , *Rigidez a tracción*: definida como la mayor pendiente de las rectas que ajustan progresivamente un 30% de los datos de la curva fuerza-desplazamiento entre el inicio de la carga y la fuerza última (Feutch y col., 2015a), de manera que:

$$K = \max\{k^i\}$$

Siendo k^i la componente p_1^i del vector

$$\vec{p}^i = \begin{bmatrix} p_1^i \\ p_2^i \end{bmatrix}$$

Que minimiza

$$S = \left\| \left[\begin{array}{c} \delta_i \\ \delta_{i+1} \\ \delta_{i+2} \\ \vdots \\ \delta_{i+0.3L} \end{array} \right] \begin{array}{c} 1 \\ 1 \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{array} \right\| \bar{p}^i - \left[\begin{array}{c} F_i \\ F_{i+1} \\ F_{i+2} \\ \vdots \\ F_{i+0.3L} \end{array} \right] \left\| \right\|^2 ; \forall i \in [1, 0.7L]$$

donde L es la dimensión del vector \vec{F}^* , que almacena el registro de la célula de carga en el ensayo a tracción truncado en el punto de carga última, esto es:

$$L = \max \{ \dim(\vec{F}^*) \} = \max \{ \dim([F_1, F_2, F_3, \dots, F_U]^T) \}$$

4.3.6 Análisis estadístico

Utilizando el software G*Power 3.1.9.2 (Faul y col., 2007), se calculó un tamaño de muestra n=6 como el mínimo necesario para detectar una diferencia en desplazamiento cíclico de 0.6 mm entre los grupos de estudio mediante un test de "t de student" de medidas independientes de 2 colas, con un nivel de confianza $\alpha = 0.05$ y una potencia $1-\beta = 0.85$, asumiendo iguales desviaciones estándar de 0.3 mm estimadas a partir de trabajos previos similares (Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2015a). Esta diferencia representa un 20% del umbral de 3mm de desplazamiento que se ha encontrado que altera la función meniscal en un modelo porcino (Staerke y col., 2010) y lo consideramos como una mejora notoria de la técnica quirúrgica. A partir de este cálculo, de forma conservadora se seleccionó un tamaño muestral n=10.

Para el resto del análisis estadístico se utilizó el software IBM® SPSS® Statistics, versión 23 (IBM, Chicago, IL, USA). Se calcularon los valores medios y las desviaciones estándar de las variables para cada grupo. Confirmada la normalidad de las distribuciones de todas las variables mediante test de Kolmogorov-Smirnov, la comparación entre los dos grupos de estudio se realizó mediante prueba t de Student de 2 colas para muestras independientes, estableciéndose un valor $p < 0.05$, como estadísticamente significativo.

4.4 Resultados

Todos los parámetros definidos en el punto anterior se calcularon para todos los especímenes de ambos grupos de ensayo. En particular, para las fases de acondicionamiento y ensayo a carga cíclica, los parámetros correspondientes se obtuvieron para todos los ciclos de carga aplicados, analizando su evolución. Los resultados detallados pueden consultarse en el Anexo F.

4.4.1 Acondicionamiento

$k_{preacond}^j$, Rigidez en carga cíclica. En el pre-acondicionamiento, las rigideces al inicio fueron muy similares con ambos diseños de sutura ($p=0.92$) y aumentaron significativamente en ambos grupos ($p < 0.0001$) una media del 166.7% con hilo y del 137.4% con cinta (Figura 4.6y Tabla 4.1. Resultados de acondicionamiento y ensayo cíclico, para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta..

$\Delta_{preacond}^j$, desplazamiento residual. El desplazamiento permanente acumulado creció sin mostrar signos claros de atenuación (Figura 4.7). El desplazamiento residual acumulado tras 20 ciclos de pre-acondicionamiento en el grupo con hilo fue un 132.72% del desplazamiento residual acumulado al finalizar los siguientes 1000 ciclos y de un 100.73% para el grupo con cinta, no encontrándose significativas las diferencias entre ambos grupos (Tabla 4.1. Resultados de acondicionamiento y ensayo cíclico, para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.).

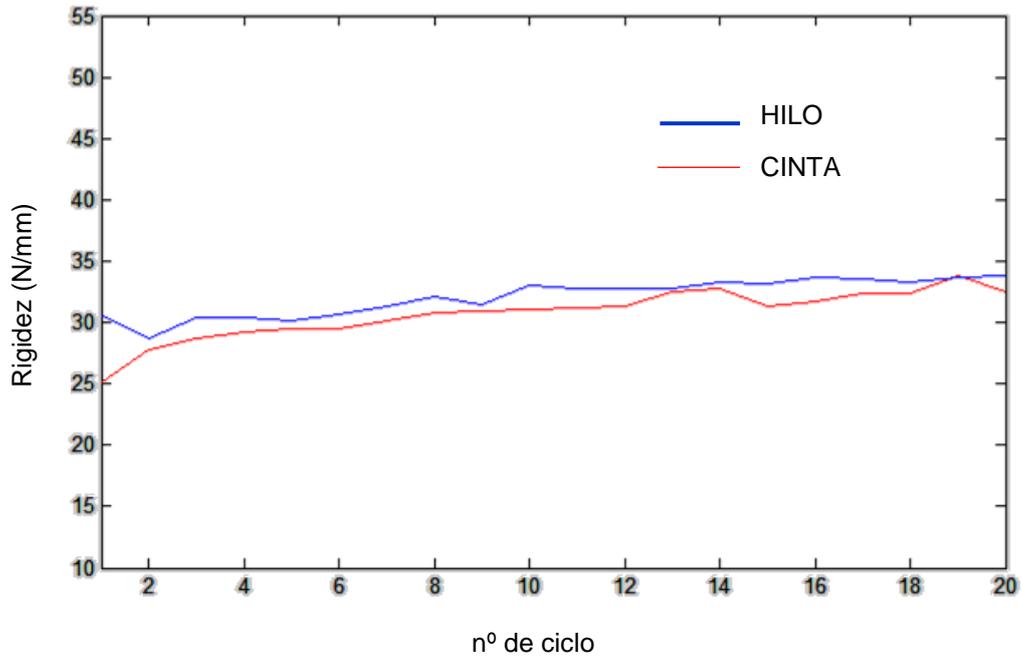


Figura 4.6. Evolución de la rigidez media en carga durante el precondicionamiento para los grupos de estudio

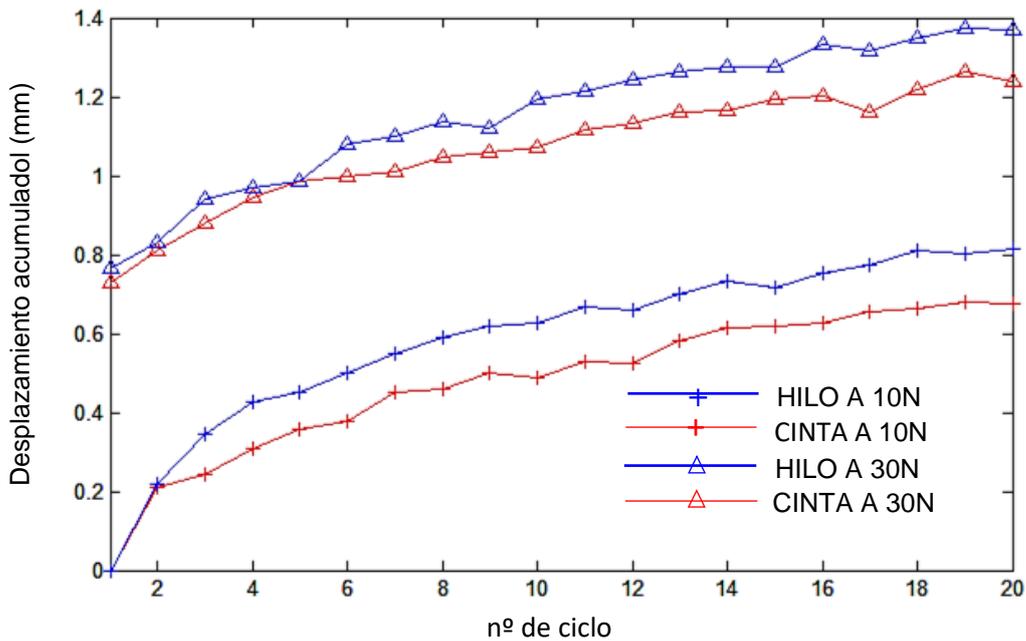


Figura 4.7. Evolución de las medias del desplazamiento residual y el desplazamiento a carga máxima (30N) acumulados durante el precondicionamiento para los grupos de estudio

$\Delta_{preacond.max}^j$, desplazamiento acumulado a carga máxima. La evolución de este parámetro fue muy similar a la observada en el desplazamiento residual en todos los casos (Figura 4.7), no encontrándose tampoco diferencias entre grupos (Tabla 4.1. Resultados de precondicionamiento y ensayo cíclico, para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.).

Tabla 4.1. Resultados de preacondicionamiento y ensayo cíclico, para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.

Nº de ciclos		Pre-acondicionamiento		Ensayo cíclico			
		Inicio	20	Inicio	100	500	1000
Rigidez en carga cíclica (N/mm)	hilo	17.55(10.18)	38.70(4.97)	38.70(4.97)	41.16(3.72)	46.37(4.99)	49.50(6.29) ^b
	cinta	17.14 (7.17)	36.19(7.09)	36.19(7.09)	40.72(6.48)	47.68(7.36)	51.38(8.41) ^b
Desplazamiento residual (mm)	hilo	0	1.46(0.75)	0	0.41(0.12)	0.89(0.22)	1.10(0.25)
	cinta	0	1.35(0.75)	0	0.47(0.10)	1.07(0.20)	1.34(0.23)
Desplazamiento a 30N (mm)	hilo	0	1.99(0.79)	0.53(0.07)	0.90(0.15)	1.33(0.23)	1.52(0.27)
	cinta	0	1.93(0.75)	0.57(0.10)	0.98(0.15)	1.50(0.24)	1.74(0.26)

a Los valores están dados como media (desviación estándar)

b Significativamente diferente comparada con el valor del Inicio ($p < 0.001$)

4.4.2 Ensayo de carga cíclica

Al final del ensayo cíclico, manteniendo una carga aplicada de 5N se inspeccionaron los orificios de paso de las suturas en los especímenes, no observándose ningún indicio de aplastamiento ni corte en ningún espécimen de ambos grupos (Figura 4.8).

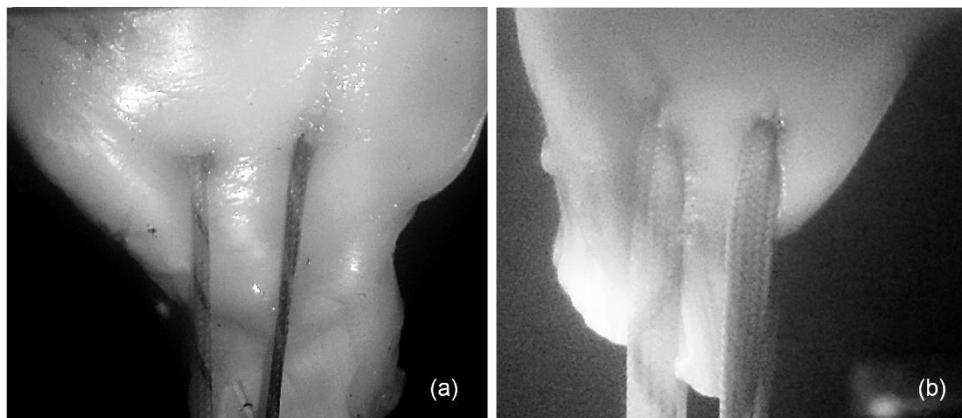


Figura 4.8. Detalle del estado de los orificios de paso de las suturas al finalizar el ensayo cíclico. Con una carga aplicada de 5N, la inspección física no desveló progresión aparente de daño en los orificios de paso de las suturas: (a) espécimen N.10 del grupo suturado con hilo; (b) espécimen N.5 del grupo suturado con cinta

Así mismo, la observación detallada de las grabaciones realizadas durante el ensayo cíclico no reveló cambio alguno en la apariencia de los orificios que desvelara progresión macroscópica del corte en el tejido por la sutura en ningún caso (Figura 4.9).

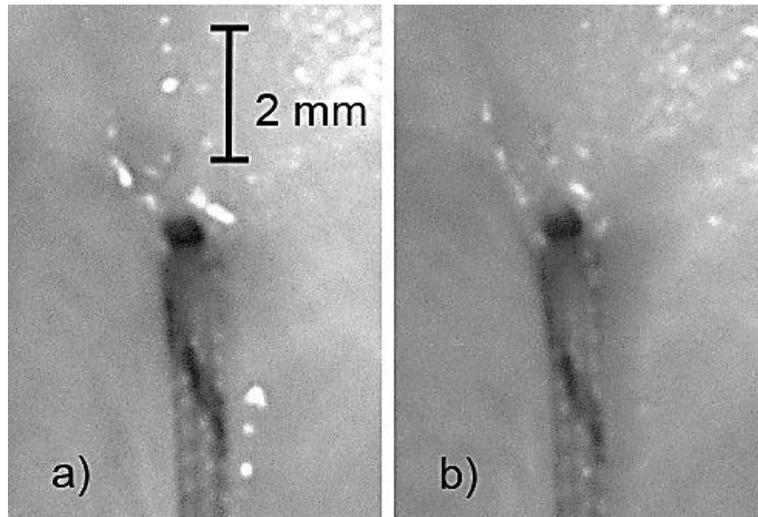


Figura 4.9. Puntos de inserción de las suturas en el menisco para el espécimen N. 10 del grupo con hilo bajo una carga de 30N: (a) en el primer ciclo; (b) En el ciclo 1000. No se aprecian signos macroscópicos de corte del tejido por la sutura.

Todos los especímenes sobrevivieron al ensayo cíclico.

k_{cicl}^j , Rigidez en carga cíclica. La evolución de la rigidez media fue muy similar en ambos grupos (Figura 4.10). Específicamente, se analizaron los valores a los 100, 500 y 1000 ciclos de carga no encontrándose diferencias significativas con el uso de cinta o hilo de sutura en ninguno de los momentos estudiados ($p=0.40$ al Inicio, $p=0.86$ a 100 ciclos, $p=0.66$ a 500 ciclos, $p=0.37$ a 1000 ciclos). En ambos grupos la rigidez en carga cíclica sufrió variaciones significativas entre el primer y último ciclo ($p=0.0005$ con cinta; $p=0.0006$ con hilo), con aumentos en las medias del 27.9% y 42.0% respecto al valor inicial con el uso de hilo y de cinta respectivamente (Tabla 4.1).

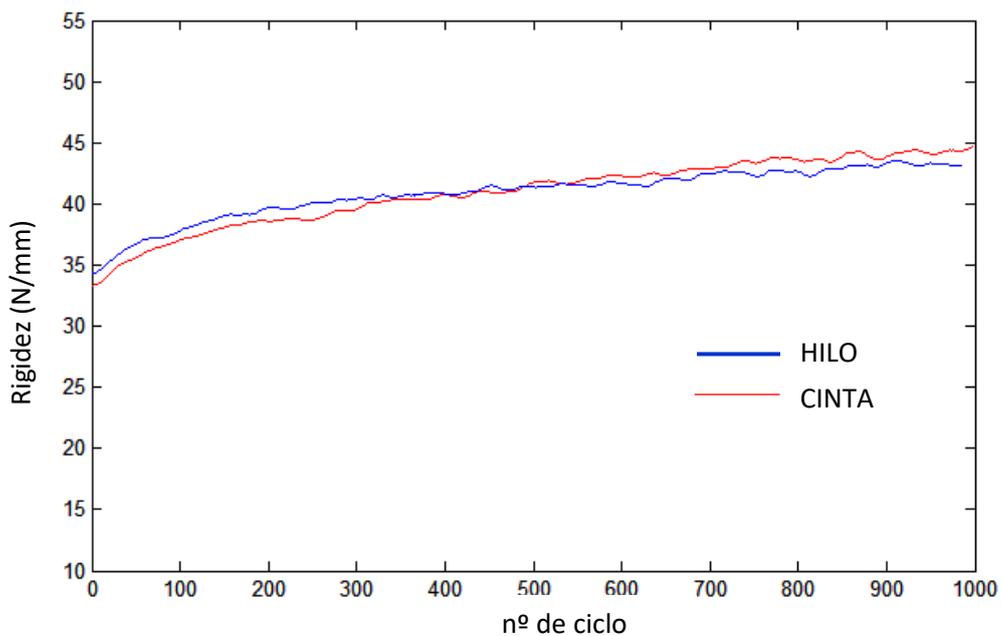


Figura 4.10. Evolución de la rigidez media en carga durante el preacondicionamiento para los grupos de estudio

Δ_{res}^j , *Desplazamiento residual*. Durante el ensayo cíclico, los valores de desplazamiento residual aumentaron en ambos grupos atenuando el crecimiento por ciclo a medida que evolucionaba el ensayo (Figura 4.11).

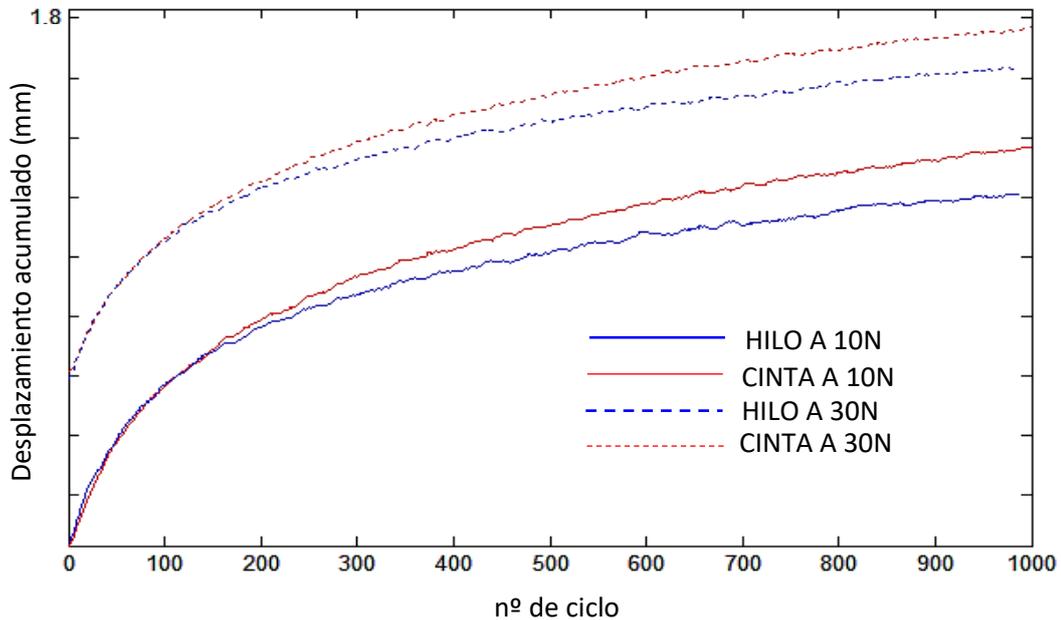


Figura 4.11. Evolución de las medias del desplazamiento residual y desplazamiento a carga máxima acumulados durante el precondicionamiento para los grupos de estudio.

Se analizó específicamente la situación después de 100, 500 y 1000 ciclos de carga, no encontrándose diferencias significativas entre los dos diseños de sutura testados (Tabla 4.1 y Figura 4.12). No obstante, se observó una tendencia a la diferenciación estadística a los 1000 ciclos ($p=0.052$), con un valor medio del desplazamiento con cinta un 21.8% mayor respecto al obtenido con hilo.

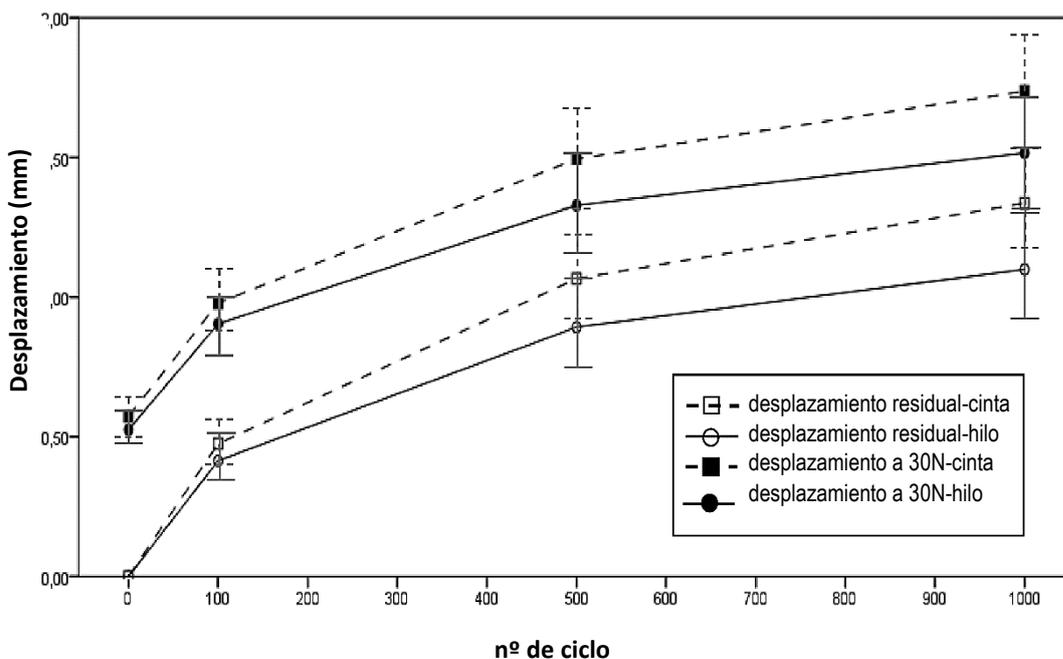


Figura 4.12. Desplazamiento residual y desplazamiento acumulado a carga máxima (30 N), del conjunto menisco-sutura durante el ensayo cíclico. Se representan los valores medios de los grupos de ensayo a 100, 500 y 1000 ciclos de carga. Las barras verticales simbolizan +/- 1 error estándar

$\Delta_{cicl.max}^k$, *Desplazamiento acumulado a carga máxima*. El desplazamiento en carga refleja la suma del desplazamiento permanente acumulado en el ensayo y el desplazamiento elástico generado por la aplicación de la carga. En ambos grupos se observó al progresar el ensayo un aumento atenuado del desplazamiento, similar al comentado para el desplazamiento residual, pero con un valor de la atenuación mayor (Figura 4.11). Este efecto se explica por la rigidización del conjunto sutura-menisco al evolucionar el ensayo, compensando en cierta medida el desplazamiento residual acumulado.

El análisis específico después de 100, 500 y 1000 ciclos de carga, no arrojó diferencias significativas entre el uso de cinta o hilo en ninguno de los instantes analizados (Tabla 4.1 y Figura 4.12).

4.4.3 Ensayo de rotura a tracción

En el grupo con cinta, un espécimen deslizó en la garra durante el ensayo y sus resultados fueron excluidos del análisis.

Los datos recogidos por los sensores de fuerza y desplazamiento se representaron gráficamente para cada espécimen incluido en el análisis (ver *Anexo F*) y se obtuvieron las curvas medias de ambos grupos (Figura 4.13)

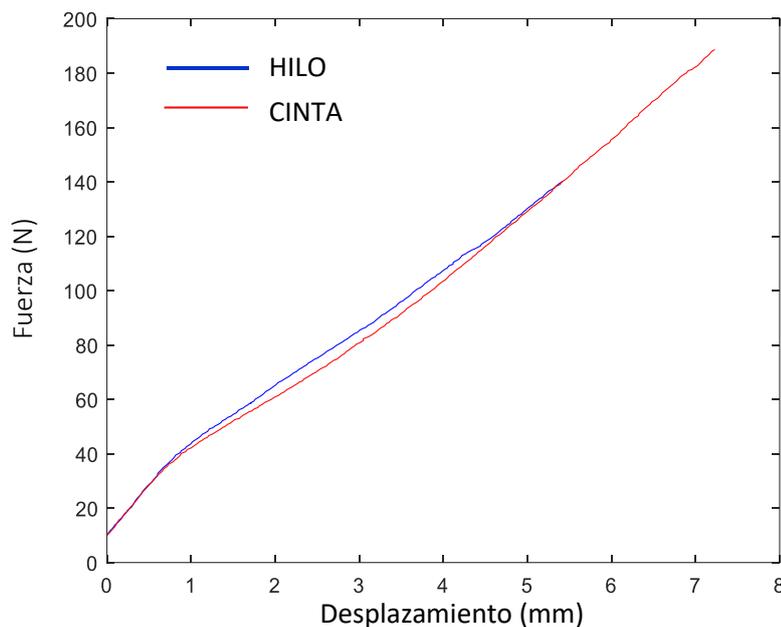


Figura 4.13. Curvas medias Fuerza/desplazamiento del ensayo de tracción para cada grupo de ensayo hasta la Fuerza última del espécimen más débil en cada grupo

No pudieron detectarse diferencias estadísticas entre los valores medios de rigidez calculados (Tabla 4.2). La fuerza última soportada fue un 31.7% superior para el grupo con cinta ($p=0.03$). El desplazamiento medio a fuerza última fue 10.09mm para la sutura con cinta y 8.80mm con hilo, no resultando significativas las diferencias entre estos valores.

A partir de las imágenes adquiridas para la monitorización de los orificios de inserción de las suturas, se identificó visualmente el instante de inicio de corte del tejido por la sutura (Figura 4.14).

Para ese instante, se estimó el punto correspondiente en la curva fuerza-desplazamiento, que en todos los casos analizados se encontró siempre cercano, al punto de fuerza última F_U , fuerza esta de intensidad muy superior al nivel máximo aplicado durante el ensayo cíclico (Figura 4.15). Así mismo, a partir de ese instante se observaron en ambos grupos variaciones bruscas y difíciles de predecir de la curva fuerza-desplazamiento, intuyéndose una relación directa entre dichas variaciones y el inicio y progresión del corte del tejido producido por la sutura (Figura 4.15).

Tabla 4.2. Resultados del ensayo de rotura para los diseños de sutura analizados: hilo y cinta.

	F_U (N)	δ_u (mm)	K (N/mm)
Hilo^b	221.61 (43.77)	8.80 (3.49)	20.66 (3.59)
cinta	291,58 (78.98)	10.09 (3.08)	21.93 (3.51)
valor p	0.03*	0.053	0.45

a Los valores están dados como media \pm desviación estándar (rango)

b Un espécimen deslizó en la garra de sujeción y sus resultados no se incluyeron

* Significativamente diferente comparada con el grupo reparado con hilo

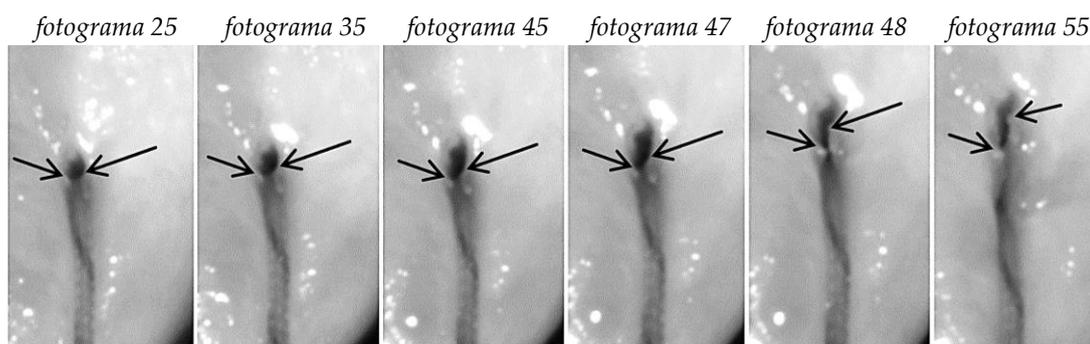


Figura 4.14. Monitorización del corte del tejido por la sutura en el ensayo de rotura del espécimen N.10 del grupo con hilo. Las flechas indican los puntos de control. A medida que aumenta la carga, el orificio de inserción se deforma en un óvalo que va aumentando de tamaño (fotogramas 25 a 47). Entre los fotogramas 47 y 48 se observa un cambio repentino de forma y se aprecia el inicio del corte del tejido causado por el hilo. Tras ese instante, el corte progresa hasta el fallo final.

No obstante, limitaciones impuestas por el diseño experimental, que simuló una reparación con 2 puntadas por ser la técnica de mayor aplicación quirúrgica, impidieron establecer una relación formal entre el instante exacto del inicio del fallo y las variaciones de la curva fuerza-deformación recogidas. Para el análisis detallado de este fenómeno se llevó a cabo un nuevo estudio con un diseño experimental más óptimo (ver *Capítulo 5*)

4.5 Discusión

El resultado principal de este estudio fue la ausencia manifiesta de progresión en el corte durante el ensayo cíclico de la reparación de las raíces meniscales con suturas de distinta sección, utilizando hilo o cinta fabricado con polietileno de ultra alto peso molecular. Este resultado contradice la hipótesis de que el desplazamiento permanente originado en la raíz reparada se

debe principalmente al corte causado por la sutura en el tejido meniscal. El hallazgo explica la similitud en el comportamiento cíclico de la reparación con ambos tipos de suturas, tanto en cuanto a los desplazamientos residuales tras superar ciclos de cargas de intensidades características de los protocolos de rehabilitación habituales en el periodo postoperatorio temprano como en cuanto a la rigidez de la reparación para esos niveles de carga a lo largo de ese mismo periodo.

Sin embargo, el uso de cinta, con un área de contacto mayor en los puntos de inserción, produjo en el conjunto menisco-sutura una fuerza última de rotura mayor que el uso de hilo del mismo material de alta resistencia. Este resultado confirma nuestra hipótesis de que, comparado con el hilo, la cinta de sutura reduce el daño por corte confiriendo una mayor resistencia mecánica al conjunto reparado, una mejora que es apreciable si las cargas aplicadas alcanzan niveles elevados, cercanos a la fuerza última. Además, este resultado concuerda con nuestras observaciones que sitúan el inicio del corte del tejido por la sutura a niveles de carga elevados, cercanos a la fuerza última, con los dos diseños del material analizados.

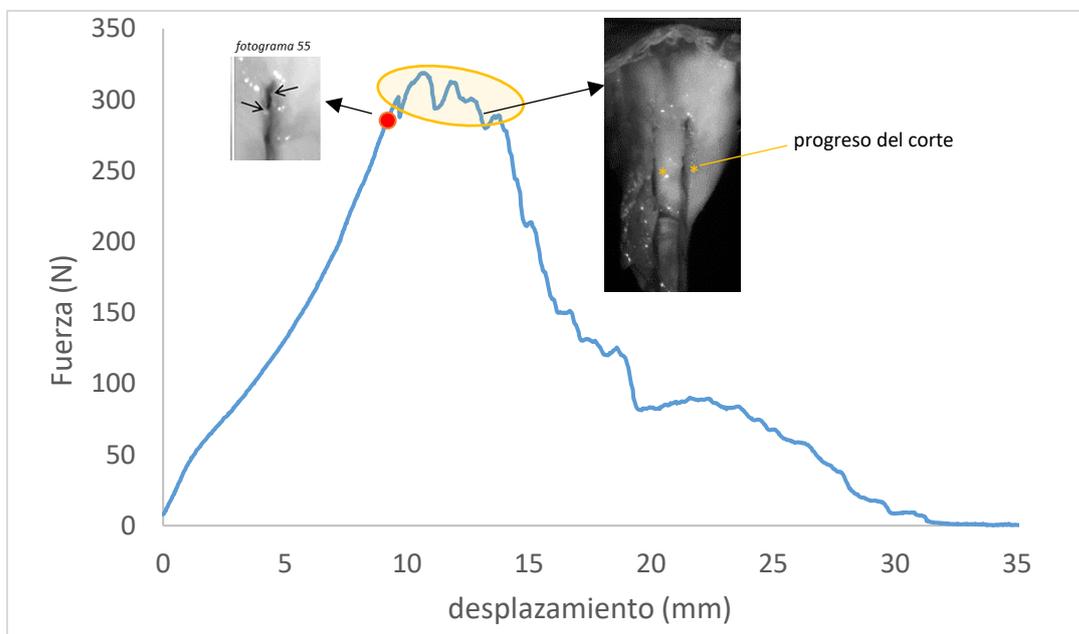


Figura 4.15. Instante estimado de inicio del corte del tejido por la sutura en el espécimen N. 10 del grupo reparado con hilo. La imagen a la izquierda de la curva muestra el fotograma en el que se observa cambio de forma del orificio por el que se inicia el corte. El punto rojo identifica ese instante sobre la curva. Las variaciones de la curva a partir de ese instante (zona delimitada en naranja) se corresponden con imágenes, como la incluida a la derecha de la curva donde se aprecia progresión del corte en los orificios de paso de ambas suturas.

4.5.1 Preacondicionamiento

Durante la fase de preacondicionamiento, en ambos grupos se acumuló en 20 ciclos un desplazamiento residual de magnitud similar al acumulado durante los 1000 ciclos de carga siguientes. Al mismo tiempo, se produjo un aumento notable de la rigidez. Este resultado enfatiza la importancia de estandarizar el protocolo de preacondicionamiento para poder realizar comparaciones directas de los desplazamientos medidos en estudios que analicen el conjunto menisco-sutura. Es interesante mencionar que el protocolo de preacondicionamiento aplicado en este trabajo es más agresivo que el de otros estudios similares (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014; LaPrade y col., 2015b*) y probablemente pueda considerarse que sus efectos van más allá de

la finalidad de un preacondicionamiento, que es la de permitir la obtención de resultados consistentes. Los datos recogidos indican que, si en el entorno quirúrgico no puede someterse al conjunto menisco-sutura a unas precargas similares a las aplicadas en este preacondicionamiento, entonces los importantes desplazamientos medidos deben ser incluidos en las predicciones del estudio.

4.5.2 Ensayo cíclico

La minimización del desplazamiento cíclico en el conjunto menisco-sutura durante el periodo de cicatrización tras la intervención es admitida como primordial para el éxito de la reparación ya que puede dar lugar a una extrusión posteromedial que disminuya la capacidad del menisco de conversión de las cargas tibiofemorales en tensión circunferencial alterando la biomecánica del contacto en la articulación, efectos similares a los de una reparación no anatómica (*Staerke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a*). Anteriormente, la interacción menisco-sutura se puso en el foco de las investigaciones para la mejora de los resultados de la reparación de la raíz mediante técnicas transtibiales (*Cerminara y col., 2014*), pero hasta ahora no se había monitorizado para profundizar en las causas que generan dicho desplazamiento.

En el presente estudio, durante los ensayos se monitorizó la entrefase menisco-sutura, grabando el área alrededor de los puntos de inserción con una cámara de alta resolución sincronizada con la máquina de ensayos. Utilizando hilo de sutura en dos puntos simples, se midieron desplazamientos residuales de 1.1 mm después de 1000 ciclos de carga variable entre [10, 30] N a 0.5 Hz, pero no se observó corte ni ningún otro tipo de variación macroscópica en los puntos de inserción, dando a entender que los niveles de esfuerzo alcanzados en la entrefase fueron inferiores a la resistencia del tejido. Este resultado contradice la hipótesis sugerida en estudios previos (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014*) utilizando montajes experimentales similares al nuestro, pero sin monitorear la entrefase, que atribuyeron los desplazamientos permanentes de la raíz al corte producido por la sutura.

Además de la falta de daño por corte observada durante el ensayo cíclico, no se observaron diferencias en el desplazamiento residual medido con el uso de hilo o de cinta. Si bien se observó una tendencia a la diferenciación estadística con un menor desplazamiento en el grupo reparado con hilo a los 1000 ciclos ($p=0.052$), el valor de la diferencia encontrada entre las medias de 0.24 mm representa un desplazamiento de escaso significado clínico. En cuanto a la rigidez en carga cíclica resultó similar con ambos tipos de sutura para todos los ciclos analizados, apreciándose aumentos significativos tras 1000 ciclos de 27.9% con hilo y de 42.3% con cinta respecto al inicio, lo que se traduce en una disminución del desplazamiento elástico por ciclo de carga que amortigua el crecimiento del desplazamiento bajo carga. Al analizar el desplazamiento a 30N no se observan diferencias significativas entre ambos grupos, es más, la mencionada tendencia a la diferencia observada en el desplazamiento residual a los 1000 ciclos desaparece si se suma el efecto de la deformación elástica.

Lo expuesto sugiere que alguna otra fuente debe contribuir a generar los desplazamientos residuales medidos en el conjunto reparado, y debe hacerlo de forma similar en ambos grupos, como la deformación plástica de la sutura, el aplastamiento de los nudos o su aflojamiento, o la deformación permanente del propio tejido meniscal.

El uso de cinta ha sido propuesto como una posible forma de contener el corte que la sutura produce en el tejido por el aumento del área de contacto en los puntos de inserción, lo que conllevaría una mejora de las propiedades mecánicas iniciales del conjunto menisco-sutura (*Cerminara y col., 2014*). Sin embargo, nuestras observaciones muestran que no debe esperarse beneficio alguno con esta opción a los niveles de carga representativos de protocolos de

rehabilitación habituales en el periodo postoperatorio temprano (*Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015-no anatomic; LaPrade y col., 2015b*). Esta reflexión está en consonancia con el resultado obtenido por *Feutch y col. (2015a)* en un trabajo reciente en modelo porcino, en el que al comparar el uso de hilo o cinta del mismo material no pudieron establecer diferencias significativas en los desplazamientos cíclicos medios a carga máxima (20 N) tras 1000 ciclos.

En cuanto a la magnitud de los desplazamientos residuales, nosotros medimos 1.1 mm con hilo y 1.34 mm con cinta. Estudios biomecánicos anteriores que utilizaron también 2 hilos de sutura y aplicaron las mismas cargas que nosotros, obtuvieron valores medios más elevados, de 3.23 mm en un modelo porcino (*Cerminara y col., 2014*) y de 1.78 mm en un modelo humano (*LaPrade y col., 2015b*). Sin embargo, es importante mencionar que nuestro preacondicionamiento fue más agresivo (20 ciclos de una carga variable entre [10, 30] N frente a 10 ciclos entre [1, 10] N). y que si se suman los desplazamientos medios acumulados durante el preacondicionamiento (1.46 mm), el desplazamiento acumulado después de 1000 ciclos, 2.56 mm, estaría entre los obtenidos previamente. Respecto al uso de cinta, no se ha encontrado ningún trabajo que aplique 2 cintas en la reparación, lo que impide la comparación directa.

4.5.3 Ensayo de rotura

A partir de las grabaciones de la cámara durante el ensayo de rotura, se observó que la sutura comenzó a cortar el tejido meniscal en los puntos de inserción a una carga cercana a la fuerza última, tanto con hilo como con cinta, siendo el modo de fallo de todos los especímenes el rasgado completo del tejido por la sutura. La fuerza última media resultó un 31.7% superior con cinta (291.58 N) que con hilo (221.61N). A nuestro entender, este incremento significativo en fuerza última está relacionado con la mayor área de contacto de la cinta en los puntos de inserción que, en efecto, confiere mayor resistencia al inicio del corte. Aunque los resultados del presente estudio solo pueden interpretarse en relación en un corto periodo de tiempo tras la intervención quirúrgica en el que la carga en la articulación lesionada está restringida, este resultado puede ser importante para reducir la probabilidad de daño crítico al menisco causado por sobrecargas inesperadas, como en una pérdida de equilibrio o un tropezón.

En el estudio biomecánico de *Feutch et al. (2015a)*, aunque el uso de una sola sutura en la reparación impide la comparación directa con nuestros resultados, la fuerza máxima medida en el ensayo de tracción tras la carga cíclica también fue mayor con el uso de cinta que con hilo en un 15.7%.

Las fuerzas máximas medias calculadas con el uso de hilo en el presente trabajo estuvieron en el rango de las reportadas en estudios previos similares con meniscos porcinos (235.6 N (*Feutch y col., 2013*)) o humanos (192 N (*LaPrade y col., 2015b*)), aunque no se pudo encontrar ningún estudio que utilizara dos cintas para poder contrastarlo. El uso de hilo o cinta ha sido comparado en el trabajo de *Feutch y col. (2015a)* mencionado anteriormente, que analizaron el conjunto menisco-sutura con cuatro tipos de sutura distintos aplicados en un punto simple. Al igual que en nuestro estudio, estos autores encontraron una mayor carga última con cinta que con hilo del mismo material, aunque sus diferencias no alcanzaron significación estadística tras corregir los datos por el efecto de las comparaciones múltiples realizadas (cuatro grupos). Sin embargo, si su comparación se hubiese limitado a solo dos grupos como en nuestro trabajo, se hubiera observado una tendencia hacia la significación ($p=0.086$).

A partir de nuestros resultados, y con el propósito de mejorar los resultados de la técnica de reparación, consideramos necesario profundizar en el análisis de otras fuentes que pudieran contribuir a generar desplazamientos permanentes en el postoperatorio inmediato a los niveles de carga esperados durante este periodo, como el alargamiento plástico del tejido meniscal

Influencia de la sección del material de sutura en el fallo de la reparación anterior a los puntos de inserción de la sutura o la compactación progresiva bajo carga cíclica de los nudos aplicados para el cierre de la sutura. Por otra parte, el uso de cinta, con mayor superficie de contacto que el hilo, eleva la resistencia del conjunto menisco-sutura, pero sólo a altos niveles de carga tracción.

4.6 Limitaciones del estudio

Este estudio presenta limitaciones inherentes a los estudios *in vitro*, como la ausencia de efectos de cicatrización que aparecen biológicamente con el paso del tiempo. En consecuencia, la intensidad y número de ciclos de carga aplicados es representativo del periodo postoperatorio inmediato y no refleja fallos que pudieran producirse a largo plazo debido a una cicatrización inadecuada en la que la sutura se hubiera convertido en solución permanente y estuviera por tanto sometida a cargas cíclicas de mayor intensidad que las consideradas en este estudio.

El montaje experimental se diseñó para centrar el estudio en la interacción entre el tejido meniscal y la sutura, por lo que no se incluyeron los efectos del tejido circundante: ligamentos, cartílago y huesos, tejidos que son fundamentales en la determinación de los desplazamientos absolutos de la raíz.

Durante los ensayos, la sutura se alineó con la dirección de la carga, lo que no reproduce la disposición anatómica. Esta decisión se tomó considerando que aplicando la fuerza en la dirección de la sutura se elimina el rozamiento por cortadura y se focaliza el efecto de la tracción en la entrefase que era nuestro interés principal.

Se utilizó un modelo porcino y en consecuencia los valores determinados no pueden extrapolarse a humanos. No obstante, meniscos porcinos han sido utilizado con frecuencia en estudios comparativos de técnicas de reparación ([Herbort y col., 2010](#); [Lee y col., 2012](#); [Lee y col., 2013](#); [Rosslenbroich, 2013](#); [Feutch y col., 2013](#); [Feutch y col., 2014](#); [Lee y col., 2013](#); [LaPrade y col., 2015b](#); [Feutch, y col., 2015a](#)) por presentar propiedades mecánicas más homogéneas, lo que reduce el sesgo relacionado con el espécimen, y son funcionalmente más parecidos a especímenes humanos jóvenes que los meniscos procedentes de cadáveres humanos de edad avanzada disponibles normalmente. Por tanto, creemos que los resultados comparativos obtenidos en este estudio se mantendrían en especímenes humanos.

Finalmente, para la reparación se seleccionó como método de sutura el de dos puntadas simples debido a su simplicidad y su potencial para resistir desplazamientos ([LaPrade RF y col., 2015b](#)). Sin embargo, los resultados comparativos obtenidos pueden no ser válidos con otras técnicas de sutura.

4.7 Conclusiones

- En un modelo porcino de la raíz meniscal posterior sometida a cargas cíclicas representativas de los protocolos de rehabilitación actuales en el periodo postoperatorio temprano en condiciones de carga restringida, el corte producido por la sutura en el menisco no fue una fuente importante de desplazamiento permanente de la raíz ni utilizando hilo ni cinta de sutura.
- El comportamiento ante cargas cíclicas características del post-operatorio temprano fue similar utilizando suturas de distinta sección, hilo o cinta, y el mismo material

Influencia de la sección del material de sutura en el fallo de la reparación

- El corte del tejido meniscal por la sutura empezó a niveles elevados de carga de tracción, cercanos a la fuerza última soportada por el conjunto menisco-sutura.
- La cinta de sutura, con una superficie de contacto mayor que el hilo en sus puntos de inserción en el tejido meniscal, produjo una fuerza última mayor.

4.8 Bibliografía

- Ahn JH, Wang JH, Yoo JC, Noh HK, Park JH. A pull out suture for transection of the posterior horn of the medial meniscus: using a posterior trans-septal portal. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15:1510–1513
- Ahn JH, Wang JH, Lim HC, Bae JH, Park JS, Yoo JC, Shyam AK. Double transosseous pull out suture technique for transection of posterior horn of medial meniscus. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009; 129:387–392
- Allaire R, Muriuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. *J Bone Jt Surg Am* 2008; 90:1922–193
- Anz AW, Branch EA, Saliman JD. Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears. *Am J Sports Med.* 2014; 42:2699-2706
- Cerminara AJ, LaPrade CM, Smith SD, Ellman MB, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical valuation of a transtibial pull-out meniscal root repair: challenging the bungee effect. *Am J Sports Med.* 2014; 42: 2988-2995
- Espejo-Baena A, Urbano-Labajos V, Ruiz del Pino MJ, Peral-Infantes I. A simple device for inside-out meniscal suture. *Arthroscopy.* 2004; 20(8): p. e85-e87, DOI: 10.1016/j.arthro.2004.07.006
- Espejo-Baena A, Figueroa-Mata A, Serrano-Fernández J, de la Torre-Solís F All-inside suture technique using anterior portals in posterior horn tears of lateral meniscus.. *Arthroscopy.* 2008; 24: 369.e1-4
- Faul F, Erdfelde E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007;39:175-191
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013; 41:2784-2790
- Feucht M.J., Grande E., Brunhuber J., Rosenstiel N., Burgkart R., Imhoff A.B., Braun S. Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2014; 42(1): p. 187-193, DOI: 10.1177/0363546513502946
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Rosenstiel N, Burgkart R, Imhoff A, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015a; 23:132–139
- Feucht MJ, Kühle J, Bode G, Mehl J, Schmal H, Südkamp NP, Niemeyer P. Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. *Arthroscopy.* 2015b; 31:1808-1816
- Forkel P, Petersen W. Posterior root tear fixation of the lateral meniscus combined with arthroscopic ACL double-bundle reconstruction: technical note of a transosseous fixation using the tibial PL tunnel. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012; 132:387–391
- Forkel P, Herbort M, Sprenger F, Metzloff S, Raschke M, Petersen W. The Biomechanical Effect of a Lateral Meniscus Posterior Root Tear With and Without Damage to the Meniscofemoral ligament: Efficacy of Different Repair Techniques. *Arthroscopy.* 2014; 30:833-840
- Fujii M, Furumatsu T, Xue H y col. Tensile strength of the pullout repair technique for the medial meniscus posterior root tear: a porcine study. *Int Orthop.* 2017; 41(10): p. 2113-2118, DOI: 10.1007/s00264-017-3561-8.
- Geeslin AG, Civitarese D, Turnbull TL, Dornan GJ, Fuso FA, LaPrade RF. Influence of lateral meniscal posterior root avulsions and the meniscofemoral ligaments on tibiofemoral contact mechanics. *Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016; 24:1469-1477
- Herbort M, Siam S, Lenschow S, Petersen W, Zantop T. Strategies for repair of radial tears close to the meniscal rim—biomechanical analysis with a cyclic loading protocol. *Am J Sports Med.* 2010; 38, 2281–2287.

Influencia de la sección del material de sutura en el fallo de la reparación

Kim YM, Rhee KJ, Lee JK, Hwang DS, Yang JY, Kim SJ. Arthroscopic pullout repair of a complete radial tear of the tibial attachment site of the medial meniscus posterior horn. *Arthroscopy* 2006; 22:7951–7954

Kim J.H., Chung J.H., Lee D.H., y col. Arthroscopic suture anchor repair versus pullout suture repair in posterior root tear of the medial meniscus: a prospective comparison study. *Arthroscopy*. 2011; 27(12): p. 1644-1653, DOI: 10.1016/j.arthro.2011.06.033

Kopf S, Colvin AC, Muriuki M, Zhang X, Harner CD. Meniscal root suturing techniques: implications for root fixation. *Am J Sports Med*. 2011, 39: 2141–2146

LaPrade CM, Jansson KS, Dornan G, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered tibiofemoral contact mechanics due to lateral meniscus posterior horn root avulsions and radial tears can be restored with in situ pull-out suture repairs. *J Bone Joint Surg Am*. 2014; 96:471-479

LaPrade CM, Foad A, Smith SD, Turnbull TL, Dornan GJ, Engebretsen L, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical consequences of a nonanatomic posterior medial meniscal root repair. *Am J Sports Med*. 2015a; 43:912-20

LaPrade RF, LaPrade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: a human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med*. 2015b; 43:892-898

LaPrade RF, LaPrade CM, James EW. Recent advances in posterior meniscal root repair techniques. *J Am Acad Orthop Surg*. 2015c; 23:71-76

Lavender CD, Hanzlik SR, Caldwell PE 3rd, Pearson SE. Transosseous Medial Meniscal Root Repair Using a Modified Mason-Allen Suture Configuration.. *Arthrosc Tech*. 2015; 4(6):e781-4

Lee DW, Jang SH, Ha JK, Kim JG, Ahn JH. Meniscus root refixation technique using a modified Mason-Allen stitch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013; 21:654–657

Lee YH, Nyland J, Burden R, Caborn DN. Cyclic test comparison of all-inside device and inside-out sutures for radial meniscus lesion repair: an in vitro porcine model study. *Arthroscopy*. 2012, 28:1873–1881

Mitchell R, Pitts R, Kim YM, Matava MJ. Medial Meniscal Root Avulsion: A Biomechanical Comparison of 4 Different Repair Constructs. *Arthroscopy*. 2016; 32:111-119

Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, Dornan GJ, Pierce CM, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: in situ pull-out repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med*. 2014; 42:699-707

Perez-Blanca A, Espejo-Baena A, Amat Trujillo D, Prado Nóvoa M, Espejo-Reina A, Quintero López C, Ezquerro Juanco F. Comparative Biomechanical Study on Contact Alterations After Lateral Meniscus Posterior Root Avulsion, Transosseous Reinsertion, and Total Meniscectomy. *Arthroscopy*. 2016; 32: 624-633

Ropke E.F., Kopf S., Drange S., y col. Biomechanical evaluation of meniscal root repair: a porcine study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015; 23(1): p. 45–50, DOI: 10.1007/s00167-013-2589-6

Rosslénbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013; 133:111–115

Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. *Am J Sports Med*. 2012; 40:2604–2609

Seo JH, Li G, Shetty GM, Kim JH, Bae JH, Jo ML, Kim JS, Lee SJ, Nha KW. Effect of repair of radial tears at the root of the posterior horn of the medial meniscus with the pullout suture technique: a biomechanical study using porcine knees. *Arthroscopy*. 2009; 25:1281-1287

Shybut TB, Vega CE, Haddad J y col. Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med*. 2015; 43(4): p. 905–911, DOI: 10.1177/0363546514563910

Starke C, Kopf S, Grobel K, Becker R. The effect of a nonanatomical repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. Arthroscopy. 2010; 26:358-365. 24

Starke C, Kopf S, Lippisch R, Lohmann CH, Becker R. Tensile forces on repaired medial meniscal root tears. Arthroscopy. 2013; 29:205- 212

Análisis de las contribuciones individuales al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura en el postoperatorio inmediato mediante video-fotogrametría

Como ya ha sido justificado en capítulos anteriores, tras una intervención quirúrgica para reparar la rotura de la raíz meniscal posterior se considera primordial limitar la aparición de desplazamientos en la raíz reparada durante el periodo postoperatorio temprano, cuando aún no se ha producido la cicatrización biológica de la intervención. El origen de estos desplazamientos serán las cargas ejercidas sobre el sistema utilizado para la reparación, que es el encargado de mantener la posición de la raíz. Durante el periodo postoperatorio temprano, estas cargas pueden ser de baja magnitud como las ejercidas de forma repetitiva en los ejercicios de rehabilitación habitualmente prescritos, o de magnitud considerable como las ocasionadas por sobrecargas inesperadas.

5.1 Introducción

Cuando se aplican técnicas de reinserción mediante sutura transtibial, el desplazamiento de la raíz se produce por acumulación de las contribuciones de los distintos componentes involucrados en el sistema de reparación: el material de sutura, la interacción menisco-sutura en los orificios de inserción y el método de cierre de las suturas.

Los desplazamientos de la raíz podrán ser consecuencia de la deformación elástica recuperable de los elementos del sistema de fijación y/o de deformaciones permanentes de los mismos. En cuanto a la parte elástica, la variabilidad de las cargas experimentadas por la raíz en el periodo descrito producirá fluctuaciones en la posición de la raíz reparada que pueden contribuir a cicatrización incompleta observada en diversos estudios clínicos sobre la efectividad de la reparación mediante técnicas de sutura transtibial (*Kim y col., 2011; Feutch y col., 2015b*). Por su parte, la generación de desplazamientos permanentes produce una holgura en la posición de la raíz respecto a la posición más anatómica decidida por el cirujano para la reparación que permite la extrusión radial del menisco, habiéndose comprobado en un modelo porcino que un desplazamiento de la raíz de 3mm produce alteraciones importantes en el contacto de la

articulación tibio-femoral (*Staerke y col., 2010*). Al ser desplazamientos no recuperables, la nueva posición de la raíz propiciaría una cicatrización en una posición no anatómica, con lo que el efecto sería permanente y por tanto comprometería seriamente el efecto restaurador de la biomecánica natural de la rodilla pretendido con la reparación.

Estudios biomecánicos previos han constatado la progresión del desplazamiento permanente generado con la aplicación de cargas de tracción cíclicas de baja intensidad (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014, LaPrade y col., 2015b*), habiendo sido relacionada dicha progresión con el corte del tejido ocasionado por la sutura (*Cerminara y col., 2014*). Sin embargo, como se ha expuesto en el Capítulo 4 de esta tesis, la monitorización de la entrefase menisco-sutura mediante grabación de imágenes durante los ensayos, no confirma la progresión del corte en el tejido meniscal causado por la sutura en el orificio de inserción durante la aplicación de cargas variables de baja intensidad (*Pérez-Blanca, 2018*) y sugiere la conveniencia de investigar otras posibles fuentes de desplazamientos permanentes en estas condiciones de carga.

Por otro lado, el desgarro del tejido por la sutura ha sido observado por muchos autores en ensayos de rotura llevados a cabo en estudios experimentales de este tipo de reparaciones (*Feutch y col., 2015a*), siendo el modo de fallo final más habitualmente reportado con el uso de materiales de sutura ultra resistentes. Sin embargo, no se han abordado de forma sistematizada ni la detección del comienzo del corte debido a la interacción de la sutura en su orificio de inserción a través del tejido meniscal, ni la caracterización de su progresión en relación al nivel de fuerzas de tracción aplicadas, aspectos ambos fundamentales para evitar alcanzar niveles de desplazamiento permanente que comprometan la eficacia de la reparación.

En este capítulo se propone un estudio biomecánico del conjunto menisco-sutura aislado, con el objetivo de analizar las contribuciones individuales al desplazamiento de la raíz meniscal reparada mediante técnica transtibial al someterla a cargas de distinta naturaleza y magnitudes, de:

- El alargamiento del hilo de sutura
- El alargamiento del orificio de inserción de la sutura en el tejido meniscal

Debido a la dificultad para disponer de especímenes de meniscos humanos de calidad similar a la dada en pacientes en los que habitualmente se prescribe la reparación (edad <55 años), en los estudios biomecánicos sobre técnicas de reparación meniscal es habitual el uso de especímenes animales y en particular de origen porcino (*Herbort y col., 2010; Lee y col., 2012; Lee y col., 2013; Rosslenbroich, 2013; Cerminara 2014, Feutch y col., 2014; Feutch, y col., 2015a*). Por otro lado, se ha encontrado que la rigidez a compresión del tejido meniscal porcino en dirección supero-inferior es aproximadamente del doble de la del humano (*Sandman y col., 2013*), lo que ha cuestionado la validez del uso de modelos porcinos en estudios de reparaciones meniscales (*LaPrade y col., 2015b*). No obstante, en el presente estudio la característica mecánica relevante del tejido es su resistencia a la retención de la sutura (**SRS**), definida en otros campos quirúrgicos como la fuerza necesaria para arrancar la sutura o hacer fallar al tejido en la reparación (*ISO 7198, 2016; Kung y col., 2016; Pensalfini y col., 2018*), de la que no se han encontrado datos normalizados referidos al cuerno posterior del tejido meniscal, porcino o humano.

Por ello, con el objetivo adicional de aportar datos acerca de la validez del uso de modelos porcinos en estudios futuros que comparen la eficacia de distintas técnicas de reparación de la raíz posterior del menisco, el estudio se realiza utilizando tanto un modelo porcino como con un modelo humano.

5.2 Hipótesis de trabajo

Las hipótesis planteadas en este trabajo sobre la interacción menisco-sutura en la reparación de raíz meniscal posterior son:

1. El estiramiento del orificio contribuye más que el alargamiento del hilo de sutura al desplazamiento de la raíz, antes del inicio del corte del tejido por la sutura.
2. Las aportaciones de los alargamientos del orificio y el hilo de sutura al desplazamiento de la raíz mantienen la misma proporción antes del inicio del corte en modelos experimentales porcinos y humanos.
3. El comienzo de la progresión del corte del tejido en su entrefase con el hilo de sutura se produce a cargas cercanas a la máxima soportada por el conjunto.
4. La SRS es mayor en especímenes porcinos que en especímenes humanos de edad avanzada.

5.3 Materiales y métodos

5.3.1 Grupos de estudio

Para centrar el estudio en el comportamiento de la entrefase tejido-sutura, como en el Capítulo 4, se ensayaron conjuntos menisco-sutura aislados. Con objeto de analizar de forma comparativa los resultados obtenidos en este tipo de estudios con especímenes humanos frente a la utilización de modelo porcino, en estos conjuntos se utilizaron meniscos procedentes de estas especies, diferenciados según el grupo de estudio: porcino o humano.

Para el grupo con tejido de origen porcino (Grupo P), se incluyeron 9 meniscos mediales procedentes de 9 rodillas cadavéricas porcinas frescas donadas por un matadero local, de animales de 5 meses de edad y aproximadamente 100 kg de peso. A su recepción, cada rodilla fue introducida en una bolsa de plástico cerrada y congelada a -20°C , manteniéndose así hasta el día del ensayo en el que se utilizó el menisco correspondiente.

Para el grupo con tejido de origen humano (Grupo H), los meniscos procedieron de 6 rodillas cadavéricas humanas congeladas suministradas por un proveedor especializado (Bevione Tecnología y Servicios, Valencia, España). Las rodillas se recibieron en las instalaciones del Departamento Anatomía Humana, Medicina Legal e Historia de la Ciencia de la Universidad de Málaga, que se encargó de su conservación hasta el día del ensayo de los meniscos correspondientes, de acuerdo a sus protocolos éticos y de conservación. Dado que los especímenes humanos disponibles procedían de donantes a la ciencia, su edad superó la de prescripción habitual de reparación de la raíz meniscal, principalmente por la posible existencia de cambios degenerativos en la matriz del tejido que alteren sus propiedades mecánicas (*Fischenich y col., 2015*). Con objeto de limitar este efecto, tras su extracción de la rodilla, el estado del cuerno posterior de los meniscos se identificó mediante una escala macroscópica de 4 grados propuesta anteriormente (*Pauli y col., 2011*), donde Grado 1 corresponde a un tejido normal sin signos macroscópicos de degeneración y Grado 4 a tejido de aspecto muy deteriorado (Figura 5.1 Clasificación macroscópica del estado del tejido meniscal: A) Grado 1: Menisco normal con borde interno bien definido, sin cambios en las superficies tibial ni femoral; B) Grado 2: Bordes internos deteriorados. Fibrilación de las superficies tibial o femoral. Sin desgarros; C) Grado 3: Desgarros parciales, deterioro, fibrilaciones en las superficies femoral o tibial; D) Grado 4: roturas completas de la substancia, pérdida de tejido, tejido macerado. *Deposiciones de calcio marcadas además

del grado. Las marcas rojas en B-D indican el patrón de degeneración. Reproducido con permiso de *Pauli y col,(2011)*. Adicionalmente se anotó la presencia de calcificaciones.

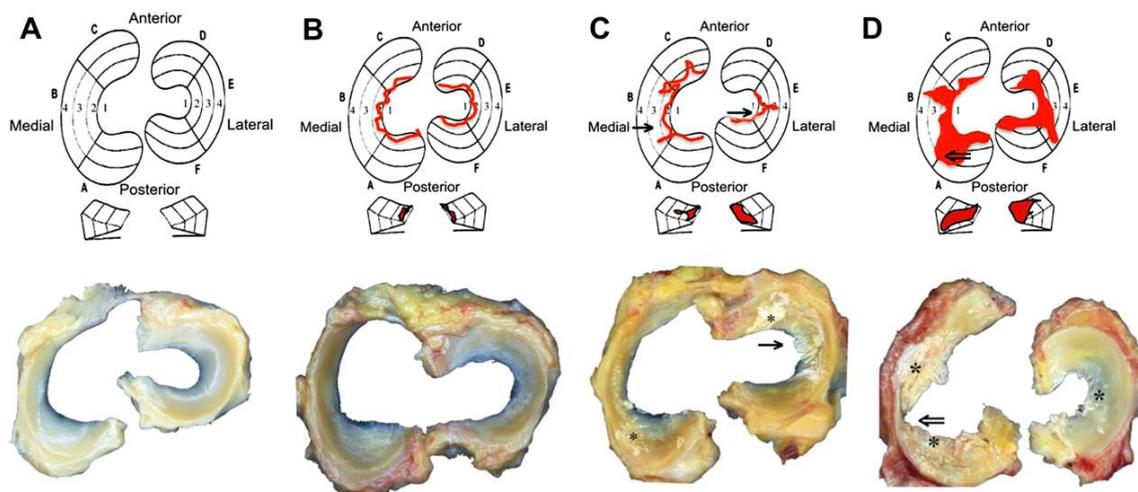


Figura 5.1 Clasificación macroscópica del estado del tejido meniscal: A) Grado 1: Menisco normal con borde interno bien definido, sin cambios en las superficies tibial ni femoral; B) Grado 2: Bordes internos deteriorados. Fibrilación de las superficies tibial o femoral. Sin desgarros; C) Grado 3: Desgarros parciales, deterioro, fibrilaciones en las superficies femoral o tibial; D) Grado 4: roturas completas de la substancia, pérdida de tejido, tejido macerado. *Deposiciones de calcio marcadas además del grado. Las marcas rojas en B-D indican el patrón de degeneración. Reproducido con permiso de *Pauli y col,(2011)*

El criterio de inclusión fue el de presentar en el cuerno posterior calidad de grado 3. Finalmente, en el grupo H fueron incluidos 9 especímenes, 3 parejas de meniscos procedentes cada una de una misma rodilla y 3 meniscos individuales de otras 3 rodillas (Tabla 5.1). En el grupo P, todos los especímenes extraídos presentaron buen aspecto y fueron incluidos en el estudio.

Tabla 5.1. Características de los meniscos Humanos incluidos en el estudio

	H1	H2	H3	H4	H5	H7	H9	H10	H11	Media	DE
Edad	65		79		73	68		60	62	67,8	6,5
Sexo	Mujer		Mujer		Hombre	Mujer		Mujer	Mujer		
Pierna	D		D		I	D		D	D		
Lado	Int	Ext	Int	Ext	Int	Int	Int	Ext	Ext		
Calidad †	3	3	2*	2*	1	1	3	3*	2		

† El código correspondiente a la Calidad macroscópica es el especificado en la Figura 5.1

* Depósitos de microcristales

5.3.2 Preparación de los especímenes

Todos los conjuntos menisco-sutura de ambos grupos se prepararon siguiendo el mismo procedimiento. El día antes del ensayo de un espécimen, se extrajo una rodilla y se dejó descongelar totalmente en la bolsa a temperatura ambiente durante 12 horas. Tras la descongelación, se desarticuló la rótula y se diseccionaron la cápsula articular por encima de los

meniscos y los ligamentos cruzados y colaterales. Una vez expuestos, de las rodillas porcinas se extrajo el menisco medial y de las rodillas humanas se extrajeron ambos meniscos desprendiéndolos del platillo tibial y desinsertando sus raíces con un bisturí. Inmediatamente después de la extracción, se comprobó el cumplimiento del criterio de inclusión y, en su caso, se procedió a su preparación. Si los 2 meniscos pertenecientes a una misma rodilla humana fueron incluidos, se ensayaron el mismo día.

En primer lugar, se aplicó una sutura de hilo ultraresistente del N.2 (Force Fiber™, Stryker, Endoscopy, San José CA) al cuerno posterior del menisco en una puntada simple. En la práctica clínica el equipo médico que colabora en este trabajo aplica 2 hilos de sutura mediante dos puntadas simples para obtener una reparación con mayor rigidez y resistencia. Sin embargo, las observaciones tras la monitorización de la entrefase en el *Capítulo 4* evidenciaron la aparición asíncrona del corte por la sutura en los orificios para la mayoría de los especímenes. Esta asincronía se debió al desigual reparto de la tensión entre los dos hilos y dificultó el análisis de la carga a la que se produce el inicio del corte y de su progresión. Por ello, para facilitar el análisis de los resultados obtenidos en el presente estudio, se decidió aplicar un solo hilo de sutura.

El punto de entrada se situó a aproximadamente 5mm del borde interior y del borde posterior del cuerno posterior (Figura t). La puntada se realizó con ayuda de un dispositivo de sutura meniscal (*Espejo-Baena y col., 2004; Espejo-Baena y col., 2008*) previamente cargado con el hilo de sutura (Figura 5.2 A) e insertado desde la superficie tibial del menisco (Figura 5.2 B). Seguidamente, sujetando el hilo con una pinza en el lado femoral, se retiró el dispositivo formándose un bucle. Reteniendo uno de los extremos del hilo bajo la superficie de entrada, se tiró del bucle con unas pinzas recuperadoras de hilo hasta extraer también el otro extremo por el lado femoral formando un punto simple (Figura 5.2 C).

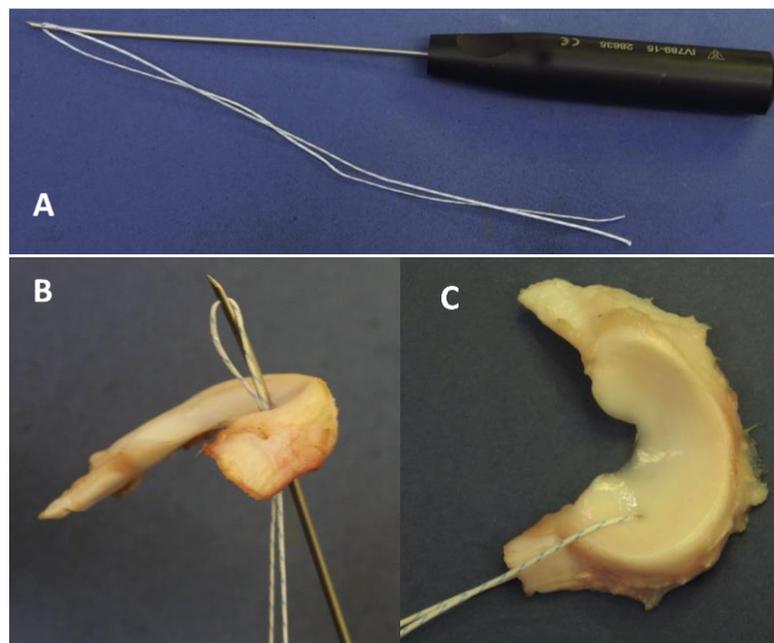


Figura 5.2. Ejecución de la puntada simple en menisco medial de origen porcino y dispositivo utilizado. A) Dispositivo Sutureasy® (*Espejo-Baena y col., 2004*) precargado con una sutura ultraresistente del N.2 (Force Fiber™, Stryker, Endoscopy, San José CA). B) Inserción de la sutura desde la superficie tibial. C) Puntada simple.

Para controlar la posible influencia del espesor del menisco en la entrefase tejido-sutura sobre la resistencia a la retención de la sutura, como parámetro con efecto teórico directo sobre el valor del área de contacto, se midieron con un calibre digital el espesor en el orificio, e_o , y el espesor del

borde exterior en su intersección con la trayectoria teórica del hilo, e_b , al someter el conjunto a tracción dirección de la fuerza (Figura 5.3).

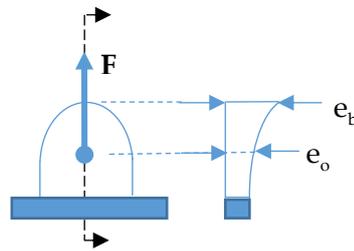


Figura 5.3 Esquema de los espesores medidos en el tejido meniscal: e_o , espesor en el orificio; e_b , espesor en la intersección del borde exterior del cuerno posterior con la línea de carga

A continuación, para facilitar la monitorización de los alargamientos producidos en el conjunto menisco-sutura por las cargas aplicadas, se procedió a marcar el espécimen. Utilizando un rotulador quirúrgico se realizaron 4 marcas desde el lado femoral del menisco (Figura 5.4):

- Marca 1- Sobre el tejido muy próxima al orificio, en el lado opuesto al de salida del hilo en la puntada y siguiendo la dirección prevista de la fuerza de tracción.
- Marca 2- Sobre el hilo, a la salida del orificio y muy próxima a él.
- Marca 3- Sobre el hilo, cerca de la garra de placas corrugadas incorporada en el cabezal, a una distancia aproximada de 40 mm respecto a la Marca 2
- Marca 4- Sobre el tejido, próxima a la garra de sujeción fija a la base de la máquina, a una distancia aproximada de 7mm respecto a la Marca 1 en la dirección de la fuerza de tracción.

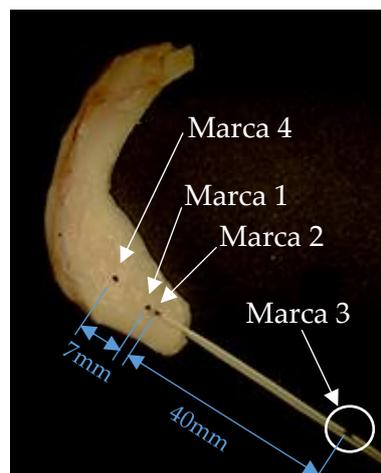


Figura 5.4. Sistema de marcación de especímenes mostrado en el ejemplar H10. Se aprecian manchas blancas en la superficie correspondientes a depósitos de microcristales.

5.3.3 Ensayo biomecánico

Los ensayos se realizaron con la máquina de tracción/compresión disponible en el Laboratorio de biomecánica de la UMA, utilizada en trabajos biomecánicos previos (ver 2.7.2) (Pérez-Blanca, 2016). El menisco se sujetó a la base de la máquina mediante una garra, orientándolo de forma que visualmente las fibras longitudinales de la raíz resultasen paralelas a la dirección del eje de

Análisis de contribuciones al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura carga. (Figura 5.5). Para evitar el deslizamiento del menisco en la garra, la zona de tejido a sujetar fue envuelta previamente en gasa.

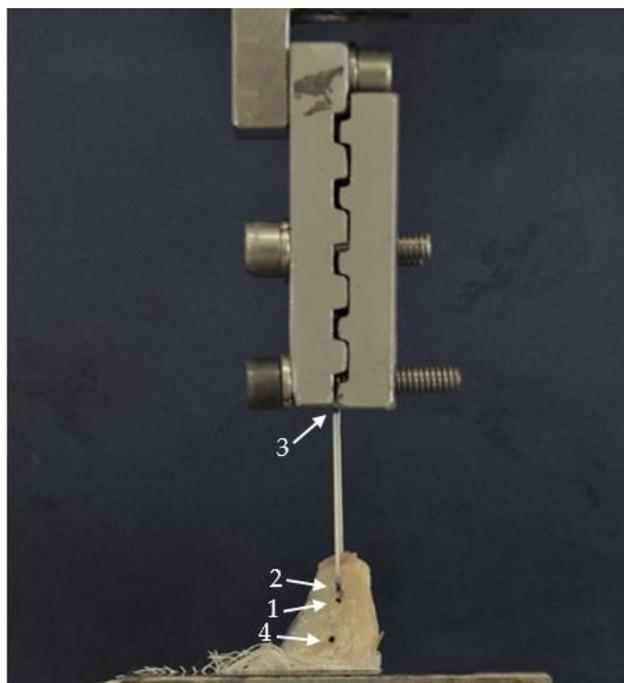


Figura 5.5. Montaje experimental del espécimen H10. Puede apreciarse que las 4 marcas, marcadas con flechas) están claramente visibles

Una vez sujeto el tejido, se mantuvo tenso el hilo manualmente tirando de sus dos ramales mientras se sujetaban al cabezal de la máquina utilizando una garra de placas corrugadas cuyo borde inferior se situó a una distancia aproximada de 55mm respecto a la garra inferior de sujeción del menisco (Figura 5.5), longitud suficiente para que las 4 marcas fuesen claramente visibles.

Para monitorizar la entrefase menisco-sutura se utilizó una cámara digital, descrita previamente en el *Capítulo 4* (Stingray F-504B®, Allied Vision Technologies, Germany). Antes de comenzar el ensayo, se enfocó la cámara poniendo especial cuidado en mantener el plano de la imagen paralelo al cuerno posterior del menisco ensayado. En este punto, para posibilitar la correcta medición de distancias en las imágenes, se tomó una imagen de calibración utilizando una escala milimetrada (Figura 5.6).

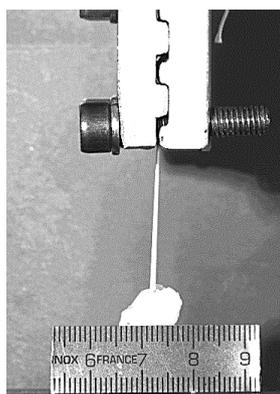


Figura 5.6. Imagen de calibración de un ensayo

Seguidamente, el espécimen fue sometido al siguiente protocolo de carga (Figura 5.7): En primer lugar, se aplicó un preacondicionamiento de 10 ciclos de carga variable entre 1 y 10N a una frecuencia de 0.1 Hz para eliminar holguras en la interfase tejido-sutura e igualar la tensión entre los ramales, manteniendo el nivel de 10N durante 1 minuto para disipar efectos viscoelásticos. Justo al final de ese periodo, se realizó la toma de una imagen que marcó el inicio del ensayo cíclico en términos de medida de elongaciones en los elementos del conjunto (instante **-1-** en la Figura 5.7). Inmediatamente después tuvo lugar el ensayo cíclico consistente en 1000 ciclos de carga entre 10 y 30 N a 0.5 Hz según se justificó en el *Capítulo 4*, transcurrido el cual se mantuvo de nuevo la carga mínima de 10N durante 60s y se tomó una nueva imagen que marcó el final de esta fase de ensayo (instante **-2-** en la Figura 5.7).

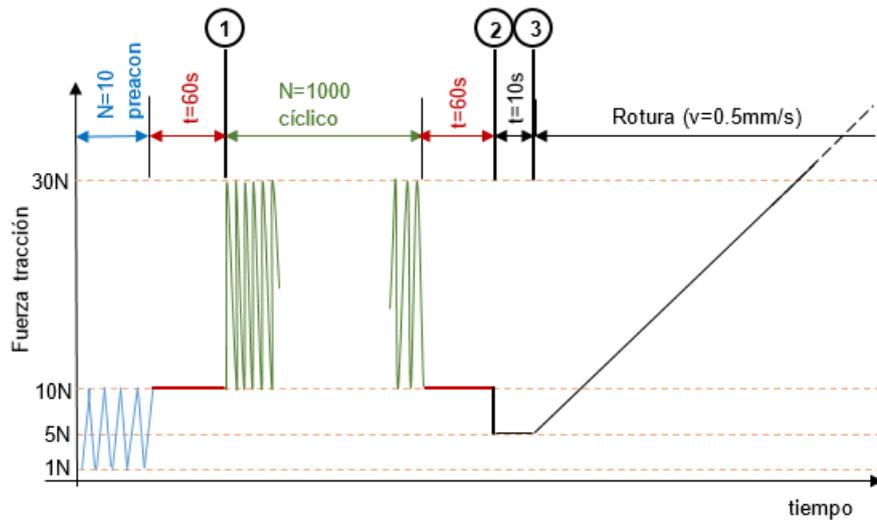


Figura 5.7. Esquema del protocolo de carga en los ensayos.

Por último, se activó la sincronización de la cámara con la máquina de ensayo y, tras mantener una carga de 5N durante 10s, se inició (instante **-3-** en la Figura 5.7) el ensayo de rotura a tracción controlado en desplazamiento a una velocidad de deformación de 0.5mm/s. La velocidad de grabación de la cámara fue de 8 fotogramas por segundo.

La fuerza aplicada por la máquina se midió con una célula de carga de 1 kN con precisión de clase 0.1 (HBM, Darmstadt, Germany). Adicionalmente a las medidas de estereovideogrametría a modo de control, el desplazamiento se evaluó también con un sensor inductivo de desplazamientos (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany) con una resolución de 0.03mm. Los datos de ambos sensores se grabaron con una frecuencia de muestreo de 50 Hz.

Durante la preparación y el ensayo, los especímenes se pulverizaron con solución salina para mantenerlos siempre hidratados.

5.3.4 Análisis de datos

Las imágenes tomadas para la monitorización de la interfase menisco-sutura se procesaron utilizando un software elaborado específicamente para este trabajo en el *Área de Ingeniería Mecánica de la UMA* (Software INI-cut), con el fin de detectar las contribuciones al alargamiento total de los distintos componentes del conjunto menisco-sutura (orificio, hilo y tejido bajo el orificio) para distintos niveles de carga, así como la detección del instante de inicio del corte del tejido por la sutura, el nivel de carga al que se produce dicho inicio y la evolución del corte una vez iniciado.

La aplicación ha sido desarrollada en el entorno visual de programación Delphi., contando con una interfaz de usuario (GUI) orientada hacia la visualización síncrona de las imágenes del conjunto menisco-sutura tomadas durante el ensayo y las curvas de variación de las elongaciones de los distintos componentes del conjunto respecto al alargamiento total a medida que varía el valor de la tracción aplicada. Además, un punto sobre la gráfica indica el instante del ensayo correspondiente a cada imagen (Figura 5.8).

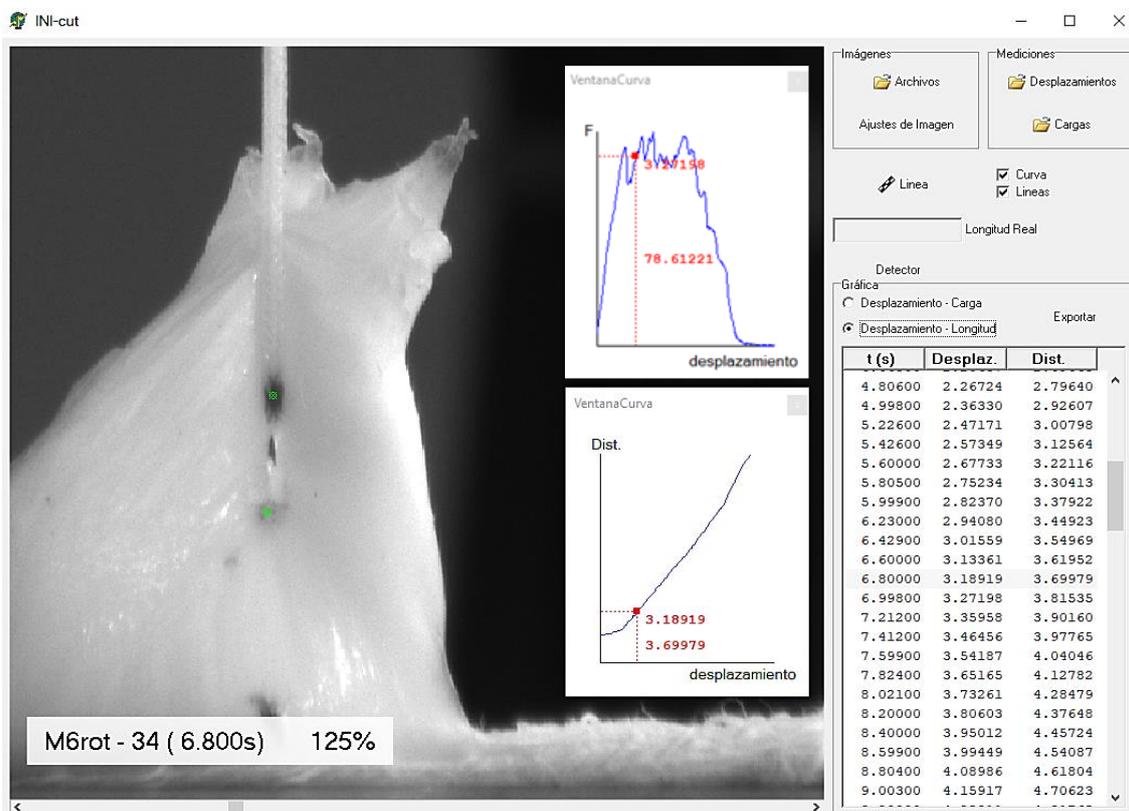


Figura 5.8. Interfaz del programa INI-cut. El punto rojo sobre las curvas muestra el instante del ensayo correspondiente a la imagen en pantalla, en la que se aprecia progresión del corte en el orificio.

Como funcionalidades adicionales, el programa incorpora controles de ajuste de visualización de las imágenes y la posibilidad de mostrar ampliadas y convenientemente encuadradas tanto las imágenes como las curvas, lo que permite apreciar mejor el inicio del desgarro del orificio por la sutura.

La sincronización de las imágenes con los datos recogidos por los sensores de la máquina, es fundamental para establecer una relación directa entre la evolución de la carga aplicada y los alargamientos de los distintos componentes a analizar en cada conjunto menisco-sutura. En la sincronización de la información procedente de fuentes distintas (cámara y sensores) se ha tenido en cuenta que cada uno contiene una línea de tiempos con un instante de inicio común, pero frecuencias de muestreo diferentes. Para cualquier instante dentro del tiempo del experimento, la aplicación busca como representativos del estado del experimento en ese instante la última medida tomada por los sensores y la última imagen que ha sido capturada por la cámara antes de dicho instante. Esta solución fue considerada la más adecuada dado que la alternativa de una búsqueda de la medida más cercana en el tiempo podría mostrar al usuario de la aplicación un estado futuro del experimento.

Δ_c^t , el programa lo calcula como la diferencia de la distancia entre las marcas representativas del componente en la imagen correspondiente al instante t y en la imagen inicial:

$$\Delta_c^t = L_c^t - L_c^0$$

Donde L_c^0 es la distancia inicial en mm y L_c^t la distancia en el instante t, entre las marcas (i, j) que representan al componente c (Tabla 5.2).

Tabla 5.2. Características Identificación de las marcas representativas de cada componente en el conjunto menisco-sutura

componente	Orificio	Hilo	Tejido bajo el orificio
Marca i	1	2	1
Marca j	2	3	4

La cuantificación de estas longitudes requiere la detección de las marcas en cada imagen. Con este propósito, el programa desarrollado implementa un algoritmo tipo SIFT previamente descrito en detalle (Lowe y col., 2004, Rey-Otero y col., 2014) que realiza el seguimiento de dichas marcas durante un experimento. Para ello, partiendo de la identificación manual de las marcas en la imagen inicial (Figura 2.1), se extrae un vector de características de cada imagen en dichas localizaciones. Estas características cuantifican la distribución de gradientes espaciales alrededor de cada punto de interés. Para su obtención, se construye una representación multi-escala de versiones suavizadas de la imagen a procesar aplicando filtros de Gauss de distinta varianza. El resultado es una familia de imágenes entre las que se aplican operadores diferenciales para identificar la escala que maximiza la diferencia de la imagen suavizada respecto a la imagen original, así como las coordenadas en las que aparece dicho extremo. La extracción de la distribución de los gradientes del entorno del punto identificado sirve para caracterizarlo y permite su identificación de manera robusta en una imagen distinta. De esta forma, haciendo uso de la coherencia espacial y temporal, es posible realizar el seguimiento automático de las marcas identificadas en la imagen inicial a lo largo del resto de imágenes del experimento.

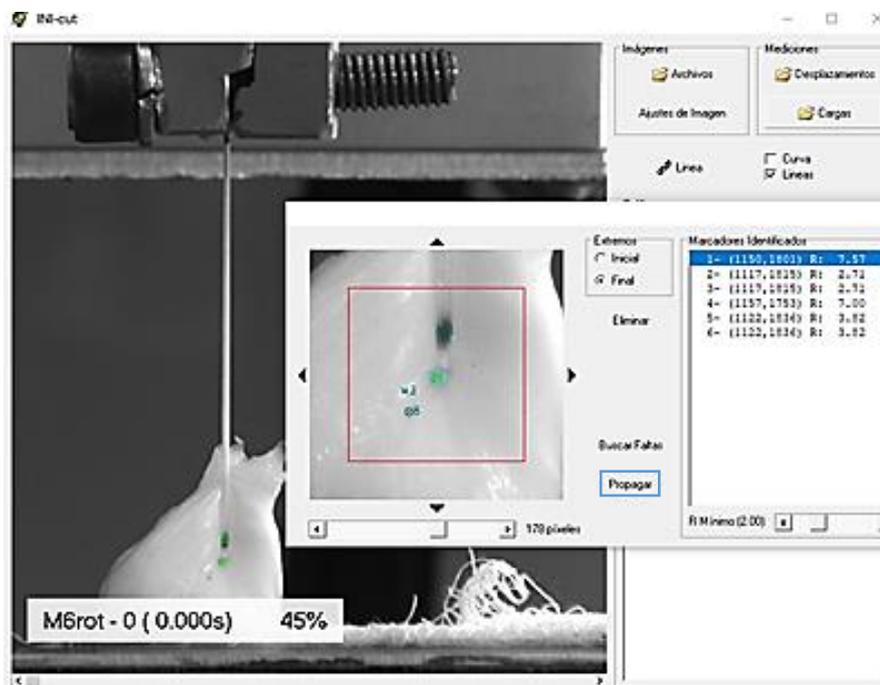


Figura 5.9. Selección inicial de las marcas del tramo representativo del orificio. La selección se realiza en una ventana auxiliar, y se reflejan en la ventana principal mediante una marca circular de color verde.

Una vez seleccionadas, pulsando el botón Propagar (recuadrado en azul) se realiza el seguimiento automático en el resto de imágenes.

5.3.4.1 Análisis del ensayo cíclico

Para cada conjunto menisco-sutura ensayado en ambos grupos, a partir de la información recogida en las imágenes tomadas en los instantes **-1-**, justo al comienzo del ensayo cíclico- y **-2-**, tras transcurrir 60 segundos a carga mínima (10N) una vez finalizado este (Figura 5.7), utilizando el programa INI-cut se determinaron para cada componente c :

- Desplazamiento residual, $\Delta_{res,c} = L_c^2 - L_c^1$
- Desplazamiento residual unitario, $\varepsilon_{res,c} = \frac{\Delta_{res,c}}{L_c^0}$
- Desplazamiento residual normalizado, $\hat{\Delta}_{res,c} = \varepsilon_{res,c} \hat{L}_c^0$

Siendo \hat{L}_c^0 la longitud de normalización seleccionada para cada componente, con $c =$

$$\text{orificio, hilo o tejido, y } \begin{cases} \hat{L}_{orificio}^0 = 2mm \\ \hat{L}_{hilo}^0 = 40mm \\ \hat{L}_{tejido}^0 = 7mm \end{cases}$$

- Contribución (en %) del desplazamiento residual normalizado de cada componente al desplazamiento residual normalizado del conjunto menisco-sutura, $\hat{\Delta}_{res,c}$

$$\text{calculado como: } \hat{\Delta}_{res,c} = \frac{\hat{\Delta}_{res,c}}{\hat{\Delta}_{res,TOTAL}} \times 100,$$

$$\text{donde } \hat{\Delta}_{res,TOTAL} = \hat{\Delta}_{res,orificio} + \hat{\Delta}_{res,hilo} + \hat{\Delta}_{res,tejido}$$

La normalización de los desplazamientos residuales calculados elimina la influencia de las posibles variaciones de las longitudes entre marcas representativas de cada componente para los distintos especímenes, lo que permite la comparación directa de las contribuciones de cada componente en cada grupo y entre grupos. El valor de longitud normalizada para el orificio se seleccionó teniendo en cuenta la dimensión máxima de 1.1 mm en la huella causada en el tejido por dispositivos de sutura meniscal similares al utilizado y del mismo diámetro ([Staerke y col., 2008](#)), tomándose $\hat{L}_{orificio}^0 = 2mm$ como dimensión inicial adecuada para caracterizar el comportamiento en la zona del orificio incluyendo el tejido inmediatamente adyacente a la interfase sometido a compresión; el tamaño inicial normalizado del hilo $\hat{L}_{hilo}^0 = 40mm$ es un valor intermedio de los utilizados en trabajos experimentales previos para representar la longitud media del túnel óseo en intervenciones de reparación transtibial (55mm en [Cermínara y col. \(2014\)](#); 35 mm en [Feutch y col.\(2013\)](#)); La longitud normalizada de tejido $\hat{L}_{tejido}^0 = 7mm$, fue un valor medio de la distancia que se encontró en los preliminares de este trabajo como la óptima poder fijar a la máquina de ensayo los especímenes porcinos, de menores dimensiones que los humanos, con la orientación adecuada de sus fibras longitudinales en el cuerno posterior paralelas a la dirección de la carga aplicada. Además, esta longitud es superior a 5.5 mm, distancia para la que desde un punto de vista mecánico puede preverse la disipación de las alteraciones producidas por la presencia de un orificio de 1.1 mm sin que se vea afectado por la proximidad del agarre.

Debido a los distintos grados de degeneración de los meniscos humanos incluidos en el grupo H, se examinó la posible influencia de la calidad del tejido en el desplazamiento residual medido para las componentes orificio y tejido.

Por último, la influencia del espesor e_o en el orificio de un espécimen en su desplazamiento residual se analizó mediante la búsqueda de correlaciones entre estos dos parámetros

5.3.4.2 Análisis del ensayo de rotura

Los archivos conteniendo las imágenes de monitorización y la información recogida por los sensores en el ensayo de cada espécimen se procesaron con el programa INI-cut para obtener los siguientes parámetros:

5.3.4.2.1 *Alargamientos*

Para cada componente, c , se cuantificaron en cada imagen correspondiente a un instante t del ensayo:

- Alargamiento respecto a la imagen inicial, Δ_c^t
- Alargamiento unitario referidos a la distancia inicial entre marcas $\varepsilon_c^t = \frac{\Delta_c^t}{L_c^3}$
- Alargamientos normalizados calculados como $\hat{\Delta}_c^t = \varepsilon_c^t \hat{L}_c^0$,

Como en el ensayo cíclico, para permitir la comparación directa entre especímenes en cada grupo y entre los grupos de estudio. Se normalizaron los alargamientos para las longitudes iniciales de los especímenes definidas en el punto 5.3.4.1

Para el cálculo de las elongaciones normalizadas, se determinaron en primer lugar los alargamientos unitarios referidos a las longitudes de cada componente medidas en el instante -3 , L_c^3 , que marca el inicio del ensayo de tracción (Figura 5.7). Las longitudes normalizadas a las que se refirieron los distintos parámetros fueron las mismas descritas en el punto 5.3.4.1.

5.3.4.2.2 *Inicio del corte*

A partir de las curvas de rotura del conjunto y de la evolución de los alargamientos de cada componente, se analizó la ocurrencia de cambios notorios y se estableció el instante del inicio del corte, t_{cut} , determinándose:

- Carga de tracción en t_{cut} , F_{cut}
- Elongaciones normalizadas en el instante del corte para cada componente c , $\hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$
- Contribución (en %) del alargamiento normalizado de cada componente al alargamiento total normalizado del conjunto menisco-sutura en t_{cut} , $\% \hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$

$$\text{calculado como } \% \hat{\Delta}_c^{t_{cut}} = \frac{\hat{\Delta}_c^{t_{cut}}}{\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{cut}}} \times 100, \text{ donde } \hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{cut}} = \hat{\Delta}_{orificio}^{t_{cut}} + \hat{\Delta}_{hilo}^{t_{cut}} + \hat{\Delta}_{tejido}^{t_{cut}}$$

5.3.4.2.3 *Progresión del corte*

De la curva Fuerza-Alargamiento del conjunto completo se determinaron:

- Carga a la que se produce un primer máximo local en la curva, F_p
- Relación entre F_{cut} y F_p , $\%(F_{cut} / F_p)$
- Carga máxima soportada por el conjunto menisco-sutura en el ensayo de rotura a tracción, F_{ult}
- Relación entre F_{cut} y F_{ult} , $\%(F_{cut} / F_{ult})$
- Alargamiento del conjunto a F_{ult}

Así mismo, se estudiaron las curvas de evolución del alargamiento en cada componente a partir de t_{cut} , en relación con la curva Fuerza-desplazamiento del conjunto para detectar posibles relaciones entre las cargas F_{cut} , F_p y F_{ult} .

Además, para eliminar la influencia del espesor en la definición de la SRS, se calcularon los parámetros: (F_{cut} / e_0) , representativo del inicio del corte, y (F_{ult} / e_b) , representativo del instante de máxima carga.

En el grupo P, se examinó la existencia de posibles correlaciones entre la calidad del tejido y las distintas fuerzas caracterizadas a partir de los ensayos.

5.3.4.3 Análisis estadístico

Utilizando el software G*Power 3.1.9.2 (*Faul y col., 2007*), se calculó un tamaño de muestra $n=5$ como el mínimo necesario para detectar una diferencia en la contribución del orificio al desplazamiento residual de 0.6 mm entre los grupos de estudio mediante un test de "t de student" de medidas independientes de 2 colas, con un nivel de confianza $\alpha = 0.05$ y una potencia $1-\beta = 0.80$, asumiendo desviaciones estándar de 0.39 y 0.28 mm para los grupos H y P respectivamente estimadas a partir de los 4 primeros especímenes de cada grupo (ver *Anexo F*). Así mismo, se calcularon tamaños muestrales mínimos $n=6$ y $n=8$ para detectar la misma diferencia entre desplazamientos residuales normalizados de orificio e hilo en los grupos H y P respectivamente, siendo las desviaciones estándar calculadas para el desplazamiento residual del hilo para los 4 primeros especímenes en cada grupo de 0.54 y 0.65 mm (ver *Anexo F*).

La diferencia estimada de 0.6mm fue la misma utilizada en el Capítulo 4 y, como ya se mencionó, representa un 20% del umbral de 3mm de desplazamiento que se ha encontrado que altera la función meniscal en un modelo porcino (*Staerke y col., 2010*) y se consideró como una mejora notoria de la técnica quirúrgica. A partir de este cálculo, de forma conservadora se seleccionó un tamaño muestral $n=9$.

Para el resto del análisis estadístico se utilizó el software IBM® SPSS® Statistics, versión 23 (IBM, Chicago, IL, USA). Se calcularon los valores medios y las desviaciones estándar de las variables para cada grupo. La comparación entre las contribuciones de las distintas componentes en cada grupo se realizó mediante prueba t de Student de 2 colas para muestras pareadas y la comparación entre los dos grupos de estudio se realizó mediante prueba t de Student de 2 colas para muestras independientes, estableciéndose un valor $p<0.05$ como estadísticamente significativo.

5.4 Resultados

En cada grupo de estudio, el espesor del menisco resultó significativamente superior en el borde según la línea de carga que en el orificio (Tabla jj), con un aumento del 70.9% en el grupo P y del 29.9% en el grupo H. El espesor medio del cuerno posterior en el orificio resultó muy similar en los Grupos P y H. Sin embargo, el espesor medio en el borde en la dirección de la línea de carga fue significativamente superior ($p=0.002$) en el grupo porcino. (Tabla jj), lo que se corresponde con la curvatura más pronunciada observada en el menisco porcino.

Los resultados detallados de los ensayos pueden consultarse en el *Anexo F*. A continuación, se resumen los resultados más relevantes.

Tabla 5.3. Espesores medidos en los grupos de estudio. e_o : espesor en el orificio; e_b : espesor en el borde exterior (Figura 5.3)

	e_o		e_b		<i>valor p</i>
	<i>Media</i>	<i>DE</i>	<i>Media</i>	<i>DE</i>	
<i>Grupo P</i>	3.26	0.34	5.35	0.61	0.0000*
<i>Grupo H</i>	3.27	0.60	4.21	0.58	0.024*
<i>valor p</i>	0,95		0.002*		

5.4.1 Resultados del ensayo cíclico

Las longitudes iniciales medias medidas entre las marcas representativas de cada componente arrojaron para el Grupo P valores de 1.67mm (DE=0.51) en el orificio, 40.64mm (DE=5.63) en el hilo y 6.63mm (DE=1.45) en el tejido bajo el orificio, y de 2.85mm (DE=1.15), 39.00mm (DE=4.90) y 6.95mm (DE=1.56) respectivamente en el Grupo H (Tabla V). Aunque se intentó situar las marcas siempre a la misma distancia, la longitud del segmento correspondiente al orificio mostró diferencias significativas entre los dos grupos ($p=0.03$) debidas probablemente a la dificultad inherente para realizar marcas tan próximas, lo que enfatiza la importancia de normalizar las medidas de elongación.

Tabla 5.4. Longitud inicial (en mm), desplazamiento residual normalizado (en mm) de cada componente y contribución al desplazamiento residual normalizado del conjunto menisco-sutura.

		<i>orificio</i>		<i>hilo</i>		<i>tejido</i>		<i>TOTAL</i>	
		<i>Media</i>	<i>(DE)</i>	<i>Media</i>	<i>(DE)</i>	<i>Media</i>	<i>(DE)</i>	<i>Media</i>	<i>(DE)</i>
L_c^0	<i>Grupo P</i>	1.67	(0.51)	40.64	(5.63)	6.63	(1.45)	48.93	(5.31)
	<i>Grupo H</i>	3.11	(1.31)	38.75	(4.87)	6.95	(1.56)	47.93	(3.57)
	<i>valor p</i>	0.02*		0.54		0.68		0.96	
$\hat{\Delta}_{res,c}$	<i>Grupo P</i>	0.43	(0.32)	1.07	(0.58)	0.57	(0.45)	2.31	(0.90)
	<i>Grupo H</i>	0.68	(0.41)	1.04	(0.53)	0.44	(0.31)	2.16	(0.74)
	<i>valor p</i>	0.29		0.92		0.18		0.99	
% $\hat{\Delta}_{res,c}$	<i>Grupo P</i>	24.53	(13.40)	45.53	(17.07)	29.94	(18.03)		
	<i>Grupo H</i>	31.95	(16.37)	45.87	(12.63)	22.19	(14.62)		
	<i>valor p</i>	0.34		0.96		0.36			

*diferencia significativa entre grupos, valor $p>0.05$

Para los valores normalizados (Figura 5.10), en el Grupo P se observa que el componente que tiene una mayor aportación al desplazamiento residual del conjunto es el hilo que supone un 45.53% del total, frente al 24.53% de contribución por parte del orificio ($p=0.04$), y el 29.94% del tejido bajo el orificio. En el Grupo H, el porcentaje medio de contribución del orificio aumento a 31.95% y el del tejido disminuyó a 22.19%, con la contribución del hilo manteniéndose en un 45.87%.

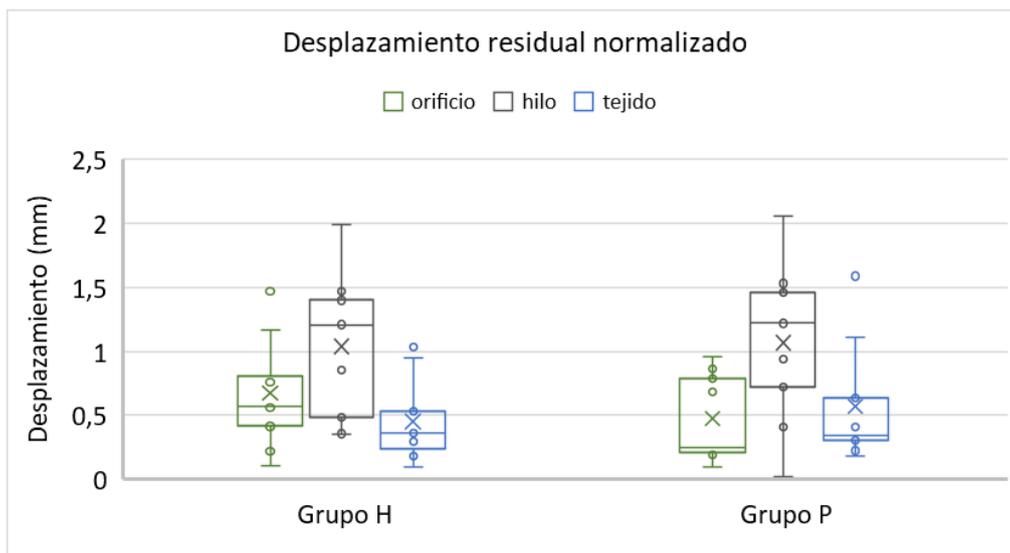


Figura 5.10. Desplazamiento residual normalizado de cada componente agrupadas según los grupos de estudio.

En el Grupo H, el grado de degeneración del tejido ensayado no tuvo influencia en los desplazamientos residuales normalizados determinados en el orificio ($R^2=0.0059$), ni en el tejido ($R^2=0.1055$) (Figura 5.11)

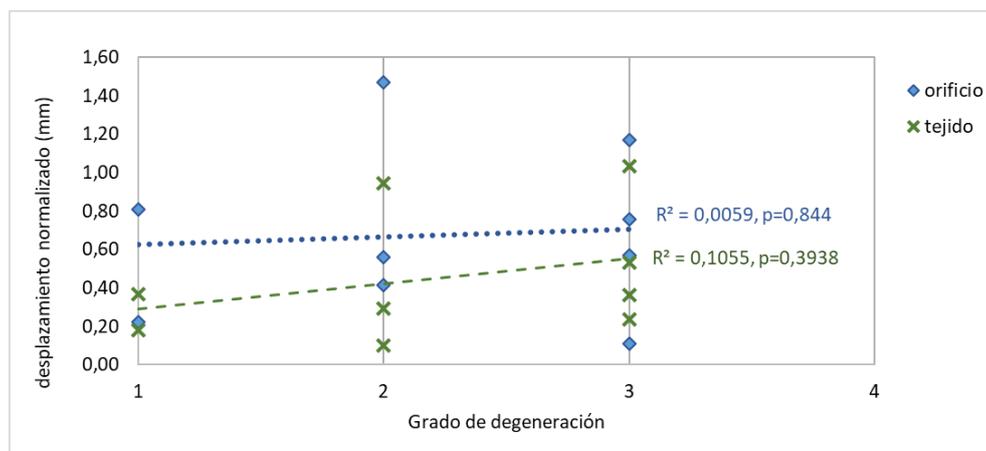


Figura 5.11. Desplazamiento residual normalizado vs. Grado de degeneración en los especímenes del Grupo H para las componentes orificio y tejido. Se representa también la línea de tendencia de cada componente, el coeficiente de correlación R^2 y su valor p.

El análisis de correlaciones entre el espesor medido en el orificio y el desplazamiento residual debido a esta componente no pudo establecer influencia de este parámetro en ninguno de los grupos de estudio ($R^2=0.0008$, grupo P; $R^2= 0.0228$, grupo H).

En cuanto a la comparación entre los dos grupos de estudio, no solo no pudieron determinarse diferencias para los desplazamientos residuales normalizados totales ni ninguna de las componentes individuales, sino que los valores p obtenidos fueron elevados (Tabla 5.4 lo que hace sospechar que la influencia de cada una de las componentes sobre el valor total es similar en ambos grupos. Además, el espesor en el orificio resultó similar para los meniscos porcinos y humanos utilizados ($p=0.84$), por lo que la influencia de esta variable puede descartarse en las contribuciones medidas.

5.4.2 Resultados del ensayo de rotura

En los ensayos de rotura, un espécimen del grupo P (especimen P4) deslizó en la garra de sujeción a la base de la máquina y sus resultados no fueron incluidos. Para el grupo H, en el ensayo del espécimen H9 algunas de las marcas se perdieron durante la evolución del ensayo y no pudo realizarse el análisis, por lo que sus resultados tampoco fueron incluidos. Así, el tamaño muestral de ambos grupos se redujo en esta fase del ensayo a $n=8$.

El análisis de las curvas obtenidas a partir de los datos recogidos por los sensores, en sincronía con las imágenes capturadas, permitieron detectar el instante aproximado de inicio del corte del tejido por la sutura y su progresión hasta el instante de carga máxima y el fallo final (Figura 5.12).

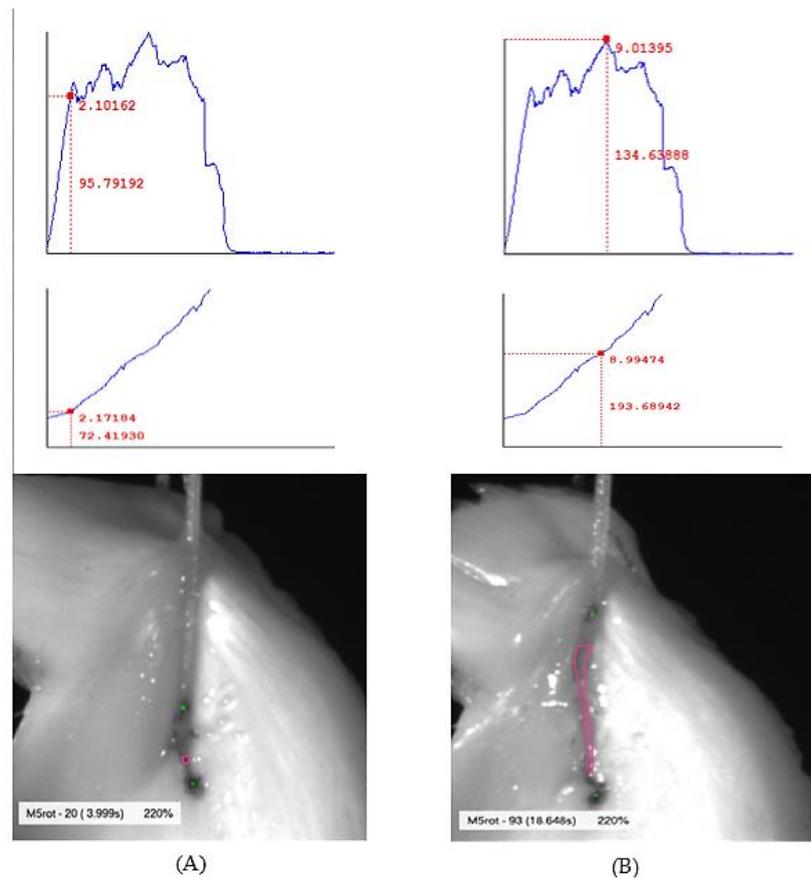


Figura 5.12. Detección de los instantes de inicio de fallo y de máxima carga en un espécimen. A) Comienzo del fallo. Se aprecia un cambio brusco de pendiente en la curva Distancia-desplazamientos correspondiente a los marcadores representativos del orificio (en color verde). La línea rosa en la imagen marca el orificio. B) Carga última. El corte del tejido por la sutura ha progresado alcanzando la fuerza el valor máximo del ensayo.

Los datos extraídos con el programa INI-cut se procesaron para obtener los resultados que se exponen a continuación.

5.4.2.1.1 Evolución de los alargamientos de cada componente

Las curvas de evolución de los alargamientos de cada componente en los especímenes de ambos grupos mostraron un cambio brusco de pendiente que ocurrió aproximadamente en el mismo instante para todas las componentes, pudiendo relacionarse claramente con el instante del inicio del corte del tejido por la sutura, t_{cut} (Anexo F). La evolución de las medias de las distintas componentes del sistema menisco-sutura en ambos grupos de ensayo, también muestra ese

cambio de pendiente, aunque lógicamente algo más suavizado (Figura 5.13 y Figura 5.14). Puede observarse que el cambio se produce antes del primer máximo local de la curva fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura y que a partir de ese cambio los alargamientos del orificio tienden a aumentar con mayor rapidez, mientras que los del hilo sufren el efecto contrario. Para la aportación del tejido situado cerca del orificio al lado opuesto al hilo, el alargamiento tiende a estabilizarse a partir del corte de la sutura en el orificio, lo que es acorde con el poco aumento de la fuerza a partir de ese instante.

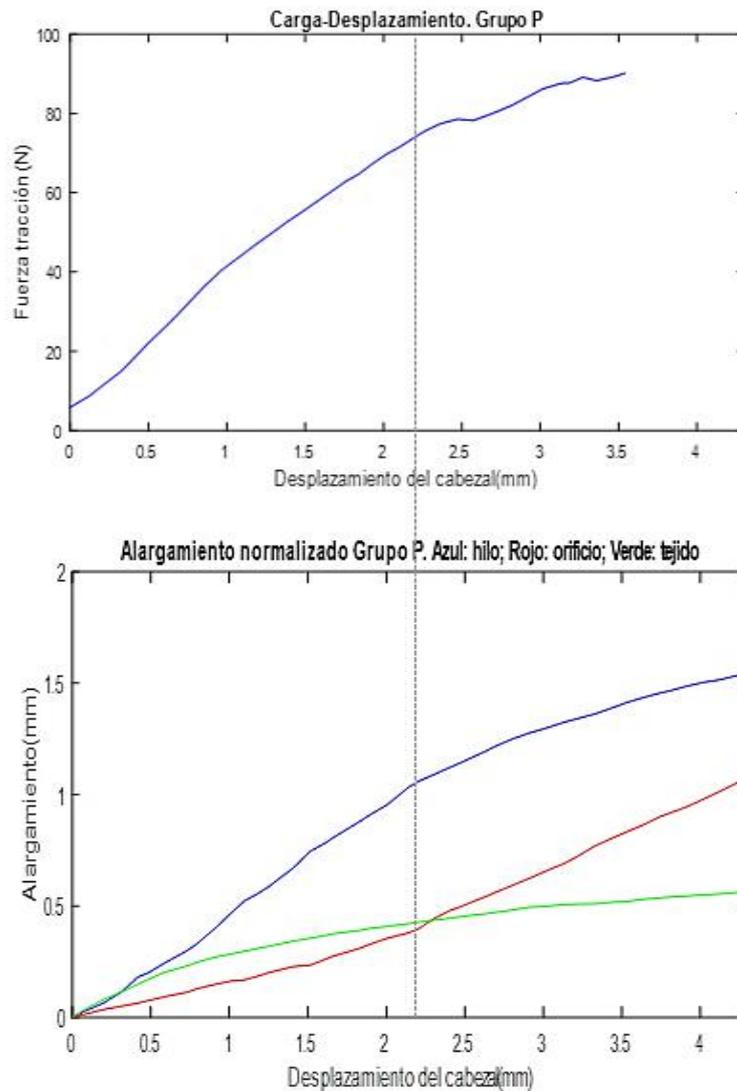


Figura 5.13. Curva media fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción (gráfico superior) y curvas medias de evolución de los alargamientos residuales normalizados de las componentes orificio, hilo y tejido para el sistema menisco-sutura del grupo P. La línea vertical discontinua marca el inicio del corte

5.4.2.1.2 Inicio del corte, t_{cut}

- Carga de tracción, F_{cut}

El valor medio al que se inició el corte fue de 97.48N (DE=20.02) en el grupo P y de 54.08N (DE=7.72) en el Grupo H resultando significativamente más resistente al corte ($p=0.001$) cuando

Análisis de contribuciones al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura

se utilizó un modelo con tejido porcino, con una diferencia del 80,2% respecto al humano (Tabla 5.5)

Por otro lado, la similitud de espesores en el orificio encontrada entre los especímenes de uno y otro grupo (Tabla 5.3) y el haber utilizado el mismo tipo de hilo de sutura, hace descartar que la diferencia encontrada entre los valores de F_{cut} sea debida a factores geométricos.

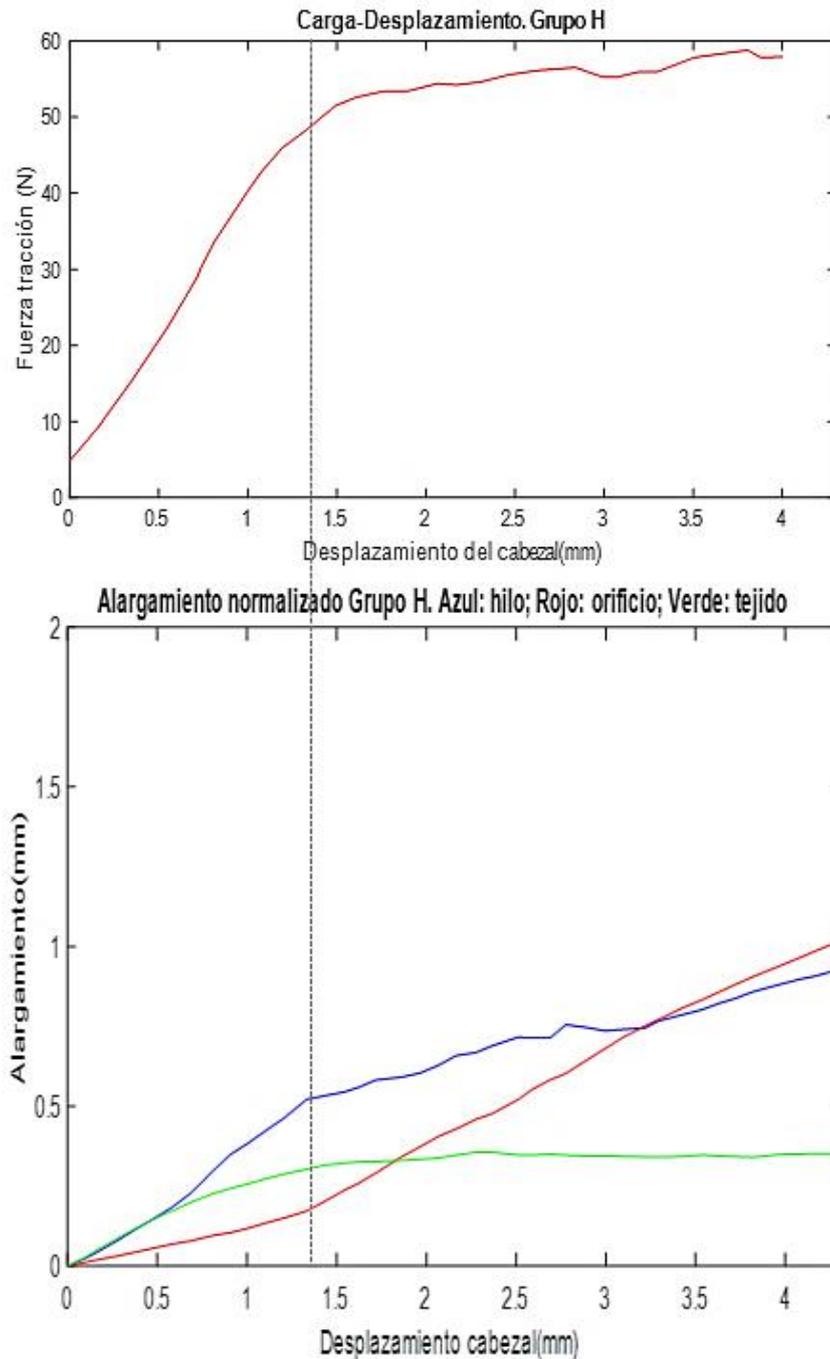


Figura 5.14. Curva media fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción (gráfico superior) y curvas medias de evolución de los alargamientos residuales normalizados de las componentes orificio, hilo y tejido para el sistema menisco-sutura del grupo H. La línea vertical discontinua marca el inicio del corte del tejido por la sutura.

Tabla 5.5. Fuerza de corte F_{cut} , fuerza del primer máximo local de la curva del ensayo de tracción F_p y fuerza máxima soportada por el conjunto menisco-sutura F_{ult} .

	F_{cut} (N)		F_p (N)		% (F_{cut} / F_p)		F_{ult} (N)		% (F_{cut} / F_{ult})	
	media	DE	media	DE	media	DE	media	DE	media	DE
Grupo P	97.48	20.02	101.60	19.15	95.85	5.00	109.17	20.32	89.78	9.96
Grupo H	54.08	7.72	58.90	7.36	91.98	7.59	68.64	10.78	80.16	12.70
<i>valor p</i>	0.001*		0.0002*		0.281		0.0005*		0.138	

*diferencia significativa entre grupos, valor $p > 0.05$

- Elongaciones normalizadas en el instante del corte para cada componente, $\hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$, y contribución (en %) al conjunto menisco-sutura en t_{cut} , $\% \hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$ (Tabla 5.6)

Al igual que se obtuvo al inicio del ensayo cíclico, la medición de las longitudes de los tramos representativos de las distintas componentes del conjunto en el instante de inicio del ensayo de rotura, arrojó diferencias significativas, lo que mostró la necesidad de adoptar valores normalizados para permitir comparaciones inter-especímen en cada grupo y entre los grupos de estudio.

La comparación de alargamientos normalizados en el instante del corte muestra valores significativamente mayores en todas las componentes en los especímenes del grupo P comparados con los del grupo H. Este resultado es consecuencia de la mayor resistencia al corte resultante del uso de tejido porcino, que en el instante del corte se ven sometidos a una carga que, de media, es más de un 80% superior.

Sin embargo, cuando se analiza la contribución de los alargamientos de orificio, hilo y tejido al alargamiento total de los especímenes no se encuentran diferencias significativas entre ambos grupos, apoyando la asunción de que los resultados comparativos en estas contribuciones obtenidos con modelos porcinos son extensibles a los modelos humanos.

Tabla 5.6. Longitud inicial (mm), elongaciones normalizadas (mm) y contribuciones porcentuales al alargamiento total normalizado de cada componente. Los datos representan valores medios y DE en cada grupo de estudio. El valor p se deriva del test estadístico de comparación de medias entre grupos.

		orificio		hilo		tejido		TOTAL	
		media	DE	media	DE	media	DE	media	DE
L_c^3	Grupo P	2,26	0,47	42,79	6,12	7,18	0,79	52,23	5,76
	Grupo H	4,31	1,25	38,86	3,46	7,22	1,73	50,39	2,16
	<i>valor p</i>	0,003*		0,167		0,960		0,356	
$\hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$	Grupo P	0,72	0,23	1,59	0,59	0,88	0,43	3,19	1,09
	Grupo H	0,25	0,19	0,61	0,17	0,31	0,17	1,17	0,38
	<i>valor p</i>	0,001*		0,003*		0,010*		0,001*	
$\% \hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$	Grupo P	23,72	6,17	49,84	5,62	26,44	6,32		
	Grupo H	18,92	8,87	54,95	11,14	26,13	8,70		
	<i>valor p</i>	0,26		0,30		0,94			

*diferencia significativa entre grupos, valor $p > 0.05$

5.4.2.1.3 Progresión del corte

- Cargas F_p , F_{ult} y relaciones con F_{cut}

Del análisis de las curvas del ensayo de tracción del conjunto menisco-sutura de todos los especímenes se observa que todas presentan un primer máximo local a partir del cual, en la mayoría de los casos, la fuerza fluctúa mientras progresa el corte pudiendo elevarse hasta un valor máximo absoluto de la carga aplicada para el que el alargamiento del conjunto toma valores muy elevados, a los que contribuye en su mayoría la progresión del corte por la sutura en el orificio (Figura 5.15).

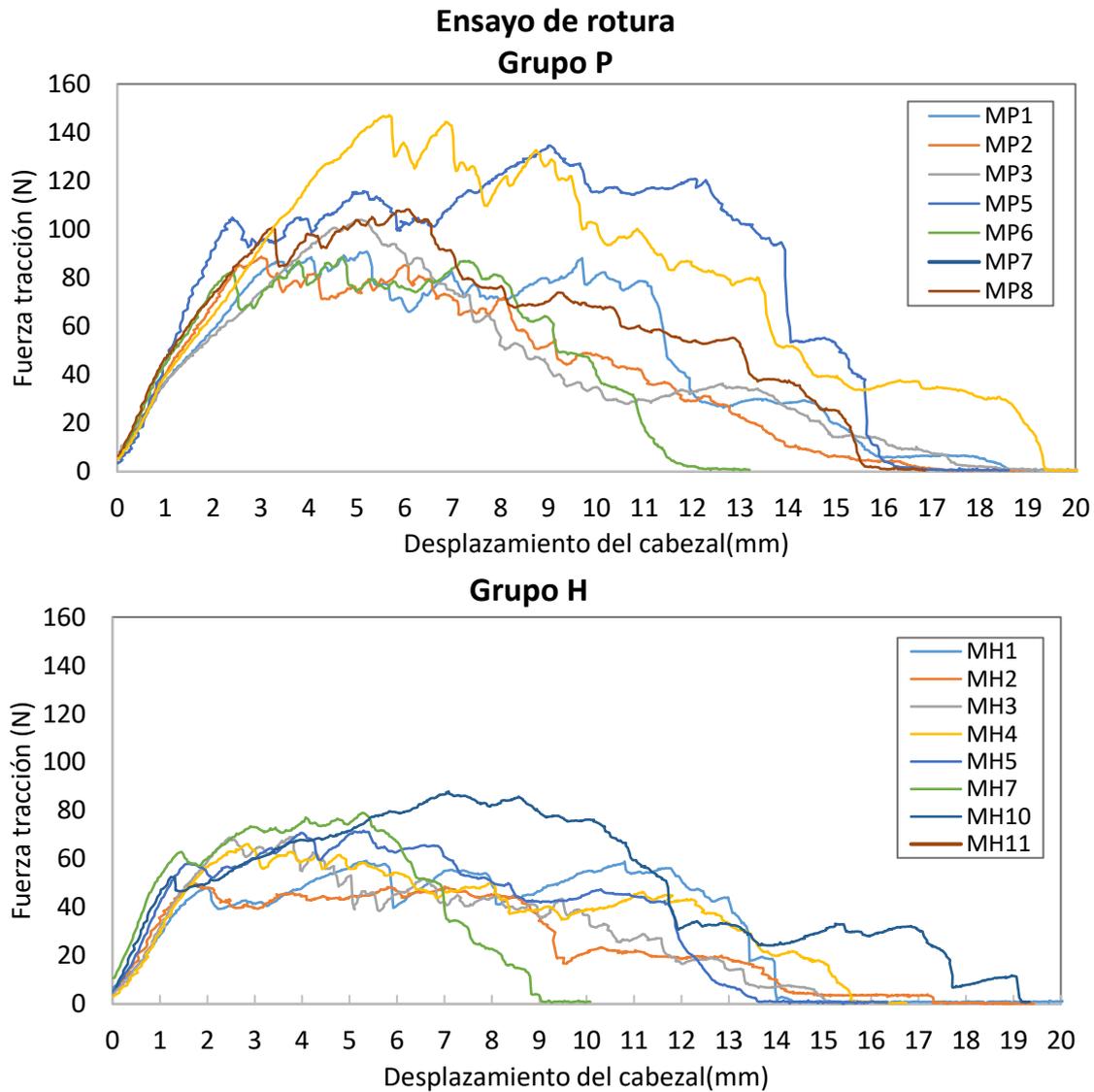


Figura 5.15. Curvas del ensayo de rotura de todos los especímenes en los grupos de ensayo

F_p resultó un valor más próximo a F_{cut} que F_{ult} en todos los casos (Figura 5.16), excepto cuando $F_p = F_{ult}$ en la curva carga-desplazamiento (especímenes H2, H3 y H4). La fuerza de corte se correlacionó positivamente con F_p en ambos grupos (Grupo P; $R^2=0.9661$, $p=0.0001$; Grupo H; $R^2=0.7839$, $p=0.0213$). Sin embargo, la correlación entre la fuerza de inicio del corte y la carga última resultó más débil en el grupo P ($R^2=0.7702$, $p=0.0253$) mientras que en el grupo H ni siquiera pudo establecerse ($R^2=0.2507$, $p=0.5493$)

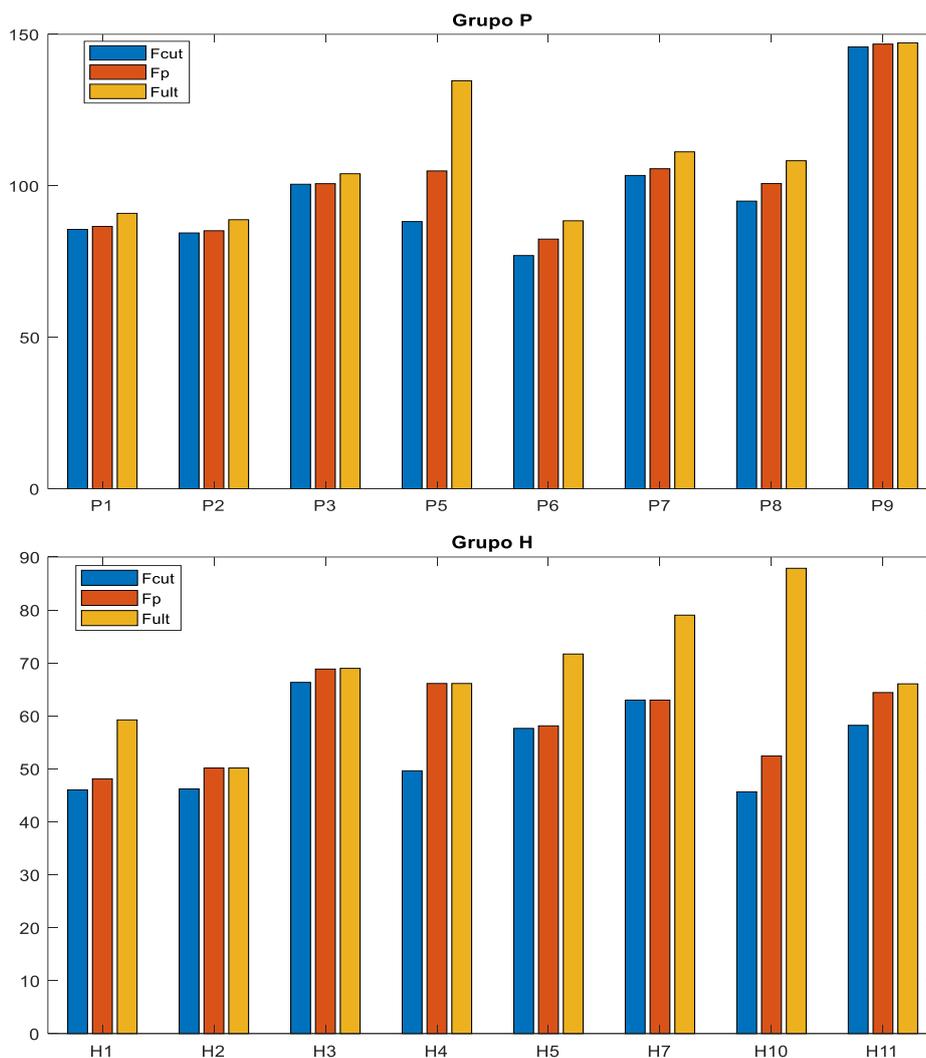


Figura 5.16. Valor de F_{cut} , F_p y F_{ult} en todos los especímenes de ambos grupos

Las curvas medias del ensayo de rotura de ambos grupos muestran una pendiente muy similar en la zona lineal antes del corte del tejido, con un acusado cambio de pendiente que indica el inicio del corte en el orificio por la sutura (Figura 5.17).

En el grupo P, el primer máximo local de la curva se produce siempre muy próximo y después del inicio del corte (Figura 5.17), con una carga media que resultó tan solo un 4,1% superior a F_{cut} (Tabla 5.5) La carga última fue un 11.2% superior a la de inicio del corte, aumento muy moderado que responde a la relativamente fácil progresión del corte una vez superada la fuerza del primer pico.

En el grupo H, el comportamiento sigue la misma pauta: Un primer máximo local muy próximo al instante de inicio de corte (Figura xxx), a una carga que de media es un 8% superior a F_{cut} , seguido de un aumento moderado hasta alcanzar una carga última superior en un 19.8% a la de inicio de fallo (Tabla 5.5).

Los valores medios de F_p (101.60N (DE=20.02), grupo P; 58.90N (DE=7.36), grupo H) y F_{ult} (109.17N (DE=20.32), grupo P; 68.64 (DE=10.78), grupo H) fueron significativamente mayores en el grupo P ($p=0.0002$ y $p=0.0005$ respectivamente).

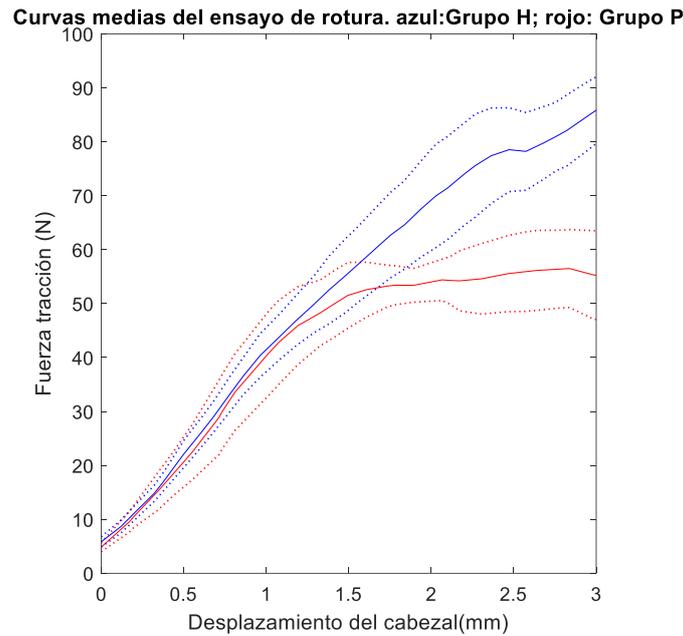


Figura 5.17. Curvas medias fuerza-desplazamiento del ensayo de rotura a tracción para los grupos de estudio. Las curvas punteadas marcan las áreas de Intervalo de Confianza del 95%.

La calidad del tejido en el grupo H se correlacionó negativamente con la Fuerza de corte ($R^2=0.5835$, $p=0.025$) mostrando también una tendencia similar respecto a la F_p ($R^2=0.407$, $p=0.089$), pero no pudo establecerse relación con la Fuerza última ($R^2=0.1075$, $p=0.428$) (Figura 5.18)

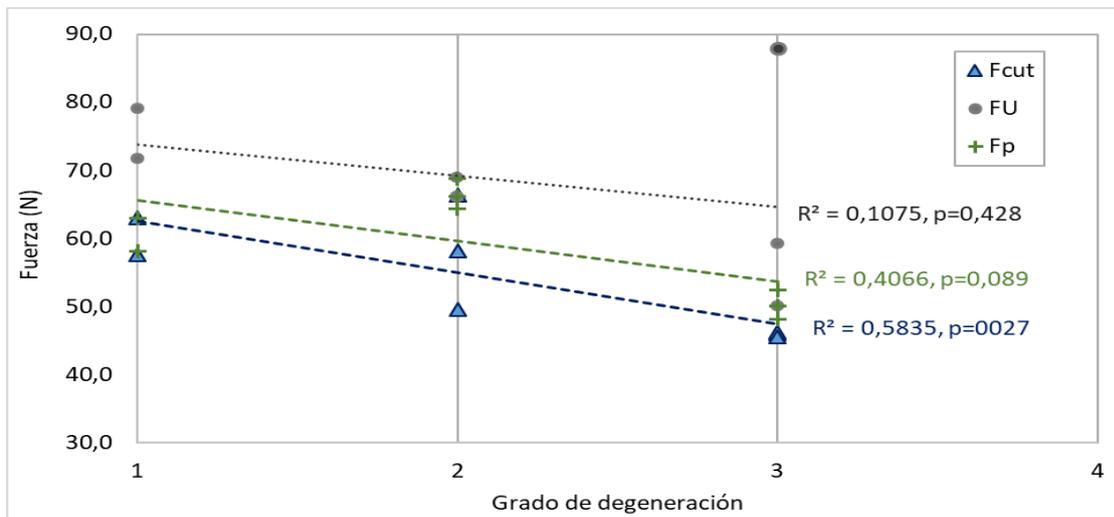


Figura 5.18. Fuerza medida en el ensayo de rotura vs. Grado de degeneración en los especímenes del Grupo H para las componentes orificio y tejido. Se representa también la línea de tendencia de cada fuerza característica, el coeficiente de correlación y su valor p ; F_{cut} = Fuerza de corte; F_U = Fuerza última; F_p = Fuerza en el primer máx. local

En cuanto a la influencia del aumento de espesor en la resistencia a la retención de la sutura a medida que se produce el avance del corte, en ambos grupos el espesor aumentó en el borde respecto al del orificio y esto pudo tener influencia en el aumento de fuerza observado entre el inicio del corte y el instante de carga última. En el grupo P, los valores medios de las relaciones (Fuerza/espesor) determinadas para representar el inicio del corte y el instante de máxima carga en el orificio resultaron 26.69 N/mm (DE=3.9) vs. 20.19N/mm (DE=4.28), y en el grupo H (17.29 N/mm (DE=5.41) vs. 16.18N/mm (DE=3.76)) En ambos casos, la resistencia normalizada con el

Análisis de contribuciones al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura espesor resultó mayor al inicio del corte, siendo significativa la diferencia en el grupo P ($p=0.004$). Este resultado confirma que el inicio del corte representa mejor a la SRS que el instante de máxima carga, y que una vez sobrepasada la resistencia del tejido al corte en el orificio, el aumento de espesor contribuye al aumento de la fuerza máxima antes del fallo final.

- Alargamientos del conjunto a F_p , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_p}$ y F_{ult} , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_{ult}}$ (Tabla gg)

Desde el inicio del corte en el orificio hasta el primer máximo local de la curva, la rigidez disminuye rápidamente, produciéndose aumentos en las medias del alargamiento normalizado de 0.3mm y 0.6mm para los grupos P y H respectivamente, para unos valores totales de 3.52mm (DE= 1.08) en el grupo P y de 1.77mm (DE=0.63) para el grupo H, alargamientos que como para t_{cut} resultaron significativamente diferentes ($p=0.005$) debido a la diferencia de carga aplicada en este instante para ambos grupos.

Tabla 5.7. Alargamientos totales (en mm) del conjunto menisco sutura al inicio del corte $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{cut}}$, en el primer máximo local de carga de la curva del ensayo de tracción, $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_p}$, y a carga última, $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{ult}}$. Los datos representan valores medios y DE en cada grupo de estudio. El valor p se deriva del test estadístico de comparación entre medias.

	$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{cut}}$		$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_p}$		$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{t_{ult}}$	
	media	DE	media	DE	media	DE
<i>Grupo P</i>	3,19	1,09	3.52	1.08	6.90	2.17
<i>Grupo H</i>	1.17	0.38	1.77	0.63	4.06	1.90
<i>valor p</i>	0.001*		0.005*		0.091	

**diferencia significativa entre grupos a un valor $p > 0.05$*

En cuanto los desplazamientos a carga última, es destacable el hecho de que en ambos grupos toman valores elevados que superan el umbral de 3mm considerado habitualmente como fallo clínico.

5.5 Discusión

Los resultados del presente estudio sobre el comportamiento biomecánico del conjunto menisco-sutura en la zona de reparación de la raíz meniscal posterior mediante técnica transtibial, en primer lugar, confirman las observaciones del Capítulo 4 acerca de la ausencia de progresión en el corte del tejido causado por sutura a los niveles de carga esperados durante el periodo postquirúrgico inicial antes de la cicatrización, así como el hecho de que el inicio del corte se produce para niveles de carga cercanos aunque anteriores a la carga máxima soportada por el conjunto menisco-sutura. Además, ambas observaciones se mantienen tanto con meniscos de origen porcino como en meniscos humanos de edad avanzada.

Como novedad importante de este estudio, la monitorización de las contribuciones al alargamiento total del conjunto menisco-sutura permitió determinar en meniscos porcinos y en humanos de edad avanzada que, con una longitud de sutura de 40mm típica de reparaciones transtibiales, el alargamiento experimentado por el hilo tiene una aportación mayor que el estiramiento del orificio al desplazamiento de la raíz. Esta observación, se da tanto para los desplazamientos permanentes derivados de la aplicación de cargas cíclicas representativas de las inducidas por ejercicios de rehabilitación temprana, como para los desplazamientos medidos con la aplicación de cargas crecientes antes del instante de inicio del corte del tejido en la entrefase

menisco-sutura, instante en el que la aportación del alargamiento del hilo alcanza valores entorno al doble del aporte imputable al estiramiento del orificio. Estos resultados, contradicen la hipótesis de que el estiramiento del orificio produce mayor contribución al desplazamiento de la raíz y apuntan hacia el material de sutura como una posible línea de trabajo con similar o mayor, margen para reducir los desplazamientos permanentes de la raíz que la propia entrefase menisco-sutura.

Otro resultado de interés es la constatación de que las contribuciones al alargamiento total medido en el conjunto menisco-sutura de orificio, hilo de sutura y tejido afectado por la reparación, guardan la misma proporción en menisco humano de edad avanzada que en menisco porcino. Este resultado aporta datos que validan el uso de modelos porcinos en estudios comparativos de técnicas de reparación de la raíz meniscal con el fin de disminuir los desplazamientos de la raíz, siempre que la longitud de las suturas comparadas sea la misma.

Asimismo, confirmando la tercera hipótesis planteada, se pudo establecer que, con cargas crecientes el nivel de fuerza al que comienza el corte del tejido es inferior a la fuerza última soportada por el conjunto y que, una vez sobrepasada esa fuerza de corte, el desgarro del tejido progresa rápidamente produciendo elongaciones difíciles de predecir. Por ello, se considera que la fuerza de corte, con un nivel medio en el rango del 80-90% de la carga máxima de rotura, es una medida más representativa de la SRS del tejido meniscal que la fuerza última.

El valor de este parámetro y de los desplazamientos asociados resultó significativamente mayor en menisco de origen porcino que en menisco humano de edad avanzada, lo que confirmó la última hipótesis planteada, alertando sobre la necesidad de establecer si existe una relación entre las SRS obtenidas con cualquiera de estos dos tejidos y la del menisco humano en el rango de edad en que está indicada la reparación de la raíz posterior.

5.5.1 Ensayo cíclico

El desplazamiento permanente de la raíz reparada originado por la aplicación repetitiva de cargas variables de baja intensidad puede ser causa de cicatrización incompleta o no anatómica, como ya se justificó en el Capítulo 4, lo que puede comprometer el éxito de la intervención.

En el presente trabajo, los desplazamientos residuales se determinaron a partir de las longitudes iniciales medidas en segmentos representativos del entorno del orificio, el hilo de sutura y una longitud de tejido meniscal afectada directamente por la reparación. Una vez constatada la existencia de diferencias significativas entre los grupos de estudio para longitud inicial media en el tramo del entorno del orificio (1.67mm para el grupo P vs. 3.11mm para el grupo H, $p=0.02$), debidas probablemente a la dificultad inherente para realizar marcas tan próximas, se normalizaron las longitudes de todos los tramos considerando longitudes representativas. Esta normalización permitió realizar una comparación equitativa entre grupos.

Para el hilo, se tomó una longitud normalizada de 40mm como valor intermedio de los representativos de la longitud del túnel óseo en estudios anteriores (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2015*). Los alargamientos permanentes del hilo para esta longitud, fueron de 1.07mm (DE=0.58) para el grupo P y 1.04mm (DE=0.53) para el grupo H. Como cabía esperar para hilos iguales y sometidos a los mismos protocolos de carga, estos valores resultaron muy similares y supusieron una contribución media del 45% en el desplazamiento residual del conjunto para ambos grupos (Grupo P: 45.53% (DE=17.07); Grupo H: 44.76% (DE=12.72)). Dada la importancia de esta contribución al alargamiento del conjunto, y por ende al desplazamiento de la raíz reparada, parece claro que esta componente tiene un potencial de mejora superior al de la entrefase menisco-sutura en sí. Una forma de disminuir esta contribución es acortar el hilo, como

con el uso de anclajes cerca de la superficie tibial. En este sentido, *Feutch y col. (2014)* compararon en un modelo porcino el desplazamiento de la raíz reparada fijando las suturas con un ancla intraarticular o anudándolas a un botón extra-cortical a la salida de un túnel tibial. Sus resultados indicaron un menor desplazamiento con el ancla, que atribuyeron a la menor longitud de hilo de sutura.

En relación al orificio, se seleccionó una longitud normalizada de 2mm como representativa del tamaño medio del orificio practicado con herramientas de sutura meniscal del mismo diámetro de la utilizada en este estudio (*Staerke y col., 2008*), 1.1mm, más una zona de tejido inmediatamente adyacente que soporta la compresión directa de la sutura. Para esa longitud inicial, los estiramientos residuales del orificio resultaron inferiores a los del hilo en ambos grupos, con una relación entre los valores medios hilo:orificio de 2.49:1 para el grupo P y de 1.53:1 en el grupo H, aunque la diferencia entre la deformación normalizada del hilo frente a la del orificio solo resultó significativa en el grupo P ($p=0.04$). Es interesante comentar que, de restringirse la longitud representativa exclusivamente al tamaño del orificio, su alargamiento normalizado sería menor y aumentaría el ratio de las contribuciones hilo:orificio.

Por otro lado, en los especímenes del grupo H, que incorporaron tejido humano procedente de rodillas de edad avanzada con signos degenerativos no pudo establecerse correlación alguna entre el grado de degeneración del tejido y el desplazamiento residual del orificio tras 1000 ciclos de carga ($R^2=0.0059$). En la interacción menisco-sutura, el entorno del orificio sufre dos efectos: un estiramiento de las fibras longitudinales que bordean el orificio y un aplastamiento de la interfase tejido-sutura. La importancia del primer efecto depende de las propiedades de tracción y las del segundo de las de compresión, ambas en dirección circunferencial. *Fischenich y col. (2015)* analizaron el efecto de la degeneración del menisco humano, aunque en relación a sus propiedades de tracción en dirección circunferencial y compresión en sentido vertical, no encontrando cambios progresivos en las propiedades de tracción en la dirección de las fibras longitudinales aunque sí en la compresión vertical. Los resultados del presente trabajo indican que, además de las propiedades de tracción longitudinal, también las de compresión longitudinal deben ser independientes del estado del tejido. Sin embargo, no se han encontrado en la literatura datos de resistencia a la deformación longitudinal permanente a compresión en menisco que nos permitan confirmarlo, probablemente debido a la escasa relevancia de esta propiedad en su funcionamiento normal. Dado que esta propiedad es fundamental para el comportamiento de la reparación mediante suturas, se considera que su estudio en profundidad debe ser objeto de futuros trabajos. Además, su caracterización puede ayudar a contribuir en el desarrollo de las fijaciones mediante sutura para implantes de menisco alogénicos.

Para el tejido situado inmediatamente anterior al orificio, los valores de desplazamiento residual se normalizaron con una longitud inicial de 7mm, longitud que se estimó suficiente para recoger los efectos de la alteración del campo de deformaciones en el tejido meniscal debidas a la presencia de un orificio de sometido a tracción de 1.1mm (*Staerke y col., 2006*). La contribución media al desplazamiento residual total medido en el ensayo resultó importante en ambos grupos (Grupo P: 29.94% (DE=18.03); Grupo H: 22.37% (DE=15.50)), de magnitud comparable a la del orificio para la longitud de tejido considerada. El resultado subraya la necesidad de la estandarización de la longitud del tejido meniscal incluido para permitir la comparación directa entre componentes del sistema de reparación, así como entre distintos trabajos que evalúen los desplazamientos debidos a diferentes técnicas de suturado. Una forma de reducir los desplazamientos de la raíz debidos a esta componente puede ser la aplicación de métodos de suturado que produzcan un reparto más uniforme de la deformación del tejido cerca del orificio que la puntada simple aquí utilizada, como la realización de 2 puntadas simples o una puntada

horizontal. Pero una afirmación como esta requiere la realización de estudios en mayor profundidad.

El contraste entre grupos de los porcentajes de contribución individual de las distintas componentes al desplazamiento no encontró ninguna diferencia significativa, con valores $p \geq 0.3$, lo que permite asumir una aportación similar de cada componente al desplazamiento residual independientemente del origen del menisco utilizado en el estudio. Además, los espesores medidos en el orificio para ambos tipos de tejido fueron muy similares, por lo que este factor no debe haber influido en la comparación. Este resultado, contribuye a afianzar la validez del uso de modelos porcinos en estudios comparativos entre técnicas de sutura para evaluar la disminución del desplazamiento residual total o, de forma selectiva, de las distintas componentes del sistema menisco-sutura.

En el presente estudio se midieron desplazamientos residuales totales con una puntada simple de 2.31mm (DE=0.90) en modelo porcino y 2.11mm en modelo humano (DE=0.77). El objetivo del estudio se centró en las aportaciones del hilo y la entrefase menisco sutura, por lo que en los modelos se aplicó una puntada simple y no se incorporaron ni segmento óseo ni sistema de fijación de las suturas. Otros trabajos experimentales han medido los desplazamientos del conjunto menisco-sutura aislado simulando una reparación transósea ante cargas cíclicas en modelos porcinos (*Feutch y col., 2013; Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2015a*) y humanos (*LaPrade y col., 2015*), aunque incluyeron el anudado de los hilos y aplicaron mayoritariamente dos suturas, lo que impide la comparación directa de resultados. Solo *Feutch y col. (2015a)* utilizaron una puntada simple para evaluar el comportamiento mecánico de diferentes materiales de sutura en la reparación de la raíz. Con hilo del N.2 de material ultra resistente (Fiberwire™, Arthrex, Naples, FL, USA) en modelo porcino, midieron un desplazamiento de 0.8mm después del aplicar 1000 ciclos de carga. Este valor es menor que el medido en nuestro trabajo, aunque ellos aplicaron cargas de menor intensidad ([5, 20]N vs. [10, 30]N en nuestro estudio), utilizaron una longitud de hilo de 35mm e incluyeron el anudado de las suturas. Además, en su estudio usaron meniscos laterales cuyo espesor en el cuerno posterior es mayor que en los mediales y difiere considerablemente del de los meniscos humanos.

Otro estudio en modelo porcino analizó, aunque de forma indirecta, las contribuciones individuales de la entrefase menisco-sutura y el hilo (*Cerminara y col., 2014*). Tras 1000 ciclos de carga idéntica a la nuestra midieron un alargamiento medio del conjunto menisco-sutura de 3.23mm de los cuales 0.71mm fueron debidos al alargamiento de la sutura y 2.52mm a la entrefase. Si bien el alargamiento obtenido en su estudio fue mayor que el del presente trabajo y la aportación del hilo resultó menor que la de lo que ellos llamaron "entrefase menisco-sutura", existen importantes diferencias en el diseño experimental que impiden comparar los resultados: el alargamiento del hilo se basó en una longitud inicial de 55mm, se aplicaron 2 hilos en 2 puntadas simples, se incorporó el anudado y el alargamiento en la entrefase se estableció incluyendo también la aportación de un segmento de menisco de 10 mm entre orificio y garra. Además, no se monitorizó de forma directa el comportamiento de ninguna de estas componentes, sino que su contribución se obtuvo de forma indirecta restando los efectos de la deformación del hilo aislado a la deformación de un conjunto hilo-menisco, y no teniendo en cuenta en ningún caso la contribución del tejido meniscal a la deformación. Por tanto, consideramos que nuestro estudio, centrado en la monitorización del comportamiento de tejido y sutura exclusivamente, aporta valores más precisos de las contribuciones de estos componentes y de su interacción en la entrefase común.

5.5.2 Ensayo de rotura

5.5.2.1 Inicio del corte, t_{cut}

La monitorización de cada componente llevada a cabo en el presente capítulo ha permitido detectar un cambio brusco en la pendiente de las curvas de evolución de los alargamientos experimentados por todos los componentes considerados, orificio-hilo-tejido. Este cambio se produjo en un mismo instante, t_{cut} , para todas las componentes de un espécimen y coincidió con el inicio del corte del tejido por la sutura identificado en las imágenes.

Identificado el inicio del corte t_{cut} , se determinó el valor de la fuerza aplicada en ese instante, que resultó significativamente superior en el grupo con menisco porcino (97.48N (DE= 20.02), grupo P vs. 54.08N (DE=7.72), grupo H; $p=0.001$). Así mismo, en correspondencia con la similitud encontrada en las pendientes de las curvas fuerza-desplazamiento total hasta ese instante (ver Anexo F), los alargamientos totales del conjunto asociados a F_{cut} resultaron significativamente superiores con el modelo porcino (3.19mm (DE=1.09), grupo P; 1.17mm (DE=0.38), grupo H; $p=0.001$).

Por otro lado, en los especímenes del grupo H, se encontró una correlación positiva entre la fuerza de corte y el grado de degeneración ($R^2=0.58$, $p=0.027$), lo que concuerda con la idea generalizada de que la resistencia mecánica del tejido decrece con su estado degenerativo y aporta un dato experimental para el caso de la resistencia a la retención de la sutura del tejido meniscal humano.

En lo referente a las aportaciones individuales al desplazamiento de la raíz en el instante de inicio del corte del tejido por la sutura, el hilo fue la componente que más aportó con alrededor del 50% del total en ambos grupos. Orificio e hilo se repartieron el otro 50% a partes indiferenciables. Este resultado muestra que, antes del inicio del corte del tejido, el componente con mayor margen de reducción de los desplazamientos de la raíz en condiciones de carga creciente es el elemento de sutura, coincidiendo con lo obtenido para el desplazamiento residual tras el ensayo cíclico. Además, el hecho de que estas observaciones se sostengan tanto en los modelos con menisco porcino como en los humanos utilizados en este trabajo, aporta datos para validar el uso de modelos porcinos en estudios comparativos de técnicas de reparación de la raíz meniscal mediante suturas.

5.5.2.2 Progresión del corte

La pendiente media de las curvas de rotura del conjunto menisco-sutura resultó muy similar con especímenes de menisco porcino y humano de edad avanzada.

Las curvas fuerza-desplazamiento de los ensayos de rotura a tracción de todos los especímenes porcinos y humanos, mostraron la existencia de un primer pico de fuerza, F_p , asociado con desplazamientos totales moderados, que aparece siempre inmediatamente posterior y muy cercano al valor de la fuerza aplicada en el instante de inicio del corte, F_{cut} , (95.85% de F_p en el grupo P y 91.98% de F_p en el grupo H). La correlación encontrada entre estos dos valores de fuerza es muy alta en ambos grupos (Grupo P; $R=0.9661$, $p=0.0001$; Grupo H; $R= 0.7839$, $p= 0.0213$).

Una vez iniciado el corte del tejido por la sutura y superado el nivel de fuerza del primer máximo en la curva carga-deformación, F_p , se observó en todos los casos un importante aumento del desplazamiento con cargas de evolución variable cuyos valores se mantienen en el entorno del primer pico. Este aumento del desplazamiento se corresponde con una rápida progresión del corte, que produce elongaciones difíciles de predecir. La fuerza última soportada por el conjunto alcanzó un valor medio mayor al de la fuerza de inicio de corte en un 12% para el grupo P y en

un 19.84% para el grupo H. Estos valores de F_{ult} se alejan sensiblemente más de la fuerza de inicio de corte que los determinados para F_p , y muestran un nivel de correlación con F_{cut} más débil que el encontrado entre F_{cut} y F_p (Grupo P; $R=0.7702$, $p=0.0253$; Grupo H; $R=0.2507$, $p=0.5493$). Por otra parte, el desplazamiento asociado a esta fuerza máxima fue un 116% mayor al medido al inicio del corte en el grupo P y mayor del 247% en el grupo H, superando en ambos grupos el umbral de 3mm para los que se ha constatado en un modelo porcino que la biomecánica del contacto articular se ve gravemente comprometida (*Staerke y col., 2013*).

No conocemos estudios previos que ofrezcan valores de la fuerza de inicio de corte. En cuanto a las fuerzas últimas medidas en nuestro estudio con una sutura simple fueron significativamente superiores en el grupo con menisco porcino (109.17N (DE=20.32), grupo P vs. 68.64N (DE=10.78), grupo H; $p=0.0005$). Otros estudios experimentales han determinado la fuerza última del conjunto menisco-sutura con una puntada simple en ensayos de rotura (*Rosslénbroich y col., 2013; Feutch y col., 2015*). En modelos porcinos se midieron fuerzas máximas de 149.8N (DE=24.5) (*Rosslénbroich y col., 2013*) y 169.0N (DE=43.4) (*Feutch y col., 2015a*). Estos valores fueron superiores al medido por nosotros, lo que puede deberse a la menor agresividad del protocolo de carga cíclica aplicado en esos trabajos, 1000 ciclos de carga de [5, 20]N, comparado con el nuestro. Con meniscos humanos cuya mediana de edad fue 61.8 años, *Kim y col. (2013)* utilizando una puntada simple midieron una fuerza última media de 71.6N (DE=23.2), valor próximo al de nuestro estudio, aunque obtenido con menor velocidad de ensayo, 5mm/min y sin ensayo cíclico previo. Estos autores encontraron una correlación positiva entre el estado de degeneración del tejido y la Fuerza última. Los resultados del presente estudio permitieron establecer correlación entre calidad del tejido y Fuerza de corte, pero no con la fuerza máxima, seguramente por el bajo número de especímenes asignados a cada grado de degeneración.

En las condiciones de carga a las que se ve sometida la raíz posterior del menisco, el modo de fallo habitual de su reparación mediante sutura transósea es el corte del tejido por la sutura. Por ello, la característica mecánica relevante para predecir el comportamiento de la intervención es su **SRS**, o fuerza necesaria para arrancar la sutura o hacer fallar al tejido en la reparación. En otros campos de la cirugía, como el cardiovascular, esta característica se determina mediante un ensayo normalizado (*ISO 7918, 2016*) y generalmente se interpreta como la fuerza máxima soportada durante el test, aunque esta definición ha sido recientemente criticada por considerarse una pobre caracterización de la **SRS** del tejido ensayado (*Pensalfini y col., 2018*). En el caso del tejido meniscal posterior, no se han encontrado datos sobre su **SRS** en especímenes porcinos ni humanos. Los resultados obtenidos en este trabajo confirman la observación del *Capítulo 4* relativa al corte del tejido meniscal por la sutura en condiciones de carga creciente, produciéndose siempre a cargas inferiores a la carga última. A dichos niveles de carga, los desplazamientos del conjunto son aún moderados y han ido aumentando con una pendiente claramente definida. La superación de este nivel de carga puede producir importantes desplazamientos de la raíz, de difícil predicción, que comprometan el éxito de la reparación. Por tanto, consideramos que F_{cut} es una medida más representativa de la **SRS** del tejido meniscal que la Fuerza última.

Esta propuesta se ve apoyada por la correlación identificada entre F_{cut} y el grado de degeneración del menisco, que nuestro estudio no fue capaz de establecer entre F_{ult} y el estado del tejido meniscal. El primer valor parece ser por tanto más sensible al grado de degeneración del tejido, al mismo tiempo que ofrece conclusiones semejantes a las encontradas por *Kim y col. (2013)*.

Adicionalmente, debido tanto a la mayor correlación como a la mayor semejanza encontrada entre los valores de F_{cut} y F_p (frente a F_{cut} y F_{ult}), se considera que es más adecuado utilizar el primer máximo local de la curva carga-desplazamiento como valor más representativo de la **SRS** del tejido meniscal cuando en el ensayo no se monitoriza específicamente la entrefase menisco-sutura.

A medida que se produce el avance del corte, en ambos grupos el espesor del menisco aumentó en el borde respecto al del orificio. Para eliminar el efecto de las diferencias de espesor de la resistencia del tejido a la retención de la sutura con el avance del corte y entre grupos, se calculó el parámetro Fuerza/espesor representativo de los instantes de inicio de corte y de carga máxima. En ambos grupos, la resistencia normalizada con el espesor resultó superior al inicio del corte, alcanzando la diferencia significancia estadística en el grupo P ($p=0.04$). Este resultado enfatiza nuestra apreciación de que el inicio del corte representa mejor la **SRS** del tejido que el instante de máxima carga.

Aunque no se puede establecer una relación directa entre estas propiedades y las que caracterizan el comportamiento de la entrefase menisco-sutura, el hecho de que las aportaciones porcentuales de cada componente al alargamiento total en el instante de inicio del corte sean similares entre grupos aporta validez al uso de modelos porcinos para estudios comparativos del comportamiento mecánico de distintas técnicas de reparación y e indica una línea de investigación futura para mejorar los resultados. En cuanto a los valores obtenidos de **SRS** y de desplazamiento en el inicio del corte con los dos tipos de tejido utilizado, porcino y humano de edad avanzada, es de esperar que marquen límites superior e inferior respectivamente entre los que se encontrarían los del menisco humano de edades en el rango para el que se ha venido prescribiendo la reparación de la raíz ([Feutch 2015a](#)).

5.6 Limitaciones del estudio

En este capítulo se ha llevado a cabo un estudio experimental con especímenes cadavéricos y por tanto aplican las mismas limitaciones ya mencionadas anteriormente para estudios in vitro en cuanto a la ausencia de efectos de cicatrización y a la restricción del periodo en el que pueden interpretarse los resultados obtenidos al postoperatorio inmediato. Por ello, la intensidad y número de ciclos de carga aplicados son representativos de los que cabe esperar en este periodo.

El montaje experimental se diseñó para centrar el estudio en la interacción entre el tejido meniscal y la sutura, por lo que no se incluyeron los efectos del tejido circundante: ligamentos, cartílago y huesos, tejidos que son fundamentales en la determinación de los desplazamientos absolutos de la raíz.

Durante los ensayos, la sutura se alineó con la dirección de la carga, lo que no reproduce la disposición anatómica. Esta decisión se tomó considerando que aplicando la fuerza en la dirección de la sutura se elimina el rozamiento por cortadura y se focaliza el efecto de la tracción en la entrefase que era nuestro interés principal.

También con el fin de centrar el análisis en la entrefase tejido-sutura, se aplicó un solo hilo de sutura en una puntada simple. Esto facilitó la monitorización de las elongaciones de las distintas componentes del sistema y la creación de artefactos en las curvas debidos a un posible reparto desigual de la carga entre los distintos hilos. Sin embargo, con la aplicación de otros métodos de suturado y/o de un mayor número de elementos de sutura, los desplazamientos y las cargas medidos serían diferentes. Así mismo, los valores de **SRS** del tejido meniscal obtenido corresponden a un espesor de menisco en el orificio entorno a 3mm. La variabilidad de este

parámetro no pudo establecerse en el presente estudio y es necesario continuar investigando en este terreno.

Los meniscos porcinos y humanos de edad avanzada (media 67.8 años) utilizados en el estudio han mostrado algunas propiedades mecánicas superiores (*Sweigart y col., 2004; Sandmann y col., 2013*) e inferiores (*Fischenich y col., 2015*) respectivamente a las de los meniscos humanos más jóvenes para los que habitualmente se prescribe la reparación de la raíz meniscal. Por consiguiente, los valores absolutos de las características mecánicas obtenidas no son directamente extrapolables al tejido humano de mayor calidad, aunque cabe esperar que sus valores se encuentren dentro del intervalo limitado por los determinados para los modelos utilizados en el estudio.

5.7 Conclusiones

- El conjunto menisco-sutura aislado muestra aportaciones porcentuales de cada componente que son similares cuando se utiliza un modelo con tejido cadavérico del cuerno posterior del menisco medial de origen porcino o de origen humano de edad avanzada. Este resultado aporta validez al uso de modelos porcinos para la comparación de técnicas de reparación de la raíz posterior del menisco con el propósito de comparar su capacidad para resistir desplazamientos.
- El hilo de sutura es el componente que más contribuye al alargamiento del conjunto en reparaciones de sutura transósea. Para una longitud normalizada del túnel tibial igual a 40mm, las contribuciones aproximadas del hilo son del 45% al desplazamiento residual y entre el 50-55% al desplazamiento en el instante de inicio del corte.
- El corte del menisco por la sutura se inicia a fuerzas superiores a las que cabe esperar durante los ejercicios de rehabilitación habituales en el periodo postoperatorio inmediato. El valor de la Fuerza de corte media es un 11% inferior a la fuerza máxima soportada por el conjunto menisco-sutura con tejido porcino y un 20% inferior con tejido humano de edad avanzada.
- La fuerza a la que se inicia el corte es una mejor caracterización de la resistencia del tejido a la retención de la sutura que la Fuerza máxima soportada por el conjunto, ya una vez superado el nivel de la fuerza de corte se producen elongaciones que progresan sin esfuerzo adicional y cuya magnitud es difícil de predecir. En el centro del cuerno posterior, el valor de la fuerza de corte media del tejido meniscal humano con calidad adecuada para la reparación se espera que tome un valor comprendido entre 97.5N (menisco porcino) y 54.08N (menisco humano de edad avanzada).
- La fuerza de inicio de corte muestra valores muy cercanos a la fuerza en el primer máximo de la curva carga-desplazamiento en el ensayo de rotura (el valor de la fuerza de corte media es un 95.85% de la fuerza media en el primer máximo en el grupo P y un 91.98% en el grupo H), mostrando ambos valores una fuerte correlación positiva en modo humano y porcino. El primer máximo local se propone como la aproximación más adecuada de la fuerza de corte cuando no se monitoriza la entrefase menisco-sutura

5.8 Bibliografía

- Cerminara AJ, LaPrade CM, Smith SD, Ellman MB, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical valuation of a transtibial pull-out meniscal root repair: challenging the bungee effect. *Am J Sports Med.* 2014;42: 2988-2995
- Espejo-Baena A, Urbano-Labajos V, Ruiz del Pino MJ, Peral-Infantes I. A simple device for inside-out meniscal suture. *Arthroscopy.* 2004;20(8):e85–e87. doi:10.1016/j.arthro.2004.07.006.
- Espejo-Baena A, Figueroa-Mata A, Serrano-Fernández J, de la Torre-Solís F All-inside suture technique using anterior portals in posterior horn tears of lateral meniscus.. *Arthroscopy.* 2008; 24: 369.e1-4
- F. Küng, D.W. Schubert, P. Stafiej, F.E. Kruse, T.A. Fuchsluger. A novel suture retention test for scaffold strength characterization in ophthalmology. *Mater Sci Eng C.* 2016; 69:941-946. DOI: 10.1016/j.msec.2016.07.052
- Faul F, Erdfelde E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007;39:175-191
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013;41:2784-2790
- Feucht M.J., Grande E., Brunhuber J., Rosenstiel N., Burgkart R., Imhoff A.B., Braun S. Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2014;42(1):187-193, DOI: 10.1177/0363546513502946
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Rosenstiel N, Burgkart R, Imhoff A, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015a;23:132–139
- Feucht MJ, Kühle J, Bode G, Mehl J, Schmal H, Südkamp NP, Niemeyer P. Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. *Arthroscopy.* 2015b;31:1808-1816
- Fischenich KM, Lewis J, Kindsfater KA, Bailey TS, Haut Donahue TL. Effects of degeneration on the compressive and tensile properties of human meniscus. *J Biomech.* 2015;48(8):1407-1411. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.02.042
- Herbort M, Siam S, Lenschow S, Petersen W, Zantop T. Strategies for repair of radial tears close to the meniscal rim—biomechanical analysis with a cyclic loading protocol. *Am J Sports Med.* 2010;38, 2281–2287
- ISO 7198, 2016 (E). Cardiovascular implants and extracorporeal systems - Vascular prostheses - Tubular vascular grafts and vascular patches. Techreport Annex A: Test Methods, 2016.
- Kim J.H., Chung J.H., Lee D.H., y col. Arthroscopic suture anchor repair versus pullout suture repair in posterior root tear of the medial meniscus: a prospective comparison study. *Arthroscopy.* 2011;27(12):1644-1653, DOI: 10.1016/j.arthro.2011.06.033
- Kim, YM, Joo, YB. Pullout failure strength of the posterior horn of the medial meniscus with root ligament tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:1546-1552.
- LaPrade CM, Foad A, Smith SD, Turnbull TL, Dornan GJ, Engebretsen L, Wijdicks CA, LaPrade RF. Biomechanical consequences of a nonanatomic posterior medial meniscal root repair. *Am J Sports Med.* 2015a;43:912-920
- LaPrade RF, LaPrade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: a human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2015b;43:892-898
- Lee DW, Jang SH, Ha JK, Kim JG, Ahn JH. Meniscus root refixation technique using a modified Mason-Allen stitch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 21:654–657
- Lee YH, Nyland J, Burden R, Caborn DN. Cyclic test comparison of all-inside device and inside-out sutures for radial meniscus lesion repair: an in vitro porcine model study. *Arthroscopy.* 2012;28:1873–1881

Análisis de contribuciones al desplazamiento de la raíz en el conjunto menisco-sutura

Lowe DG. *Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints*. *International Journal of Computer Vision* 60(2), 91–110, 2004. <http://dx.doi.org/10.1023/B:VISI.0000029664.99615.94>

Pauli C, Grogan SP, Patil S, Otsuki S, Hasegawa A, Koziol J, et al. *Macroscopic and histopathologic analysis of human knee menisci in aging and osteoarthritis*. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:1132–1141.

Pensalfini, M.; Meneghello, S.; Lintas, V.; Bircher, K.; Ehret, A. E.; Mazza, E. *The Suture Retention Test, Revisited and Revised*. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2018, 77, 711–717, DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.021

Perez-Blanca A, Espejo-Baena A, Amat Trujillo D, Prado Nóvoa M, Espejo-Reina A, Quintero López C, Ezquerro Juanco F. *Comparative Biomechanical Study on Contact Alterations After Lateral Meniscus Posterior Root Avulsion, Transosseous Reinsertion, and Total Meniscectomy*. *Arthroscopy*. 2016;32:624–633

Pérez-Blanca A, Prado Nóvoa M, Lombardo Torre M, Espejo-Reina A, Ezquerro Juanco F, Espejo-Baena A. *The role of suture cutout in the failure of meniscal root repair during the early post-operative period: a biomechanical study*. *Int Orthop*. 2018;42(4):181-188. doi:10.1007/s00264-018-3799-9.

Rey-Otero I, Delbracio M, 2014. *Anatomy of the SIFT Method*. *Image Processing On Line*. 2014;4:370-396. <https://doi.org/10.5201/ipol.2014.82>

Rosslensbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. *Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique*. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133:111–115

Sandmann GH, Adamczyk C, Grande Garcia E, et al. *Biomechanical comparison of menisci from different species and artificial constructs*. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;314:324

Staerke, C, Kopf, S, Becker, R. *The extent of laceration of circumferential fibers with suture repair of the knee meniscus. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006*. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128:525-530.

Starke C, Kopf S, Grobel K, Becker R. *The effect of a nonanatomical repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study*. *Arthroscopy*. 2010;26:358-365.

Starke C, Kopf S, Lippisch R, Lohmann CH, Becker R. *Tensile forces on repaired medial meniscal root tears*. *Arthroscopy*. 2013;29:205- 212

Sweigart MA, Zhu CF, Burt DM, DeHoll PD, Agrawal CM, Clanton TO, Athanasiou KA: *Intraspecies and interspecies comparison of the compressive properties of the medial meniscus*. *Ann Biomed Eng* 2004;32(11):1569–1579.

Influencia del método de fijación de las suturas: anudado vs. anclaje sin nudos

En el Capítulo 5 se han analizado las contribuciones de las distintas componentes del conjunto menisco-sutura al desplazamiento de la raíz posterior del menisco tras la reparación mediante sutura, con especial atención a la interacción que se produce en la entrefase.

Otra posible fuente de desplazamientos cuando se utiliza una técnica de reparación transtibial es el método de cierre de las suturas. Este se realiza generalmente mediante anudado sobre un botón cortical o un poste a la salida del túnel óseo. La aportación al desplazamiento de la raíz que puede derivarse del deslizamiento potencial del nudo al verse sometido a cargas es un aspecto no analizado.

6.1 Introducción

En las lesiones de las raíces posteriores de los meniscos de la rodilla, las técnicas de reparación transtibial son la opción preferida por muchos de cirujanos (*Feutch y col., 2015a*) debido a su reproducibilidad, facilidad de acceso al área de inserción anatómica y la posibilidad de que propicien la cicatrización de la lesión al permitir el paso de sustancia medular al espacio articular (*Driscoll y col., 2013*). Sin embargo, existe preocupación acerca del desarrollo de desplazamientos sustanciales en la raíz reparada observado en estudios biomecánicos que han analizado estas técnicas de reparación aplicando cargas cíclicas de baja intensidad que simulan las de la rehabilitación postoperatoria (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014*). Estos desplazamientos pueden causar una cicatrización incompleta del nuevo anclaje del menisco o que se produzca en una posición no anatómica, situación de la que cabe esperar que causaría alteraciones en la biomecánica del contacto similares a las observadas en reparaciones no anatómicas de la raíz (*LaPrade y col., 2015a; Starke y col., 2010*).

Las técnicas de sutura transtibial actuales utilizan típicamente uno o dos hilos de sutura de alta resistencia, que son fijadas anudándolas sobre un botón o un poste a la salida distal del túnel óseo (*Moatsche y col., 2016*). En este contexto, el origen de los desplazamientos de la raíz puede estar en el estiramiento del hilo de sutura empleado, en el anudado, en la entrefase menisco-

sutura o en la interacción botón-hueso a la salida del túnel. Aunque se había postulado al corte del tejido meniscal producido por la sutura en los orificios de inserción como la mayor fuente de estos desplazamientos (*Cerminara y col., 2014*), los estudios realizados en los capítulos 4 y 5 de esta tesis ponen de manifiesto que la entrefase menisco-sutura no sufre alteraciones macroscópicas ante este tipo de cargas, siendo necesarias fuerzas muy superiores, cercanas a la de rotura, para que se origine el corte del tejido por la sutura (*Perez-Blanca y col., 2018*), modo de fallo a rotura comúnmente observado en estudios anteriores con material de sutura ultra-resistente (*Feutch y col., 2013; Cerminara y col., 2014; Anz y col., 2014; LaPrade y col., 2015b*). Estos resultados indican la necesidad de investigar en otras fuentes de desplazamiento.

Eliminar el anudado de las suturas podría ser una forma eficaz de reducir los desplazamientos permanentes que pueden producirse debido al deslizamiento del nudo, habiéndose determinado en estudios previos que la resistencia al deslizamiento del nudo depende del tipo de material de sutura y de la técnica de anudado empleada (*Ilahi y col., 2008*), y que en el caso de suturas trenzadas ultra-resistentes estos desplazamientos pueden ser de magnitud considerable (*Hill y col., 2016*).

En los últimos años, se han publicado trabajos de técnicas transtibiales que describen el uso de dispositivos de fijación sin nudo para la sujeción de las suturas a la salida distal del túnel (*Espejo-Baena y col., 2017; Woodmass y col., 2017*). Sin embargo, el comportamiento biomecánico de la reparación con este tipo de anclajes no ha sido analizado. El objetivo de este trabajo es comparar las propiedades biomecánicas iniciales de la reparación transtibial de la raíz cuando se utilizan dos métodos de fijación de las suturas a la salida distal del túnel óseo: anudándolas sobre un botón de suturas (*método BS*) o utilizando un anclaje sin nudos con tensado posterior a la inserción (*método SN*) clavado en la cortical anterior de la tibia.

6.2 Hipótesis de trabajo

Las hipótesis de trabajo fueron:

1. La fijación de las suturas mediante el *método SN* produce menores desplazamientos permanentes que mediante el *método BS* en la raíz meniscal reparada mediante técnica transtibial sometida a cargas cíclicas
2. El *método SN* confiere propiedades mecánicas superiores que el *método BS* a la reparación transtibial de la raíz en condiciones de carga hasta el fallo.

6.3 Materiales y métodos

En este estudio comparativo se utilizaron 20 tibias y sus 20 meniscos mediales procedentes de rodillas porcinas frescas de animales de 5 meses de edad (aproximadamente 100 kg de peso) donadas por un matadero local. Como en trabajos previos (*Feutch y col., 2014; Forkel y col., 2017*) se utilizó el menisco medial para simular la reparación de la raíz posterior, ya que la anatomía del menisco lateral porcino presenta una anatomía muy diferente a la del humano (*Forkel y col., 2017*)

Al tratarse de material de desecho generado en la cadena de producción alimentaria, no fue necesaria aprobación por parte del Comité Ético de la Universidad.

6.3.1 Preparación de los especímenes

A su recepción, cada rodilla fue introducida individualmente en una bolsa de plástico cerrada y congelada a -20°C . El día antes de su ensayo, se extrajo del congelador la rodilla correspondiente y se dejó descongelar totalmente en la bolsa a temperatura ambiente. Una vez descongelada, se desarticuló la rodilla seccionando los tejidos blandos y se extrajo la tibia con su menisco medial, conservando las conexiones anatómicas. Inmediatamente después, tras inspección minuciosa para comprobar el cumplimiento del criterio de inclusión de no presentar signo macroscópico alguno de degeneración o lesiones, cada conjunto tibia-menisco medial fue asignado aleatoriamente a uno de los dos grupos de estudio dependiendo del método de fijación de las suturas utilizada a la salida distal del túnel óseo: *Grupo BS*, si las suturas se anudaron sobre un botón cortical o *Grupo SN*, si se fijaron mediante dispositivo de anclaje sin nudo (Figura 6.1). En cada grupo se incluyeron diez especímenes.

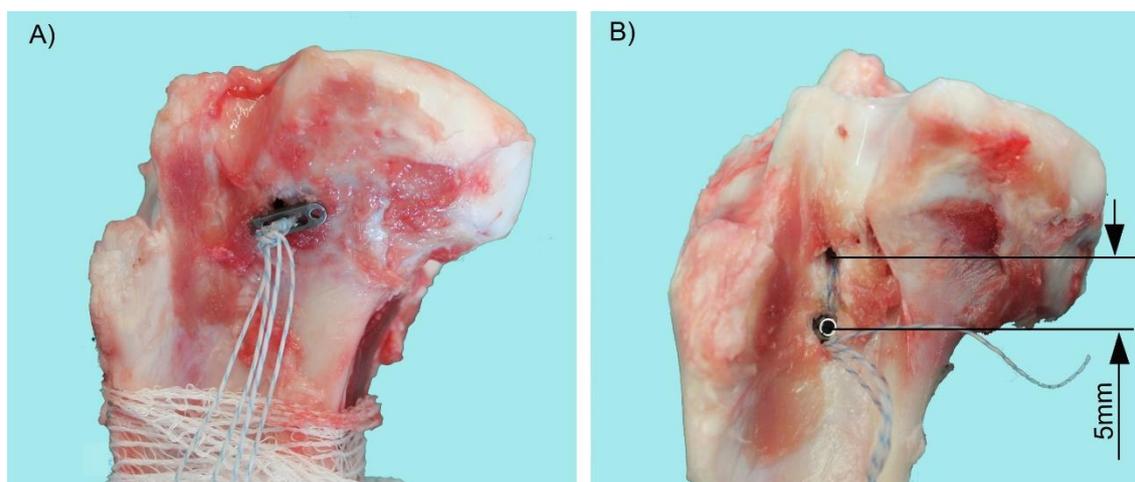


Figura 6.1. Grupos de estudio dependiendo del método de fijación distal de las suturas: a) *Grupo BS* – Las suturas se anudan sobre un botón cortical (Versitomik G-Lok No loop®); b) *Grupo SN*: Las suturas se insertan en un dispositivo de anclaje sin nudos (Reelx-STT®) que permite control de la tensión en la sutura posterior a la inserción. El dispositivo se impacta a 5 mm distalmente de la salida del túnel.

El mismo cirujano experto llevó a cabo todos los procedimientos quirúrgicos. En ambos grupos, se simuló una rotura completa de la raíz posterior del menisco medial cortando la raíz con un bisturí a nivel de su inserción en la meseta tibial. Con ayuda de una guía tibial de ligamento cruzado anterior, se realizó una perforación de 5 mm desde la cara anteromedial de la epífisis tibial hasta la base de inserción de la raíz del menisco. Tras medir la longitud del túnel creado con ayuda de un calibre digital, se aplicaron dos suturas ultra-resistentes del N.2 (Force Fiber™, Stryker, Endoscopy, San José CA) en dos puntadas simples, técnica de bajo nivel de dificultad con probado potencial para resistir desplazamientos (*LaPrade y col., 2015b*). Un dispositivo de sutura meniscal empleado habitualmente por los autores (*Espejo-Baena y col., 2004; Espejo-Baena y col., 2017*) se cargó con una sutura y se pasó a través del túnel desde fuera a dentro atravesando el menisco desde su lado tibial mientras, con unas pinzas de cocodrilo, se mantenía firmemente sujeto por el extremo lesionado. A continuación, sujetando el hilo con una pinza, se retiró el dispositivo quedando un bucle en el lado femoral del menisco. Sujetando uno de los extremos del hilo a la salida anterior del túnel, se tiró del bucle con unas pinzas recuperadoras de hilo hasta extraer también el otro extremo por el túnel formando un punto simple. Este proceso se repitió con un segundo hilo. Los puntos de entrada de las dos suturas en el cuerno posterior se localizaron a aproximadamente 5mm del borde lateral y separados entre sí 5mm (Figura C).

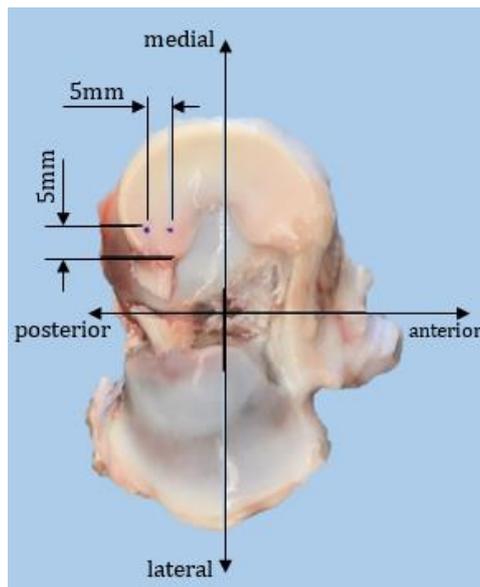


Figura 6.2. Localización de los puntos de inserción de las suturas a 5mm del borde lateral del menisco medial y separados 5mm.

Por último, se aplicó tracción sobre los hilos hasta posicionar la raíz dentro o justo encima de la apertura articular del túnel y se procedió a su fijación final en el extremo distal utilizando un método diferente dependiendo del grupo de estudio asignado. En el *Grupo BS*, los extremos de cada hilo se anudaron entre sí sobre un botón de sutura (Versitomik G-Lok No loop®, Stryker, Endoscopy, San José CA) con un nudo de cirujano seguido de 6 medios nudos cambiando el poste, controlando la tensión del hilo de forma manual y comprobando la firmeza de la fijación con unas pinzas antes del ajuste final de los nudos. En el *Grupo SN*, se perforó la cortical con un punzón a 5 mm del túnel en dirección distal. Siguiendo las instrucciones del fabricante, los extremos de cada sutura se pasaron dos a dos por un mismo elemento de fijación sin nudo Reelx® de 4.5mm (Reelx-STT®, Stryker, Endoscopy, San José, CA) que fue impactado en orificio perforado en la cortical hasta nivelarlo con la superficie. El dispositivo utilizado incorpora un mecanismo incremental para aplicar tensión a las suturas. Para centrar el estudio en el efecto del anudado sobre los desplazamientos, independientemente de la tensión inicial aplicada, se puso especial cuidado al tensar las suturas mediante este mecanismo hasta que la raíz mostrase al tirar con unas pinzas una fijación de firmeza similar a la resultante en el *Grupo BS* tras el anudado. El espécimen se mantuvo continuamente hidratado, pulverizándolo frecuentemente con solución salina.

6.3.2 Ensayo biomecánico

Los ensayos se realizaron con la máquina de tracción disponible en el laboratorio de biomecánica de la Universidad de Málaga (ver punto 2.62). Para cada espécimen, la tibia se cortó a aproximadamente 100mm de la superficie articular y se fijó a la base de la máquina mediante una mordaza que permitió orientarla con el túnel óseo paralelo a la dirección de carga para centrar el efecto de la tracción sobre la fijación (Figura 6.3).

El menisco se sujetó al cabezal con una garra de placas corrugadas, posicionándolo de forma que las suturas estuviesen alineadas con las fibras longitudinales de la raíz y con la dirección del eje de carga. La distancia aproximada entre la superficie ósea a la entrada del túnel y la garra se

estableció en 5mm (Figura 6.3). Para verificar que no se producía deslizamiento del menisco en la garra, el tejido se marcó con una línea recta justo debajo del borde de la misma.

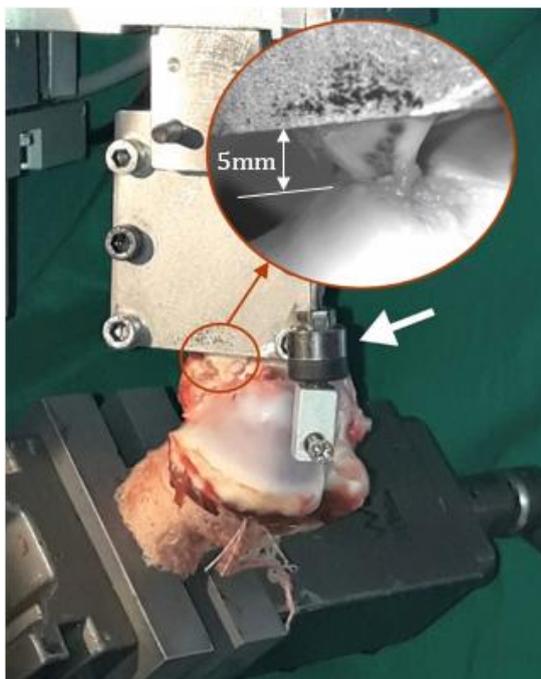


Figura 6.3. Máquina de ensayos con el espécimen montado. La flecha blanca apunta al sensor inductivo conectado entre el cabezal de la máquina y un punto de la tibia proximal cercano a la salida del túnel, para excluir la deformación de la tibia de los desplazamientos registrados. El detalle muestra ampliada la sujeción del menisco al cabezal de la máquina: La distancia entre la salida articular del túnel tibial y la garra fue de aproximadamente 5mm.

Tras ser fijado en la máquina, el espécimen fue sometido al protocolo de carga siguiente (Figura 6.4): En primer lugar, se aplicó un preconditionamiento de 10 ciclos de carga variable entre 1 y 10N a una frecuencia de 0.1 Hz. Inmediatamente después se realizó el ensayo cíclico consistente en 1000 ciclos de carga entre 10 y 30 N a 0.5 Hz. Estas cargas aproximan a las experimentadas en la raíz posterior del menisco bajo una fuerza articular de compresión de 500N en rotación neutra con un rango de flexión entre 0 y 90° (*Starke y col., 2013*), parámetros aducidos en trabajos anteriores como representativos de los protocolos de rehabilitación habituales bajo carga parcial en el periodo postoperatorio tras la reparación de la raíz meniscal (*Cerminara y col., 2014; LaPrade y col., 2015a; LaPrade y col., 2015b*). Si el espécimen superó el ensayo cíclico, se cargó nuevamente a 5N de tracción durante 10s y finalmente fue sometido a ensayo de tracción hasta rotura controlado en desplazamiento a 0.5mm/s.

El preconditionamiento, menos agresivo que el llevado a cabo en el estudio del capítulo 4, coincide con el aplicado por otros autores (*Cerminara y col, 2014 LaPrade y col., 2015d; Krych et al 2017*) y se seleccionó después de observar la importancia de estandarizar este procedimiento para facilitar la comparación directa de resultados con trabajos anteriores.

La fuerza aplicada por la máquina se midió con una célula de carga de 1kN de clase 0.1 de precisión (HBM, Darmstadt, Germany) y el desplazamiento se registró con un sensor inductivo de desplazamientos (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany). Un extremo del sensor se fijó a un cabezal de la máquina y el opuesto se fijó a un punto de la tibia proximal cercano a la salida del túnel, para excluir la deformación de la tibia de los desplazamientos registrados (Figura 6.3). Las señales de ambos sensores se grabaron con una frecuencia de muestreo de 50 Hz.

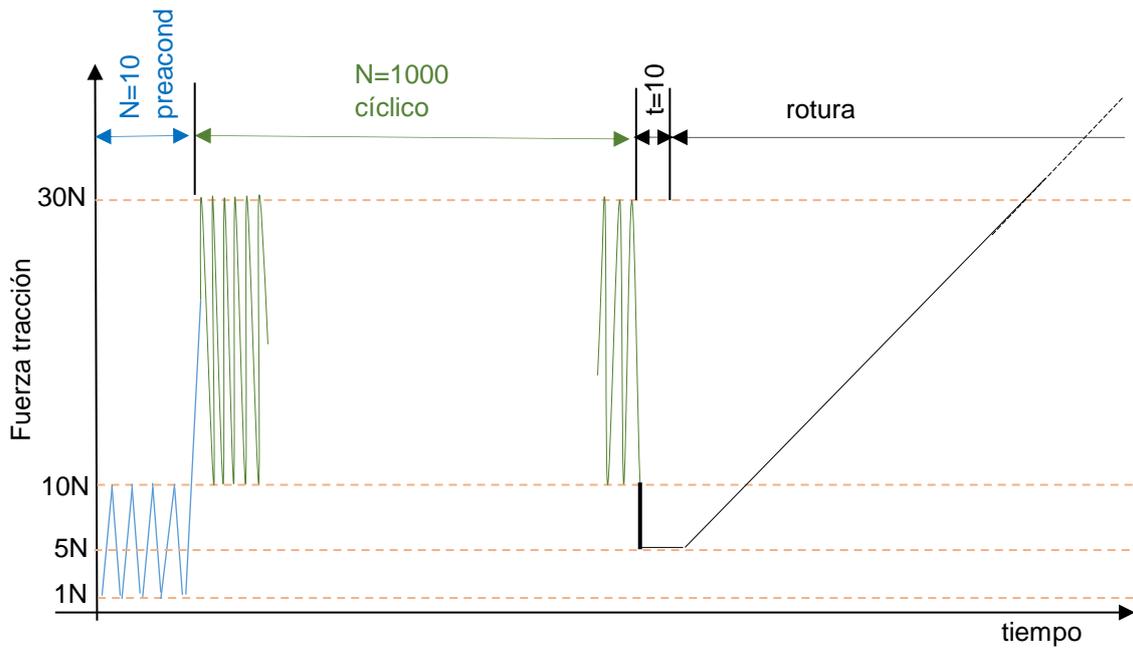


Figura 6.4. Esquema del protocolo de carga en los ensayos

6.3.3 Análisis del ensayo de carga cíclica

Los datos recogidos por los sensores se trataron de la misma forma descrita en el punto 4.3.4. de esta tesis. En particular, para el post-procesado de los desplazamientos se aplicó en primer lugar el criterio de Chauvenet, para descartar las posibles medidas atípicas, y posteriormente un filtro de ventana simétrico de 10 puntos y se calcularon:

el desplazamiento residual (Δ_{res}^k) según definición dada en el punto 4.3.4. En particular, se analizaron los resultados en los ciclos 1, 100, 500 y 1000.

el desplazamiento medio acumulado por ciclo entre los ciclos i y j $d_{[i,j]}$,

$$d_{[i,j]} = \frac{\text{media}(\Delta_{res}^j) - \text{media}(\Delta_{res}^i)}{j - i}, \text{ con } i, j = n^{\circ} \text{ de ciclos}, j > i$$

particularizado a los intervalos de [0 a 100], [100, 500] y [500, 1000] ciclos de carga.

6.3.4 Análisis del ensayo de rotura a tracción

A partir de los datos recogidos por los sensores se representó la curva fuerza-desplazamiento y se determinó la rigidez a tracción (K) (según definición de *Feutch y col. (2015)* aplicada anteriormente en 4.3.5). El valor de rigidez constante así calculado se consideró demasiado limitado, debido a la respuesta claramente no-lineal de la curva carga-desplazamiento, por lo que para caracterizar el comportamiento en deformación del conjunto, se calcularon adicionalmente los desplazamientos a cargas subcríticas representativas de 30N (δ_{30N}), 50N (δ_{50N}) y 70N (δ_{70N}).

También se determinaron la carga última de rotura (F_u) y el desplazamiento a dicha carga (δ_u). Asimismo, tras constatar que los desplazamientos a carga última superaban considerablemente a los que se ha establecido anteriormente que alteran la biomecánica del contacto en la rodilla (*Starke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a*), se calcularon las fuerzas necesarias para producir elongaciones de 3 mm (F_{3mm}) y 5 mm (F_{5mm}) en el conjunto reparado como medidas alternativas de su resistencia. El modo de fallo se determinó mediante inspección visual.

6.3.5 Análisis estadístico

Utilizando el software G*Power 3.1.9.2 (Faul y col., 2007), se calculó un tamaño de muestra $n=10$ como el mínimo necesario para detectar una diferencia en desplazamiento residual de 0.6 mm entre los grupos de estudio mediante un test de “t de student” de medidas independientes de 2 colas, con un nivel de confianza $\alpha = 0.05$ y una potencia $1-\beta = 0.85$, asumiendo iguales desviaciones estándar de 0.4 mm estimadas a partir de trabajos previos similares (Feutch y col., 2014). Esta diferencia representa un 20% del umbral de 3 mm que ha mostrado alterar la función del menisco en un modelo porcino (Starke y col., 2010), y fue considerado por nuestro equipo como un valor representativo de una mejora notoria de la técnica. A partir de este dato, se seleccionó un tamaño muestral $N=10$.

El resto del análisis estadístico fue realizado con el software IBM® SPSS® Statistics, versión 25 (IBM, Chicago, IL, USA). Se calcularon los valores medios, las desviaciones estándar (DE) y los intervalos de confianza del 95% (IC) de las variables para cada grupo. Confirmada la normalidad de las distribuciones de todas las variables mediante test de Kolmogorov–Smirnov, la comparación entre los dos grupos de estudio se realizó mediante prueba “t de Student” de 2 colas para muestras independientes, estableciéndose como estadísticamente significativo un valor $p < 0.05$.

6.4 Resultados

La longitud del túnel óseo resultó similar en ambos grupos, con un valor medio de 39.53mm (DE 1.92mm) en el *Grupo BS* y de 38.80mm (DE 2.23mm) en el *Grupo SN*, lo que permitió descartar la influencia en los resultados de la longitud de la sutura.

En un espécimen del *Grupo SN* se observó deslizamiento del menisco en la garra, y sus resultados no se incluyeron en el análisis.

Todos los parámetros definidos en el punto anterior se calcularon para todos los demás especímenes de ambos grupos de ensayo. En particular, para el ensayo a carga cíclica, los parámetros correspondientes se obtuvieron en todos los ciclos de carga aplicados, analizando su evolución. Los resultados detallados pueden consultarse en el *Anexo G*.

6.4.1 Ensayo de carga cíclica

Δ_{res}^j , Desplazamiento residual. Durante el ensayo cíclico, los valores de desplazamiento residual aumentaron en ambos grupos atenuando, el crecimiento por ciclo a medida que evolucionaba el ensayo (Figura 6.5).

Se analizó específicamente la situación después de 100, 500 y 1000 ciclos de carga, resultando significativamente menor en el *Grupo SN* que en el *Grupo BS* a 100 ciclos ($p=0.002$), 500 ciclos ($p=0.003$) y 1000 ciclos ($P=0.002$) (Tabla 6.1 y Figura 6.6).

En ambos grupos, más del 40% del desplazamiento permanente medido después de 1000 ciclos de carga ocurrió en los 100 primeros ciclos, siendo significativamente menor para el *Grupo SN* ($p=0.015$) (Tabla 6.1).

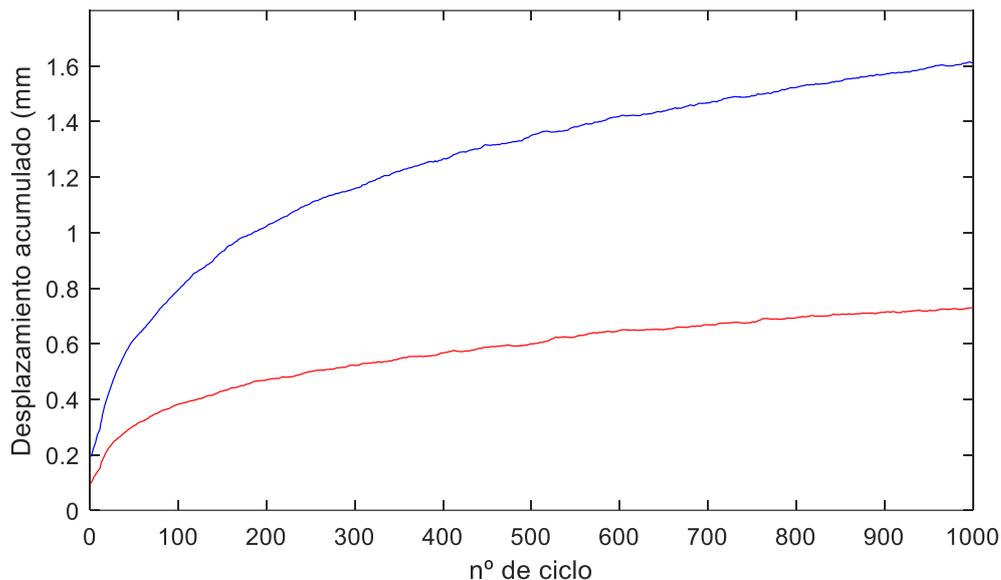


Figura 6.5. Evolución de las medias del desplazamiento residual acumulado (Δ_{res}^j) durante el precondicionamiento para los grupos de estudio

Tabla 6.1. Desplazamiento residual (en mm) durante los ensayos cíclicos

	Δ_{res}^{100}		Δ_{res}^{500}		Δ_{res}^{1000}	
	media	IC 95%	media	IC 95%	media	IC95%
Grupo BS	0.64	(0.52-0.77)	1.20	(1.03-1.37)	1.46	(1.28-1.65)
Grupo SN	0.31	(0.21-0.41)	0.53	(0.36-0.70)	0.66	(0.44-0.87)
valor-p	0.001*		0.000*		0.016*	

BS: Botón de suturas; SN: Anclaje sin nudos ReelX®

*: Significativamente diferente. Las diferencias se consideran significativas para $p >= 0.05$

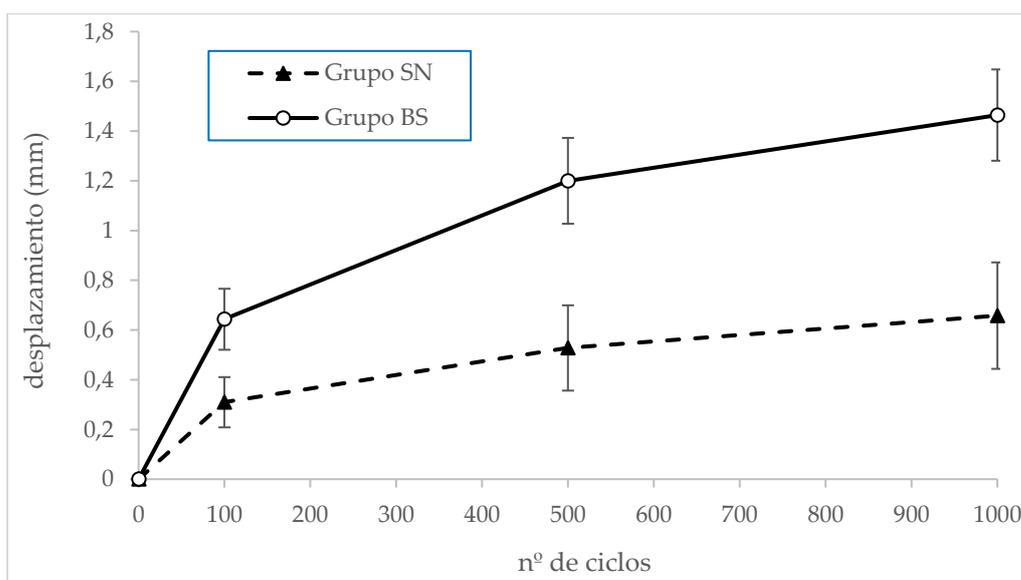


Figura 6.6. Desplazamiento residual acumulado durante los ensayos cíclicos. Las barras verticales representan IC de las medias del 95%.

La atenuación del desplazamiento residual acumulado al progresar el ensayo, patente en el desplazamiento medio acumulado por ciclo ($d_{[i,j]}$), fue más pronunciada para el *Grupo SN* (**¡Error! La autoreferencia al marcador no es válida.**), lo que aumentó progresivamente las diferencias entre los dos grupos.

Tabla 6.2. Desplazamiento residual medio acumulado por ciclo o $d_{[i,j]}$ (en mm/ciclo) a lo largo del ensayo

	$d_{[0,100]}$	$d_{[100,500]}$	$d_{[500,1000]}$
Grupo SN	0.00309	0.00055	0.00026
Grupo BS	0.00643	0.00139	0.00053

6.4.2 Ensayo de rotura a tracción

Los datos recogidos por los sensores de fuerza y desplazamiento se representaron gráficamente para cada espécimen incluido en el análisis (ver *Anexo G*) y se obtuvieron las curvas medias de ambos grupos (Figura 6.7)

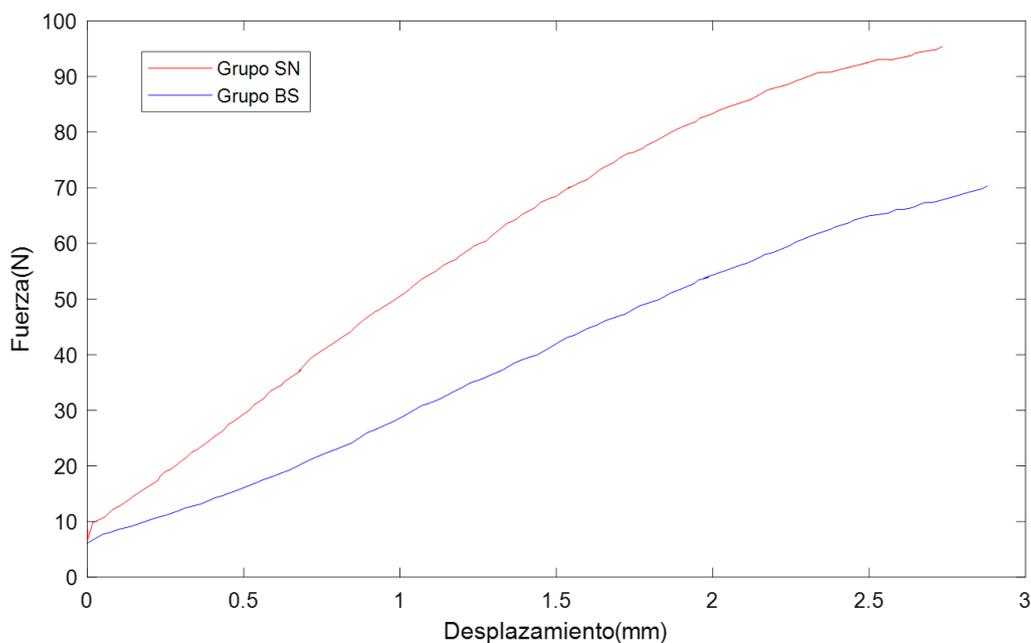


Figura 6.7. Curvas medias del ensayo de rotura a tracción de los grupos BS y SN, hasta la carga última del espécimen más débil en cada grupo

La rigidez media resultó un 49.0% superior para el grupo SN ($P=0.006$) (Tabla 6.3). Los desplazamientos a todos los niveles de carga analizados fueron significativamente inferiores cuando se utilizó un anclaje sin nudos para fijar las suturas que cuando se anudaron sobre un botón quirúrgico (Tabla 6.3 y Figura 6.8).

La carga última media fue un 27.3% más elevada en el *Grupo SN*, aunque solo pudo apreciarse una tendencia hacia la significancia estadística ($p=0.053$). Esta carga se produjo para desplazamientos de 8.04 mm (DE 4.75mm) en el *Grupo SN* y de 5.50 (DE 1.64 mm) en el *Grupo BS* (Tabla 6.3).

Tabla 6.3. Resultados de los ensayos de rotura a tracción

	Grupo BS		Grupo SN		valor-p
	media	IC 95%	media	IC 95%	
K (N/mm)	26.38	(21.89-30.88)	40.94	(34.76-47.12)	0.003*
δ_{30N} (mm)®	1.15	(0.90-1.40)	0.57	(0.46-0.89)	0.001*
δ_{50N} (mm)	1.86	(1.55-2.16)	1.04	(0.88-1.20)	0.000*
δ_{70N} (mm)	2.83	(2.40-3.28)	1.64	(1.40-1.88)	0.001*
F_{3mm} (N)†	74.30	(65.75-82.79)	99.17	(90.76-107.57)	0.001*
F_{5mm} (N)††	91.19	(79.17-103.21)	117.63	(103.79-131.48)	0.023*
F_u (N)	108.92	(91.00-127.75)	138.64	(119.03-158.24)	0.053
δ_u (mm)	5.50	(4.48-6.52)	8.04	(5.10-10.99)	0.159

BS: Botón de sutura; SN: Anclaje sin nudo ReelX®

* : Diferencia significativa. Las diferencias se consideran significativas $p \geq 0.05$

† : En 1 espécimen del grupo BS el desplazamiento a Carga última fue inferior a 3 mm y no se incluyó en el cálculo

†† : En 2 especímenes del grupo BS y en 2 especímenes del grupo SN, el desplazamiento a Carga última fue inferior a 5 mm y no se incluyeron en los cálculos

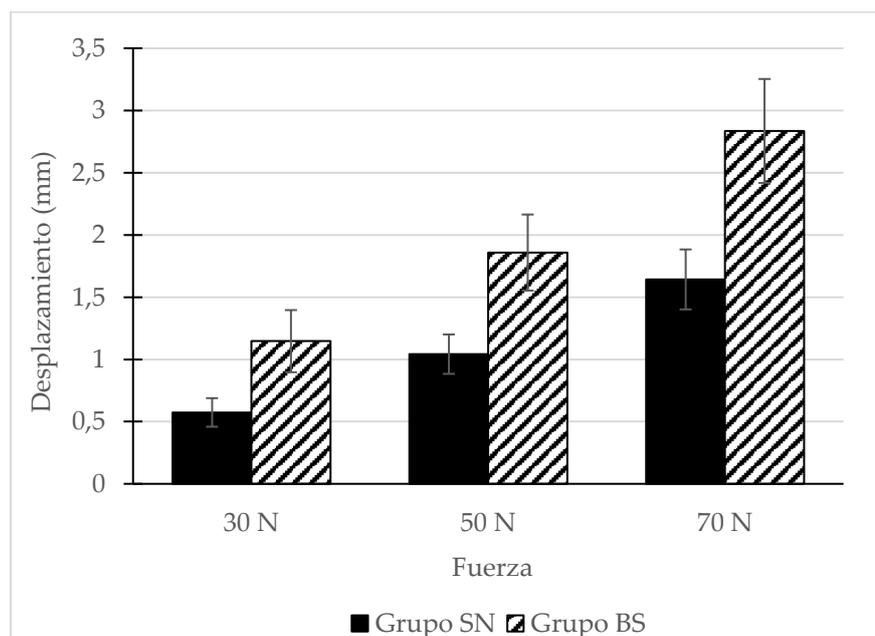


Figura 6.8. Alargamiento medio para los grupos de estudio a diferentes niveles de carga. Las líneas de error representan IC de las medias del 95%.

Ambos valores resultaron superiores al umbral de 3 mm, valor que ha mostrado previamente alterar la función del menisco en un modelo porcino (*Starke y col., 2010*), por lo que la resistencia de la reparación se caracterizó también calculando las fuerzas necesarias para causar elongaciones de 3 y 5 mm (Tabla 6.3 y Figura 6.9). Estas fuerzas resultaron también significativamente mayores para el *Grupo SN* comparado con el *Grupo BS*, con incrementos del orden del 30% en la resistencia a la elongación para ambos niveles de alargamiento.

El modo de fallo fue siempre el arrancamiento de las suturas por corte del tejido en la zona de contacto de los puntos de inserción. No se observaron ni desplazamiento del dispositivo de anclaje en el *Grupo SN* ni penetración ósea del botón en el *Grupo BS*.

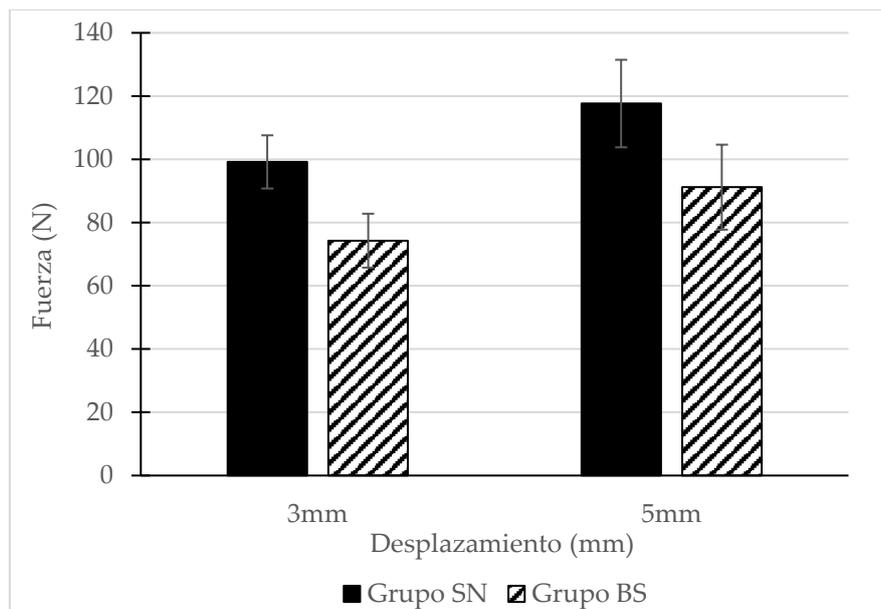


Figura 6.9. Resistencia media a alargamientos de 3 y 5 mm. Las barras de error representan IC de las medias del 95%.

6.5 Discusión

Nuestro principal hallazgo fue que el uso para fijar las suturas de un dispositivo de anclaje sin nudos con tensado posterior a la inserción e impactado a la salida distal del túnel óseo, mejoró de forma significativa las propiedades biomecánicas iniciales de la reparación transtibial de una rotura completa de la raíz meniscal posterior comparado con el anudado de las suturas sobre un botón cortical. Específicamente, se encontró una reducción del desplazamiento residual de la raíz en condiciones de carga cíclica representativas de los protocolos iniciales de rehabilitación postoperatoria, confirmando nuestra primera hipótesis. Así mismo, en condiciones de tracción hasta el fallo se constató un incremento de la rigidez a todos los niveles de carga y de la resistencia a alargamientos de 3 y 5 mm resultados que confirmaron también nuestra segunda hipótesis de trabajo.

Muchos cirujanos eligen la aplicación de técnicas transtibiales para la reparación de las raíces posteriores de los meniscos (*Feutch y col., 2015a; LaPrade y col., 2015c*) porque facilita el acceso al área de inserción anatómica y es más reproducible (*LaPrade y col., 2015c*). En procedimientos transtibiales, después de aplicar las suturas al menisco y pasarlas por el túnel desde la superficie articular hasta la tibia anterior, un método común para fijar las suturas es anudarlas sobre un botón apoyado sobre la cortical a la salida del túnel. Sin embargo, existe preocupación por el desarrollo de desplazamientos permanentes que contribuyen a la extrusión del menisco y alteran la carga transmitida al cartílago (*Ropke y col., 2015*), pudiendo dar lugar a una cicatrización incompleta o en una posición no anatómica, con el potencial de producir alteraciones sobre la biomecánica del contacto articular similares a las observadas con reparaciones no anatómicas (*Starke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a*).

Una posible fuente de este tipo de desplazamientos es el anudado de las suturas, ya que estudios anteriores sobre la resistencia de nudos aplicados en cirugía abierta han mostrado la generación de deslizamientos bajo cargas cíclicas en el rango de 10N a 45N cuya magnitud puede ser considerable y depende del tipo de material de sutura y de la técnica de anudado empleada (*Illahi y col., 2008; Hill y col., 2016*). Para evitar el anudado, las suturas pueden fijarse utilizando

un dispositivo de anclaje sin nudo clavado en la tibia anterior cerca de la salida del túnel como ha sido descrito recientemente (*Espejo-Baena y col., 2017; Woodmass y col., 2017*). Sin embargo, el comportamiento mecánico de la reparación transtibial de la raíz del menisco con dispositivos actuales de anclaje de suturas sin nudo no había sido estudiado hasta ahora.

Dado que el uso de botón cortical para fijar las suturas permite el ajuste de la tensión de las mismas con posterioridad a su inserción en el dispositivo, se seleccionó para el estudio un dispositivo de anclaje sin nudos que también permite controlar la tensión sobre las suturas. Durante la preparación de los especímenes, se puso especial cuidado en mantener un nivel de tensión similar en las suturas y hacerlo siguiendo un protocolo aplicable en la cirugía que se pretende simular.

6.5.1 Ensayo cíclico

El presente estudio biomecánico comparativo muestra que, cuando se somete al complejo menisco-fijación-tibia a cargas cíclicas de niveles similares a los esperados en los procedimientos actuales de rehabilitación temprana, los desplazamientos residuales acumulados en la raíz reparada se redujeron considerablemente a los 100, 500 y 1000 ciclos de aplicación de carga cuando las suturas se fijaron con un dispositivo de anclaje sin nudo que cuando se anudaron sobre un botón cortical. Después de los 100 primeros ciclos, los desplazamientos permanentes medidos representaron más del 40% de los acumulados en todo el ensayo para ambas fijaciones. A medida que se aplicaron más ciclos de carga, se siguió acumulando desplazamiento permanente pero el incremento por ciclo fue disminuyendo, siendo la atenuación mayor con el ancla sin nudos. En consecuencia, las diferencias entre los desplazamientos permanentes acumulados en ambos sistemas se incrementaron a los 500 y 1000 ciclos, alcanzando al final del ensayo una reducción del 55.1% con la fijación sin nudos respecto al anudado. Se observó que, evitando los nudos, los desplazamientos medios de la raíz se redujeron en 0.81 mm, esto es un 26.9% del umbral de 3 mm para el que se ha mostrado que existen alteraciones de la función biomecánica del menisco (*Starke y col., 2010*). A nuestro entender, esta es una reducción importante desde un punto de vista clínico, teniendo en cuenta que existen otras fuentes de desplazamiento que se suman para crear holgura en la reparación.

Respecto a la magnitud de los desplazamientos residuales, se midieron 0.66 mm con el anclaje sin nudos y 1.46 mm con el botón cortical.

No se han encontrado datos sobre las características mecánicas de la reparación de la raíz posterior del menisco usando un sistema de fijación de las suturas sin nudo. Estudios anteriores han analizado reparaciones transtibiales con botones corticales (*Cerminara 2014; Feutch y col., 2014*). Anudando sobre un botón dos hilos de sutura del N.2 (FiberWire®, Arthrex, Naples, Florida) aplicados en puntadas simples y con idéntico protocolo de carga que el nuestro en un modelo porcino, *Cerminara y col. (2014)* midieron desplazamientos permanentes medios de 3.23 mm tras 1000 ciclos de carga. Las notables discrepancias encontradas entre sus valores y los nuestros pueden deberse a variaciones en otros aspectos del diseño del ensayo como la longitud de tejido meniscal utilizada para la sujeción del menisco al cabezal de la máquina con la garra (10mm frente a 5mm en nuestro estudio) o la diferencia en resistencia al deslizamiento de nudos realizados con suturas de distintos materiales (*Ilahi y col., 2008; Hill y col., 2016*) y por cirujanos diferentes. Además, los hilos de sutura FiberWire® han mostrado menor resistencia al deslizamiento del nudo que los hilos FiberForce™ utilizados en nuestro trabajo (*Swan y col., 2009*). Por añadidura, ellos utilizaron túneles óseos de mayor longitud (50mm frente a 39 mm en nuestro montaje) y midieron los desplazamientos del cabezal de la máquina incluyendo la deformación

debida a la flexión del hueso, mientras en nuestro ensayo se excluyó este efecto midiendo los desplazamientos con un sensor inductivo colocado entre el cabezal y la tibia proximal.

Feutch y col. (2014), compararon una técnica de reparación con anclaje de suturas in situ con una técnica transtibial con anudado de suturas a un botón de titanio utilizando un modelo porcino., El desplazamiento permanente medio registrado tras 1000 ciclos de carga de [5, 20] N fue 2.2 mm en la reparación transtibial y de 1.3 en la reparación in situ. De nuevo, existen importantes diferencias en los diseños experimentales que impiden hacer una comparación directa de resultados con nuestro estudio. No obstante, comparando con el anudado de las suturas sobre un botón cortical a la salida distal del túnel, los resultados en cada estudio muestran reducciones análogas en los desplazamientos residuales medios: en su caso una disminución del 40.9% anudando suturas muy cortas a un ancla clavado en el lugar de inserción anatómica; en nuestro caso, fijando suturas más largas con un dispositivo de anclaje sin suturas clavado en la tibia anterior cerca de la salida del túnel óseo, la reducción fue del 55.1%.

6.5.2 Ensayo de rotura

El conjunto reparado resultó más rígido y más resistente con el anclaje sin nudos propuesto que anudando las suturas sobre un botón.

La definición utilizada para la rigidez del conjunto representó la máxima obtenida para la curva fuerza-deformación antes de la rotura y fue superior con la fijación de las suturas sin nudos (40.94 N/mm para el *Grupo SN* frente a 26.38 para el *Grupo BS*, $p=0.003$). Sin embargo, al no ser lineal la curva fuerza-desplazamiento, para caracterizar la deformación en el rango de cargas que puede esperarse en el periodo postoperatorio inmediato bajo condiciones de carga parcial (*Starke y col., 2013*), también se calcularon los desplazamientos a tres niveles de carga: 30, 50 y 70 N. Los desplazamientos obtenidos fueron significativamente menores para todas las cargas, confirmando la mayor rigidez de la reparación resultante del empleo del dispositivo de fijación de las suturas sin nudos.

La carga última media también fue superior (32.5%) con el uso de este dispositivo (138.64 N) comparado con el anudado sobre un botón de suturas (109.8 N), aunque solo pudo establecerse una tendencia hacia la significancia estadística ($p=0.053$). Este incremento, de confirmarse, podría deberse a una mejor distribución de la carga entre los dos hilos de sutura con el dispositivo de anclaje utilizado, que aplica tensión a todos los extremos libres en una sola operación frente al anudado de los extremos dos a dos realizado sobre el botón de suturas.

No obstante, debido al alto valor del desplazamiento al que se dan estas cargas últimas, consideramos que son una pobre representación de la resistencia al fallo del conjunto menisco-sutura-tibia. Para una mejor caracterización, se calcularon las cargas necesarias para producir alargamientos de 3mm y 5mm, valores para los que se han observado alteraciones importantes de la biomecánica del contacto articular en reparaciones no anatómicas (*Starke y col., 2010; LaPrade y col., 2015a*) y que, por tanto, caracterizan mejor su resistencia. A ambos niveles de desplazamiento, las fuerzas medidas fueron alrededor de un 30% superiores con la fijación de la sutura provista por el anclaje sin nudo, resultando significativamente diferentes ($p=0.001$ a 3mm; $p=0.023$ a 5 mm) confirmando la tendencia encontrada para la carga última. Aunque los resultados del presente estudio solo pueden interpretarse en el corto periodo de tiempo tras la intervención en el que la carga está restringida, este aumento de resistencia puede ser importante para reducir la probabilidad de daño crítico a la reparación debido a sobrecargas inesperadas.

Contrastando los valores encontrados con los obtenidos en otros estudios, la rigidez calculada a partir de los datos de la curva fuerza-alargamiento para el grupo con botón de sutura de 26.4

N/mm, fue similar a los 23.7 N/mm reportados por *Feutch y col. (2014)* en un modelo porcino. En cuanto a la carga última, aunque la comparación directa con trabajos previos es difícil por las diferencias existentes en los diseños experimentales, nuestro valor de 109.8 N se encuentra en el rango de los encontrados anteriormente con especímenes porcinos usando un botón de suturas: 96 N en *Forkel y col. (2017)*; 180.1 N en *Feutch y col. (2014)*.

Desde una perspectiva clínica, el uso de un dispositivo de anclaje de suturas sin nudos que permite el ajuste de la tensión de las suturas posterior a su inserción y se clava a la salida distal del túnel tibial puede ser una solución eficaz para reducir los desplazamientos permanentes de la raíz.

6.6 Limitaciones

En este trabajo existen las mismas limitaciones por ausencia de efectos de cicatrización biológica inherentes a los estudios *in vitro* comentadas en los capítulos anteriores, por lo que la intensidad y número de ciclos de carga aplicados es representativo solo del periodo postoperatorio inmediato.

El montaje experimental se diseñó para centrar el estudio del conjunto menisco-sutura-tibia, por lo que no se incluyeron los efectos de los tejidos blandos circundantes, fundamentales en los desplazamientos absolutos experimentados por la raíz reparada. Durante los ensayos, la sutura se alineó con la dirección de la carga, lo que no reproduce la disposición anatómica. Esta decisión se tomó considerando que aplicando la fuerza en la dirección de la sutura se elimina el rozamiento por cortadura y se focaliza el efecto de la tracción en la entrefase que era nuestro interés principal. Se utilizó un modelo porcino y en consecuencia los valores determinados no pueden extrapolarse a humanos. No obstante, modelos porcinos han sido utilizado con frecuencia en estudios comparativos de técnicas de reparación (*Cerminara y col., 2014; Feutch y col., 2014; Forkel y col., 2017; Starke y col., 2010; Ropke y col., 2015*) por presentar propiedades mecánicas más homogéneas, lo que reduce el sesgo relacionado con el espécimen, y son funcionalmente más parecidos a especímenes humanos jóvenes que los meniscos procedentes de cadáveres humanos de edad avanzada disponibles normalmente. Por tanto, creemos que los resultados comparativos obtenidos en este estudio se mantendrían en especímenes humanos.

Cabe también comentar que el dispositivo de anclaje sin nudos utilizado incorpora un sistema de tensado incremental de las suturas que, por la experiencia de nuestro equipo, puede resultar en una fijación más firme que la obtenida mediante el anudado. La influencia del pretensado de los hilos sobre el comportamiento mecánico de la reparación no se ha estudiado. Para minimizar la influencia de este efecto en los resultados comparativos obtenidos en este estudio, el cirujano trató de aplicar en todas las reparaciones de ambos grupos tensiones iniciales similares. Otros anclajes sin nudos que no permiten tensionado posterior a la inserción podrían ofrecer rendimientos más bajos y su eficacia debería estudiarse específicamente.

6.7 Conclusiones

En un modelo porcino de reparación transtibial de la raíz meniscal posterior sometida a cargas cíclicas representativas de los protocolos de rehabilitación actuales en el periodo postoperatorio temprano en condiciones de carga restringida:

- La eliminación del anudado distal de las suturas sustituyéndolo por una fijación sin nudos mediante un dispositivo de anclaje impactado cerca de la salida del túnel

disminuye los desplazamientos permanentes acumulados bajo la aplicación de cargas cíclicas de baja intensidad, representativa de lo que puede experimentar la raíz en el periodo postoperatorio inmediato.

- Así mismo, esta forma de fijación de las suturas aumenta la rigidez y la resistencia en condiciones de carga de tracción hasta el fallo, que reproducen situaciones de sobrecarga inesperada que pueden darse durante este periodo.

6.8 Bibliografía

- Anz AW, Branch EA, Saliman JD. Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears. *Am J Sports Med.* 2014; 42:2699-2706
- Becker R, Schröder M, Stärke C, Röpke M, Nebelung W. Mechanical properties of suture materials for anchoring cruciate ligament transplants. *Unfallchirurg.* 2000;103:375-37.9
- Cerminara AJ, LaPrade CM, Smith SD, et al. Biomechanical evaluation of a transtibial pullout meniscal root repair: challenging the bungee effect. *Am J Sports Med.* 2014;42(12):2988-2995. Doi:10.1177/0363546514549447.
- Driscoll MD, Robin BN, Horie M, et al. Marrow stimulation improves meniscal healing at early endpoints in a rabbit meniscal injury model. *Arthroscopy.* 2013;29(1):113-121.
- Espejo-Baena A, Urbano-Labajos V, Ruiz del Pino MJ, Peral-Infantes I. A simple device for inside-out meniscal suture. *Arthroscopy.* 2004;20(8):e85-e87. doi:10.1016/j.arthro.2004.07.006.
- Espejo-Baena A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Martín-Castilla MB, Dalla-Rosa Nogales J and Sevillano-Pérez E. Transosseous Posterior Meniscal Root Reinsertion Using Knotless Anchor for Tibial Fixation. *Arthroscopy Techniques.* 2017;6(3):e621-e626. doi:10.1016/j.eats.2017.01.006.
- Faul F, Erdfelde E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-191.
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013; 41:2784-2790
- Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Rosenstiel N, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2014;42(1):187-193. doi:10.1177/0363546513502946.
- Feucht MJ, Kühle J, Bode G, et al. Arthroscopic transtibial pullout repair for posterior medial meniscus root tears: a systematic review of clinical, radiographic, and second-look arthroscopic results. *Arthroscopy.* 2015a;31(9):1808-1816.
- Feucht MJ, Salzmann GM, Bode G, et al. Posterior root tears of the lateral meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015b;23(1):119-125
- Forkel P, Foehr P, Meyer JC, et al. Biomechanical and viscoelastic properties of different posterior meniscal root fixation techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25:403-410. doi: 10.1007/s00167-016-4237-4.
- Hill SW, Chapman CR, Adeeb S, Duke K, Beaupre L, Bouliane MJ. Biomechanical evaluation of the Nice knot. *Int J Shoulder Surg.* 2016 Jan-Mar;10(1):15-20. doi: 10.4103/0973-6042.174513.
- Ilahi OA1, Younas SA, Ho DM, Noble PC. Security of knots tied with ethibond, fiberwire, orthocord, or ultrabraid. *Am J Sports Med.* 2008 Dec;36(12):2407-14. doi: 10.1177/0363546508323745.
- LaPrade CM, Foad A, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a nonanatomic posterior medial meniscal root repair. *Am J Sports Med.* 2015a;43(4):912-920. doi:10.1177/0363546514566191.
- LaPrade RF, LaPrade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: a human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2015b; 43:892-898
- LaPrade RF, LaPrade CM, James EW. Recent Advances in Posterior Meniscal Root Repair Techniques. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015c;23:71-76. doi:10.5435/JAAOS-D-14-00003.
- LaPrade CM, LaPrade MD, Turnbull TL, Wijdicks CA and LaPrade RF. Biomechanical Evaluation of the Transtibial Pull-Out Technique for Posterior Medial Meniscal Root Repairs Using 1 and 2 Transtibial Bone Tunnels. *Am J Sports Med.* 2015d;43(4):899-904.

- Moatshe G, Chahla J, Slette E, Engebretsen L, and Laprade RF. Posterior meniscal root injuries. A comprehensive review from anatomy to surgical treatment. *Acta Orthopaedica*. 2016;87 (5): 452–458.
- Pérez-Blanca A, Prado Nóvoa M, Lombardo Torre M, Espejo-Reina A, Ezquerro Juanco F, Espejo-Baena A. The role of suture cutout in the failure of meniscal root repair during the early post-operative period: a biomechanical study. *Int Orthop*. 2018;42(4):811-188. doi:10.1007/s00264-018-3799-9.
- Ropke EF, Kopf S, Drange S, Becker R, Lohmann CH, Staërke C. Biomechanical evaluation of meniscal root repair: a porcine study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23:45-50.
- Starke C, Kopf S, Grobel K, Becker R. The effect of a non-anatomical repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. *Arthroscopy*. 2010;26(3):358-365. doi:10.1016/j.arthro.2009.08.013.
- Starke C, Kopf S, Lippisch R, et al. Tensile forces on repaired medial meniscal root tears. *Arthroscopy*. 2013;29(2):205-212. doi:10.1016/j.arthro.2012.09.004.
- Swan Jr KG, Baldini T and McCarty EC. Arthroscopic Suture Material and Knot Type. An Updated Biomechanical Analysis. *Am J Sports Med*. 2009;37:1578-1585.
- Woodmass JM, Mohan R, Stuart MJ and Krych AJ. Medial Meniscus Posterior Root Repair Using a Transtibial Technique. *Arthroscopy Techniques*. 2017;6(3):e511-e516. doi:10.1016/j.eats.2016.11.006.

Conclusiones y Líneas futuras

En esta tesis se aborda el estudio biomecánico de la lesión posterior de la raíz del menisco lateral y de su reparación mediante sutura transósea.

En primer lugar, se ha hecho una revisión de los aspectos anatómicos, fisiológicos y mecánicos más importantes para entender la importancia del menisco y de sus conexiones articulares, con especial atención al papel desempeñado por las raíces meniscales como principales restrictores del movimiento de los meniscos. Así mismo, se ha profundizado en las consecuencias de la rotura completa de las raíces, haciendo un repaso de las técnicas de reparación actualmente aplicadas y llevando a cabo una amplia revisión bibliográfica de los trabajos publicados que han analizado las alteraciones en la biomecánica del contacto articular producidas por esta lesión y la efectividad de la reparación mediante sutura transósea para restaurar los parámetros de contacto articular.

Los estudios experimentales propuestos en la tesis responden a la consecución de los dos objetivos principales planteados. De un lado, el análisis biomecánico de las alteraciones del contacto articular que se producen como consecuencia de la rotura completa de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla humana. De otro, el estudio biomecánico de la técnica de reparación mediante sutura transtibial, abordando diferentes aspectos sobre las características mecánicas del conjunto tibia-menisco-sutura que pueden estar relacionados con la mejora del éxito de la reparación de esta lesión. En este sentido se ha analizado la capacidad de la reparación a impedir el desarrollo de desplazamientos permanentes de la raíz antes de la cicatrización ante cargas repetitivas de baja intensidad, así como su resistencia ante la aplicación de cargas inesperadas de valor más elevado. Para poder determinar la importancia de cada contribución, en estos estudios se han separado los efectos de las distintas componentes del sistema reparado.

En los capítulos correspondientes se han ido enumerado las conclusiones de cada estudio. A continuación, se hace un resumen de los principales hallazgos y de las líneas de trabajo futuro que se abren a partir de ellos.

7.1 Conclusiones de la Tesis

Las principales conclusiones que se derivan de la tesis responden a los principales objetivos definidos:

- La rotura completa de la raíz posterior del menisco lateral produce alteraciones importantes en la distribución de presiones de contacto de la articulación tibio femoral para ángulos de flexión entre 0 y 90°, de nivel similar o superior al observado en la lesión homóloga del menisco medial. Si la lesión no se repara, estas alteraciones pueden progresar originando consecuencias similares a las observadas con la meniscectomía.
- La reparación de la lesión mediante la técnica de sutura transtibial con aplicación de un hilo de sutura ultrarresistente no restaura completamente estas alteraciones y es necesario profundizar en el mecanismo de fallo de la reparación para proponer actuaciones que mejoren los resultados clínicos de la intervención.
- La aplicación de cargas cíclicas de baja intensidad produce el desarrollo de desplazamientos permanentes de la raíz, que se van acumulando con el paso de los ciclos y alcanzan una magnitud considerable incluso cuando se utilizan en la reparación dos hilos de sutura ultrarresistente, sin que se aprecie corte del tejido por la sutura, siendo el elemento de sutura el principal contribuyente a estos desplazamientos y no el corte del tejido en la interacción tejido-sutura como se había postulado anteriormente.
- El corte del tejido meniscal por la sutura se produce a una carga de intensidad mayor a las que cabe esperar durante el periodo postoperatorio inmediato, antes del inicio de la cicatrización. Esta carga es inferior a la fuerza última soportada por el conjunto y marca la resistencia del tejido a la retención de la sutura, *SRS*, pues una vez sobrepasada el corte se propaga fácilmente produciendo desplazamientos permanentes difíciles de predecir.
- La sustitución del anudado sobre un botón cortical como sistema de cierre de las suturas, por un dispositivo tipo “Knotless” clavado a la salida el túnel tibial, con capacidad de control de la tensión de las suturas postinserción, mejora el comportamiento biomecánico de la reparación. Específicamente disminuye los desplazamientos de la raíz que se originan bajo la aplicación de cargas cíclicas de baja intensidad, disminuye los desplazamientos ante cargas subcríticas y aumenta su resistencia mecánica.

Además de estas conclusiones principales, en los desarrollos necesarios para llegar a ellas se han obtenido otros resultados de interés. Así, del análisis comparativo del contacto articular en la rodilla humana sana, con desinserción de la raíz posterior del menisco lateral, tras su reparación y meniscectomizado, se ha determinado también que:

- La reparación transtibial con una sutura simple no restaura estas alteraciones a condiciones cercanas a las que se dan con el menisco intacto para ángulos de flexión altos $\theta=60^\circ$ y $\theta=90^\circ$. Sin embargo, a ángulos de flexión bajos, $\theta=0^\circ$ y $\theta=30^\circ$ los parámetros de contacto si alcanzan niveles similares a los medidos antes de la lesión.
- La meniscectomía lateral causa alteraciones mayores que la avulsión de la raíz posterior del menisco lateral dejada in situ.
- La meniscectomía lateral reduce al área de contacto en el compartimento interno de la articulación con respecto al menisco intacto a ángulos de flexión bajos (0° y 30°), pudiendo indicar una redistribución de la carga tras la ausencia del menisco debida a una realineación en varo de la rodilla y sugiriendo que la conservación del menisco lesionado pudiera ayudar a mantener una distribución de presiones de contacto en el compartimento medial a ángulos de flexión bajos más cercana a la fisiológica.

En cuanto al análisis de la técnica de reparación mediante sutura transtibial, la separación de contribuciones de cada componente ha permitido realizar las siguientes observaciones:

Conclusiones y líneas futuras

- En la comparación de elementos de sutura de distinta sección e idéntico material en un modelo porcino, el uso de cinta en vez de hilo no produce reducción alguna de los desplazamientos de la raíz ante cargas cíclicas de baja intensidad y el corte producido por la sutura en el menisco no fue una fuente importante de desplazamiento permanente a estos niveles de carga.
- La cinta de sutura, confiere mayor fuerza última en el conjunto reparado que el hilo de sutura del mismo material. Este resultado puede presentar una ventaja en situaciones de aplicación de cargas repentinas como las debidas a un tropezón y se explica por la mayor superficie de contacto de la cinta en sus puntos de inserción en el tejido meniscal.
- El conjunto menisco-sutura aislado muestra aportaciones porcentuales de cada componente que son similares cuando se utiliza un modelo con tejido cadavérico del cuerno posterior del menisco medial de origen porcino o de origen humano de edad avanzada. Este resultado aporta validez al uso de modelos porcinos para la comparación de técnicas de reparación de la raíz posterior del menisco con el propósito de comparar su capacidad para resistir desplazamientos.
- El hilo de sutura es el componente que más contribuye al alargamiento del conjunto en reparaciones de sutura transósea. Para una longitud normalizada del túnel tibial igual a 40mm, las contribuciones aproximadas del hilo son del 45% al desplazamiento residual y entre el 50-55% al desplazamiento en el instante de inicio del corte, tanto en modelo porcino como humano.
- El corte del menisco por la sutura se inicia a fuerzas superiores a las que cabe esperar durante los ejercicios de rehabilitación habituales en el periodo postoperatorio inmediato. El valor de la Fuerza de corte media es un 11% inferior a la fuerza máxima soportada por el conjunto menisco-sutura con tejido porcino y un 20% inferior con tejido humano de edad avanzada.
- La fuerza de inicio de corte tiene un valor muy cercano a la fuerza en el primer máximo de la curva fuerza-desplazamiento en el ensayo de rotura, mostrando ambos valores una fuerte correlación positiva en modelo humano y porcino. Por ello, para estudios experimentales en los que no se monitoriza la entrefase menisco-sutura, se propone a la fuerza medida en el primer máximo local como la aproximación más adecuada de la resistencia del tejido a la progresión del corte, *SRS*.
- La eliminación del anudado distal de las suturas sustituyéndolo por una fijación sin nudos mediante un dispositivo de anclaje impactado cerca de la salida del túnel disminuye los desplazamientos permanentes acumulados bajo la aplicación de cargas cíclicas de baja intensidad, representativa de lo que puede experimentar la raíz en el periodo postoperatorio inmediato.
- Así mismo, esta forma de fijación de las suturas aumenta la rigidez y la resistencia en condiciones de carga de tracción hasta el fallo, que reproducen situaciones de sobrecarga inesperada que pueden darse durante este periodo.

7.2 Líneas futuras

Teniendo en cuenta los resultados de esta tesis, se plantean nuevas líneas de trabajo:

- ✓ Desarrollo de modelos computacionales mediante el método de elementos finitos del conjunto menisco-sutura, en el que, mediante la aplicación de algoritmos genéticos, se optimicen las propiedades mecánicas de los distintos componentes con el objetivo de reproducir con el menor error los resultados de los ensayos experimentales.

Más concretamente, se trataría de obtener con el modelo la misma respuesta en los desplazamientos de hilo, tejido meniscal e interacción menisco-sutura que los obtenidos en el laboratorio. El modelo podría utilizarse para analizar la sensibilidad de la respuesta ante cambios en las propiedades mecánicas del tejido meniscal dentro del rango limitado por los desplazamientos calculados con los modelos cadavéricos experimentales porcino y humano de edad avanzada presentados en esta tesis.

- ✓ Incorporación a un modelo completo de rodilla de las propiedades mecánicas de dicho modelo una vez ajustadas, para simular la reparación de la raíz posterior de los meniscos, lo que posibilitaría el estudio comparativo de diferentes alternativas de reparación.
- ✓ Modelado matemático de estas interacciones mediante modelos de elementos finitos siguiendo la metodología descrita. Una aplicación destacada de estos modelos sería su incorporación a un modelo computacional de la rodilla completa elaborado para simular la respuesta biomecánica de la fijación mediante sutura de implantes de menisco alógenos, con el fin de analizar opciones de mejora de las técnicas actuales.
- ✓ Aplicación de la técnica de videofotogrametría implementada en este trabajo al análisis experimental de la interacción menisco-sutura para técnicas de suturado distintas a las de la puntada simple, tales como la puntada horizontal, el bucle simple o el bucle auto-bloqueante.
- ✓ Aplicación de la técnica de videofotogrametría al estudio de la interacción menisco-sutura en el cuerpo del menisco al aplicar suturas verticales y horizontales, de interés para técnicas de reparación aplicadas a roturas meniscales en esta zona.
- ✓ Aplicación de la técnica de videofotogrametría al análisis de los desplazamientos desarrollados a causa del deslizamiento del nudo.
- ✓ Aplicación de los protocolos de ensayo desarrollados en esta tesis al estudio experimental del efecto de la rotura de las raíces anteriores en la biomecánica de la rodilla y de su reparación mediante técnicas de sutura.
- ✓ Análisis de técnicas de reparación mediante suturas de las raíces anteriores
- ✓ Diseño y fabricación de un elemento de cierre de las suturas de tecnología “Knotless”, pero insertado a través del túnel óseo para posicionarlo lo más cerca posible de la superficie articular. Un diseño de este tipo tiene el potencial de disminuir los desplazamientos de la raíz actuando sobre dos de las fuentes con mayor contribución en la técnica de sutura transósea: la debida al hilo, que es altamente dependiente de su longitud, y la debida al anudado.
- ✓ Estudio experimental de la eficacia del nuevo diseño resultante en la restauración de los parámetros de contacto de la rodilla ante cargas de intensidad variable.
- ✓ Estudio de la relación entre el desplazamiento de la raíz meniscal por cargas cíclicas que actúen en el post-operatorio inmediato y la posible alteración de la función del menisco

Características de los sistemas de la máquina de ensayos

A.1. Características del husillo de bolas

Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (Thomson 2018)

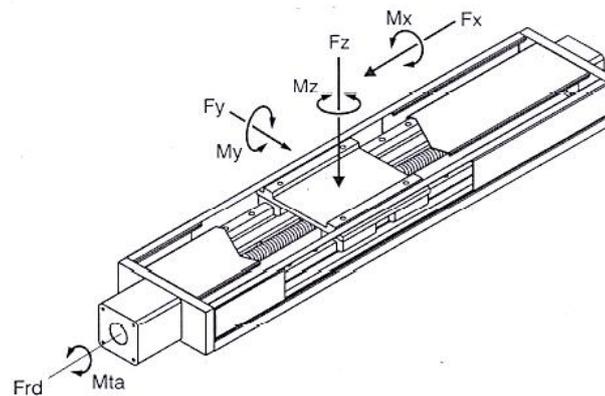


Figura A.1. Esquema del Husillo de bolas Accuslide 2HBE20 (Thomson™, Devon, Reino Unido)

Tabla A. 1. Características técnicas del husillo Accuslide 2HBE20.

Carrera máxima	500 mm
Velocidad máxima	1,25 m/s
Velocidad de entrada máxima	3000 rpm
Peso del patín	2,7 Kg
Carga máxima F_x	4500 N
Carga máxima F_y	15000 N
Carga máxima F_z	30000 N
Par de carga máximo M_x	1900 $\times m$
Par de carga máximo M_y	2450 $N \times m$
Par de carga máximo M_z	950 $N \times m$
Paso del husillo	10 mm
Repetibilidad	+/- 0,005 mm
Precisión sobre recorrido de 300mm	0,025 mm

A.2. Características técnicas del Servomotor SGMPH-15A1A61D-OY (Yaskawa America Inc, IL, EEUU)

Datos extraídos del manual (Yaskawa 2018)

Tabla A.2. Especificaciones del servomotor

Servomotor SGMPH-15A1A61D-OY	
Voltaje de alimentación	230 V
Potencia	1500 w
Par de salida	4,77 $N \cdot m$
Pico instantáneo de par	14,3 $N \cdot m$
Velocidad	3000 rev/min
Velocidad máxima	5000 rev/min
Momento de inercia del rotor	4,02 $Kg \cdot m^2 \cdot 10^{-4}$
Aceleración angular	11900 rad/s ²

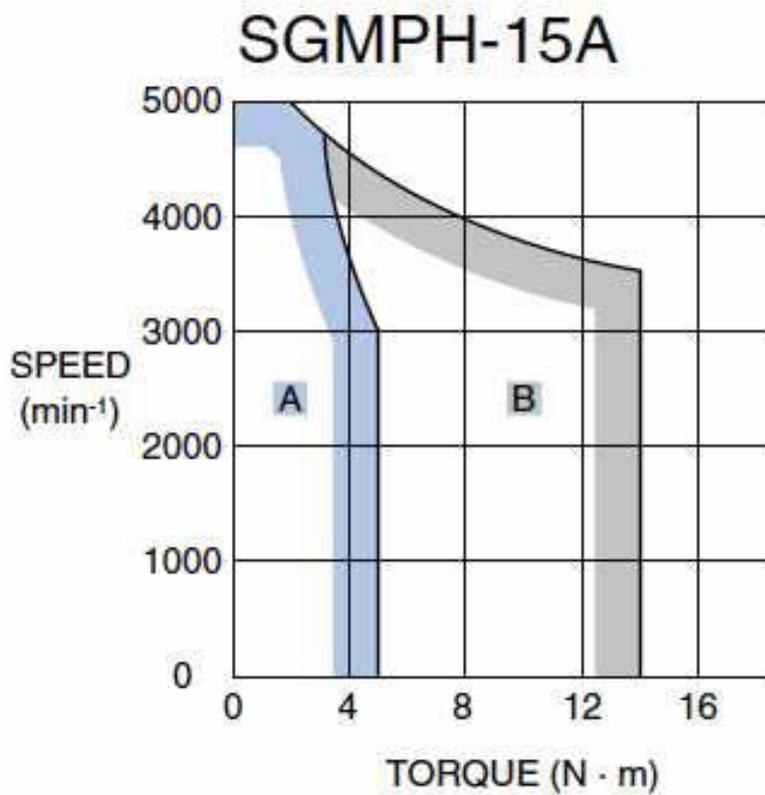


Figura A.2. Curva par-velocidad

A.3. Características técnicas del servoaccionamiento SGDH-15AE-S-OY (Yaskawa America Inc, IL, EEUU)

Datos extraídos del manual (Yaskawa 2018)

Tabla A.3. Características del servoaccionamiento SGDH-15AE-S-OY.

Características Servoaccionamiento SGDH-15AE-S-OY			
Especificaciones básicas	Alimentación de entrada	220 a 230 VAC (50/60 Hz)	
	Máxima potencia del motor aplicable	1500 W	
	Métodos de control	Velocidad, par y posición	
	Feedback	Encoder (incremental o absoluto)	
	Peso aproximado	3,8 Kg	
	Cambio electrónico	0,01<A/B<100	
Especificaciones generales	Control velocidad	Rango de control de velocidad	1:5000
		Voltaje de referencia	± 6 VDC (signo=sentido de giro)
		Impedancia de entrada	14K Ω
	Control par	Voltaje de referencia	± 3 VDC (signo=sentido de giro)
		Impedancia de entrada	14K Ω
	Control posición	Tipo de pulso de entrada	Signo + Tren de pulsos 2 Trenes de pulsos desfasados 90° CCW/CW pulsos
		Frecuencia de entrada de pulsos	0 a 500 Kpps
		Señal de control	Señal Clear

A.4. Características de la mordaza

Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (Wilton Tools 2018)

Tabla A. 4. Características de la mordaza TLT/SP-75 (Wilton Tools, TN, EEUU)

Giro de la base	360°
Giro lateral	45° en ambos sentidos
Indexación vertical	90°
Dureza de mordazas	55 \pm 3RC
Ancho mordazas	3" (76,2 mm)
Apertura mordazas	3" (76,2 mm)
Peso	7,25 Kg

A.5. Características de la mesa de fresado FB-H (Demanders®, Suecia)

Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (Demanders 2018)

Tabla A.5. Características de la mesa de posicionamiento

Superficie de la mesa	300 x 160 mm
Recorrido eje x	180 mm
Recorrido eje y	100 mm
Superficie de la placa de base	160 x 160 mm
Sensibilidad de la manivela	2 mm/vuelta
Peso neto	16 Kg
Volumen	0,011 m ³

A.6. Características técnicas de la célula de carga para la medida de la fuerza vertical

Tabla A. 6. Especificaciones técnicas del transductor U2B.
Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (HBM 2018a)

Fuerza estimada	2 KN
Clase de precisión	0.1
Error relativo de reproducibilidad y repetitividad sin rotación	0.1%
Error relativo de reversibilidad	0.15
Sensibilidad	2 mV/V
Varianza sensibilidad tensión/compresión	<0,2/0,5 %
Varianza señal de cero	<1 %
Variación de la linealidad	<0,1 %
Influencia de la excentricidad (1mm)	0,05 %
Influencia de fuerza lateral (10 % F_{nom})	0,1 %
Resistencia de entrada	> 345Ω
Resistencia de salida	300...400 Ω
Voltaje de excitación de referencia	0,5...12 V
Máxima fuerza de operación	150 %
Fuerza de rotura	> 300%
Límite de fuerza estática lateral	25 %
Frecuencia de resonancia	14 KHz
Peso	0,8 Kg
Protección	IP67

Tabla A.7. Datos de calibración del transductor de fuerza U2B (extraídos de la hoja de calibración adjunta al sensor)

% de F_{nom}	Tracción (mV/V)	Compresión (mV/V)
0	0,0000	0,0000
50	-1,0009	1,0023
100	-2,0011	2,0066
50	-1,0010	1,0028
0	0.0000	0,0001
Sensibilidad	-2,0011	2,0066
Linealidad	-0,011	0,033
Histéresis relativa	0,013	0,051

Tabla A.8. Características del Amplificador de medida Clip AE101 A. Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (HBM, 2018b)

Clase de precisión	0,1
Voltaje de alimentación	15...30 VDC
Voltaje de excitación del puente	$V_E = 10V$ $V_E = 5V$ $V_E = 2,5V$
Transductores que pueden ser conectados (galgas del puente completo)	
$V_E = 10V$	340...5000 Ω
$V_E = 5V$	170...5000 Ω
$V_E = 2,5V$	85...5000 Ω
Puesta a cero del puente	
Ajuste grueso	$\pm 2mV/V$
Ajuste fino	$\pm 0,08mV/V$
Rango de medida	
$V_E = 10V$	0,1...2 mV/V
$V_E = 5V$	0,2...4 mV/V
$V_E = 2,5V$	0,4...8 mV/V
$V_E = 1V$	---
Desviación de linealidad	< 0,5 % (del valor final)
Tensión de salida	$\pm 10V$
Grado de protección	IP65
Peso	200 g

A.7. Características técnicas de los sensores de desplazamientos

Tabla A. 9. Características sensor LVDT- modelo LVP-100-ZA-2.5-SR7-I (Micro-Epsilon, Ortenburg, Alemania). Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (MicroEpsilon 2018)

Rango de medida	100 mm
Sensibilidad	0,16 mA/mm
Linealidad	0.25 mm
Resolución	0,03 mm
Voltaje de alimentación	18 a 30 VDC
Señal de salida	Entre 4 y 20 mA
Temperatura de operación	-40°C a 85°C
Clase de protección	IP67

Tabla A. 10. Datos de calibración del LVDT (extraídos de la hoja de calibración adjunta al sensor)

Desplaz. (mm)	Valor teórico (mA)	Valor real (mA)	Desviación (%)	Desplaz. (mm)	Valor teórico (mA)	Valor real (mA)	Desviación (%)
0	4,019	4,002	0,106	54,167	12,692	12,688	-0,031
4,167	4,686	4,687	0,006	58,333	13,36	13,371	0,073
8,333	5,353	5,335	0,113	62,5	14,027	14,044	0,107
12,5	6,02	6,038	0,107	66,667	14,694	14,731	0,23
16,667	6,688	6,715	0,172	70,833	15,361	15,392	0,193
20,883	7,355	7,389	0,212	75	16,028	16,02	-0,056
25	8,022	8,044	0,136	79,167	16,696	16,703	0,044
29,167	8,689	8,659	0,187	83,333	17,363	17,37	0,047
33,333	9,356	9,344	-0,08	87,5	18,03	18,05	0,124
37,5	10,024	10,028	0,025	91,667	18,697	18,726	0,178
41,667	10,691	10,699	0,048	96,833	19,364	19,328	-0,23
45,833	11,358	11,384	0,161	100	20,032	20,01	-0,138
50	12,025	12,025	0,002				

Tabla A. 11. Características sensor M-DVRT-9® con acondicionador de señal DEMO-DC®. (MicroStrain®, Williston, EEUU). Datos extraídos de la hoja de especificaciones técnicas (Microstrain 2018)

Rango de desplazamiento	9 mm
Sensibilidad	0-5 VDC FS
Resolución	4.5 μ m
Precisión	\pm 1.5% usando recta de calibración \pm 0.1% usando un polinomio de calibración
Histéresis	1 micron
Repetibilidad	1 micron
Voltaje de alimentación	De 6 a 16V VDC
Señal de salida	Entre 0 y 5V
Temperatura de operación	-55°C a 175°C

A.8. Bibliografía

Demanders 2018. Milling Table FB.H. Demanders Inc (En línea). [Consultado 2/10/2018]. Disponible en: <https://www.demanders.se/eng/products/milling-tables>

HBM 2018a. Force Transducer U2B. HBM (En línea). [Consultado 25/09/2018]. Disponible en: <https://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/hbmdoc/technical/B00482.pdf>

HBM 2018b. Industrial Amplifier Clip Electronics. HBM (En línea). [Consultado 25/09/2018]. Disponible en: <https://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/hbmdoc/technical/b0615.pdf>

MicroEpsilon 2018. Sensor LVDT LVP-100. Micro Epsilon (En línea). Consultado 25/09/2018]. Disponible en: <http://www.micro-epsilon.pl/download/dat--induSENSOR-LVP--en.pdf>

Microstrain 2018. Sensor M-DVRT-9. Microepsilon (EN línea). [Consultado 25/09/2018]. Disponible en: <http://files.microstrain.com/M-DVRT-Microminiature-Data-Sheet.pdf>

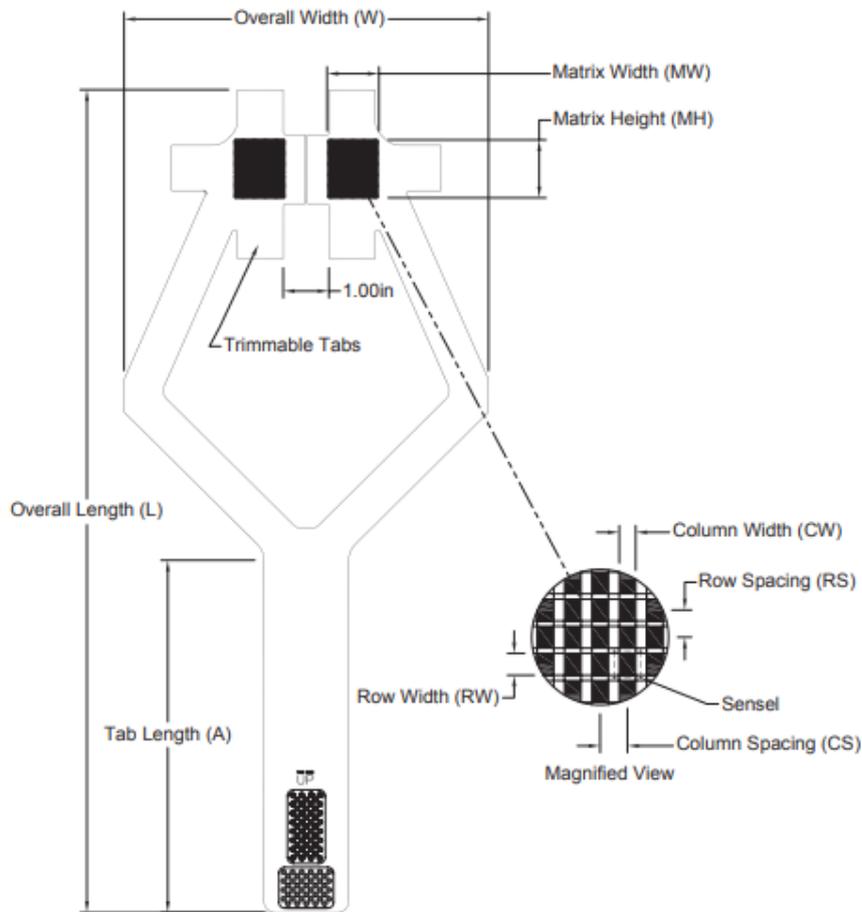
Thomson 2018. Linear Actuators. Thomson Linear (En línea). [Consultado 25/09/2018]. Disponible en: https://www.thomsonlinear.com/downloads/z_Archived/Automation_Components_ctuk.pdf

Wilton Tools 2018. 3-Axis Precision Tilting Vise TLT/SP-75. Wilton Tools (En línea). [Consultado 25/09/2018]. Disponible en: <http://www.wiltontools.com/us/en/p/3-axis-precision-tilting-vise-3-jaw-width-1-5-16-jaw-depth/11701>

Yaskawa 2018. SGMPH Sigma-II Servo System. Yaskawa (En línea). [Consultado 2/10/2018]. Disponible en: <https://www.yaskawa.com/products/motion/sigma-5-servo-produ...>

Características técnicas del sistema I-Scan®

B.1. Características del sensor modelo 4000E (Tekscan Inc, Boston, MA, EEUU)



General Dimensions				Sensing Region Dimensions							Summary	
Overall Length <i>L</i>	Overall Width <i>W</i>	Tab Length <i>A</i>	Matrix Width <i>MW</i>	Matrix Height <i>MH</i>	Columns			Rows			Total No. of Sensels	Sensel Spatial Resolution
					<i>CW</i>	Pitch <i>CS</i>	<i>Qty.</i>	<i>RW</i>	Pitch <i>RS</i>	<i>Qty.</i>		
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)		(mm)	(mm)			(sensel per sq-cm)
462.0	203.2	198.1	27.9	33.0	0.8	1.3	22	1.0	1.3	26	572	62.0
(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(in)		(in)	(in)			(sensel per sq-in)
18.19	8.00	7.80	1.10	1.30	0.030	0.050	22	0.040	0.050	26	572	400.0

Pressure Ranges			
kPa	10,343	62,055	68,950
psi	1,500	9,000	10,000

Figura B.1. Sensor 4000 de Tekscan Inc (extraído de Tekscan 2015a)

B.2. Características del dispositivo de adquisición de datos Evolution™ (Tekscan Inc, Boston, MA, EEUU)

Tabla B 1. Datos técnicos del dispositivo Evolution™ (extraídos de *Tekscan 2015b*).

Características Físicas	
Material de la Carcasa	Policarbonato/Mezcla ABS (Beige)
Tamaño L x W x H	137.9 mm x 57.2 mm x 33.5 mm
Tipo de conexión	USB 2.0
Peso	305 g (10.8 oz)
Fuente de alimentación	USB, 200mA, 1W
Longitud estándar del cable	(15 ft)
Características técnicas	
Máxima velocidad de escaneo	Up to 100 Hz (speeds vary by sensor)
Sincronización por pulso	No
Resolución Digital de Presión	8 Bit
Comunicación de PC	USB 2.0, 480 Mbps
Voltage: Consumo de corriente	200 mA, 1W
Ajuste de sensibilidad	x 3 to 1/7 del rango de presiones del sensor
Temperatura	-20°C to 35°C (-4°F to 95°F)
Humedad relativa	5 to 90 (sin condensar)

B.3. Descripción del Software I-Scan

El sistema I-Scan, Tekscan contiene una aplicación de ordenador para controlar la adquisición, tratamiento y representación y análisis de la información recogida por la matriz de puntos de medida del sensor a través del dispositivo de adquisición (ver *Tekscan 2015c*). Esta aplicación permite mostrar de forma gráfica y numérica los datos de la distribución de presiones en tiempo real, así como almacenarlos en múltiples formatos. Es posible capturar imágenes del mapa de presiones instantáneas o grabar, reproducir y guardar películas o secuencias de imágenes. El programa permite también exportar los datos extraídos de la señal del sensor a un archivo ASCII para su uso con otros programas.

La aplicación I-Scan permite equilibrar la respuesta de todos los sensores del sensor, ajustar la sensibilidad para una mayor precisión en el rango de trabajo y calibrar el sensor para transformar la señal electrónica en valores de presión fácilmente interpretables. De forma alternativa, si se considera necesario, los datos recogidos pueden ser exportados, antes o tras la aplicación del algoritmo de calibración, para aplicarles algoritmos de calibración más complejos que incluyan la corrección de errores de no linealidad, deriva, histéresis o dispersión inherentes a este tipo de sensores.

B.4. Bibliografía

Tekscan 2015a. Pressure Mapping Sensor 4000. Tekscan (En línea). [Consultado: 11 septiembre 2015]. Disponible en: <https://www.tekscan.com/products-solutions/medical-sensors/4000>

Tekscan 2015b. Evolution Handle. Tekscan (En línea). [Consultado: 11 septiembre 2015]. Disponible en: <https://www.tekscan.com/productsolutions/electronics/evolution-handle?tab=specifications>

Tekscan 2015c. I-Scan System. Tekscan (En línea). [Consultado: 11 septiembre 2015]. Disponible en: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/i-scan-system>.

Diseño experimental para el análisis del contacto articular

El diseño definitivo de los ensayos experimentales realizados fue el resultado de la selección inicial de una serie de variables y de la confirmación de su adecuación para la obtención de las medidas buscadas.

Esta selección se basó, en primera instancia, en los trabajos realizados anteriormente por otros grupos de investigación para estudios de alteraciones del contacto causados por patologías meniscales, centrandose principalmente el interés en aquellos que han analizado roturas de la raíz (ver punto 2.6.1 y Tabla 2.2).

A continuación, debido a la dificultad para disponer de especímenes cadavéricos y con el propósito garantizar al máximo la correcta ejecución de los ensayos, se realizaron pruebas piloto en espécimen porcino para comprobar el funcionamiento del sensor de presiones, el montaje, la correcta selección de los parámetros de ensayo y el protocolo experimental.

C.1. Sensor de presiones utilizado

La distribución de presiones en ambos compartimentos de la articulación tibio-femoral se determinó utilizando el sistema I-scan con sensores de presión específicos para rodilla (I-scan 4000, Tekscan Inc., Boston, MA), con un rango de presiones de 0 a 10.34MPa. En el punto 2.7.1 se hizo una descripción detallada de este sistema basado en tecnología piezorresistiva.

Los sensores empleados cuentan con dos zonas de medida independientes, una para cada compartimento de la rodilla. Cada zona se compone de 572 puntos de medida individuales, distribuidos en un área de 27.9mm x 33mm.

C.1.1. Preparación del sensor para su inserción.

La inserción de los sensores en el reducido espacio articular es un paso delicado pues es fácil dañar el sensor. Además, una vez introducido y posicionado correctamente, debe fijarse respecto a la tibia para asegurar la consistencia de las medidas en las diferentes condiciones testadas para cada rodilla. Estas dos tareas se facilitaron mediante la aplicación de suturas auxiliares a dos pestañas plásticas existentes en posiciones anterior y posterior a la zona de medida. Las pestañas se reforzaron con esparadrapo para evitar que la sutura cortase el plástico al aplicar tracción durante la manipulación del sensor. Una tercera pestaña lateral existente en cada zona de medida hubo de ser cortada para poder acomodar el sensor en el espacio existente entre el ligamento colateral y la eminencia tibial (Figura C. 1)

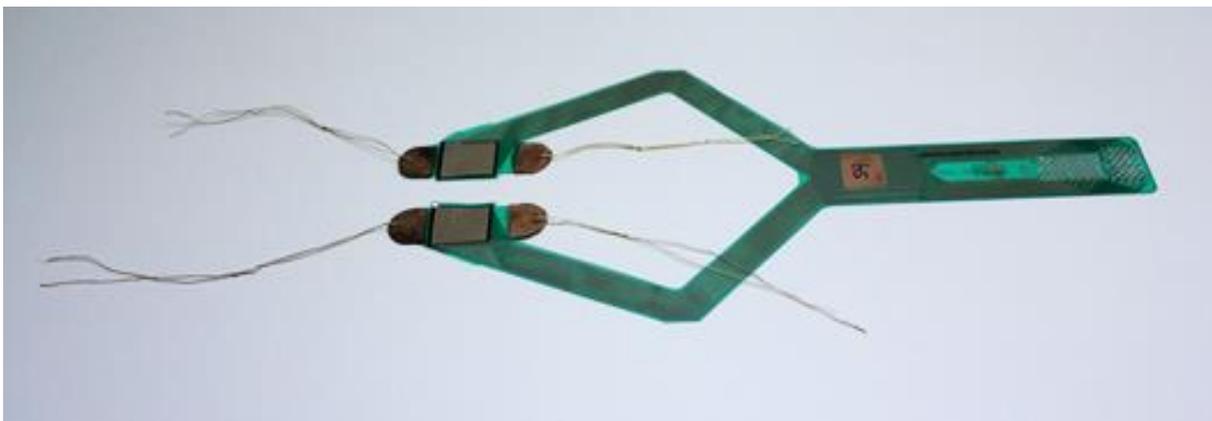


Figura C. 1 Sensor de presiones I-Scan 4000 preparado con suturas para su fijar su posición respecto a la tibia, después de su inserción en la articulación tibio-femoral.

C.1.2. Preparación del sensor para la medida

Para su correcto funcionamiento, los sensores se prepararon en el mismo lugar de realización de los ensayos e inmediatamente antes de su introducción y anclaje en el espécimen por el cirujano según descripción del punto 3.3.1. De esta forma se controlaron posibles desviaciones en la medida debidas a variaciones de temperatura o a la descalibración observada con el paso del tiempo.

Se utilizó un nuevo sensor en cada espécimen para aplicar el mínimo número de ciclos de carga posible y reducir así el posible efecto de disminución de la señal observado anteriormente con el número de ciclos de carga (*Wilharm y col., 2013*).

Siguiendo las indicaciones del fabricante, se retiró el plástico protector pegado al sensor y se dispuso bajo el cabezal de la máquina, apoyándolo en una superficie horizontal metálica lisa cubierta por una lámina de papel grueso con objeto de evitar concentraciones de presión debidas a irregularidades o impurezas.

A continuación, se procedió a su acondicionamiento y calibrado según el procedimiento siguiente.

C.1.2.1. Acondicionamiento

El sensor se cargó utilizando una barra rectangular de 10mmx20mm acoplada al cabezal de la máquina. Mediante desplazamientos del sensor sobre la superficie de apoyo se fue variando el área de aplicación de la fuerza en cada zona de medida hasta barrerlas por completo. Para cada posición, se aplicaron cinco ciclos de carga de compresión hasta 1200N durante 1 minuto y descarga completa durante 2 minutos. Con el dispositivo utilizado, la presión media aplicada a carga máxima alcanzó los 6MPa, valor estimado como cercano al máximo de trabajo basándose en estudios anteriores (*Marzo y col., 2013; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015-non anatomic*).

C.1.2.2. Calibración

Una vez acondicionado, se realizó la calibración. Según indicación del fabricante, la calibración debe llevarse a cabo con la sensibilidad ajustada al máximo valor que permita que en las condiciones de trabajo no aparezca saturación de la señal en ningún punto de medida. Los valores de sensibilidad pueden variarse en el rango [1-40].

En el presente estudio no es posible conocer a priori cual va a ser la sensibilidad adecuada por lo que se programó efectuar la calibración para 6 valores de sensibilidad en un rango amplio para no perder información en las medidas realizadas: sensibilidades 16, 20, 24, 28, 32 y 36.

A cada sensibilidad seleccionada, se utilizó para la calibración uno de los algoritmos disponibles en el sistema I-scan, que aplican la misma curva a ambas zonas de medida. La carga se ejerció en ambas zonas simultáneamente mediante dos barras rectangulares de área transversal ligeramente inferior a la de los compartimentos del sensor. Para uniformizar las presiones y evitar efectos de borde debidos a los actuadores, estos se cubrieron en la zona de contacto con láminas textiles de espesor aproximado de 2mm). Una vez alcanzado, cada nivel de fuerza se mantuvo durante 1 minuto y luego se descargó el sensor completamente durante al menos 2 minutos antes de aplicar el siguiente nivel.

El algoritmo empleado, realiza una calibración potencial basada en 3 puntos (Figura C. 2. Sensor Curva de calibración del sensor utilizado en el espécimen 7 para sensibilidad 32. La curva se basa en 3 puntos de medida: fuerza nula y los puntos correspondientes a cargas de 30 y 80% marcados por líneas blancas): carga nula, baja y alta. Esta calibración es apropiada cuando existen variaciones de presión en la zona de medida durante la calibración, como se observó con el procedimiento de carga descrito debido a pequeños descentramientos de la carga. Para sensibilidades altas, los niveles bajo y alto fueron respectivamente entorno al 20-30% y 75-85% de la carga que produjo el primer pixel saturado. Para sensibilidades bajas, al no observarse saturación para la máxima carga permitida por la disposición seleccionada de la célula de carga (2 KN), se tomaron como puntos de calibración los dados a cargas de 600 y 1800N.

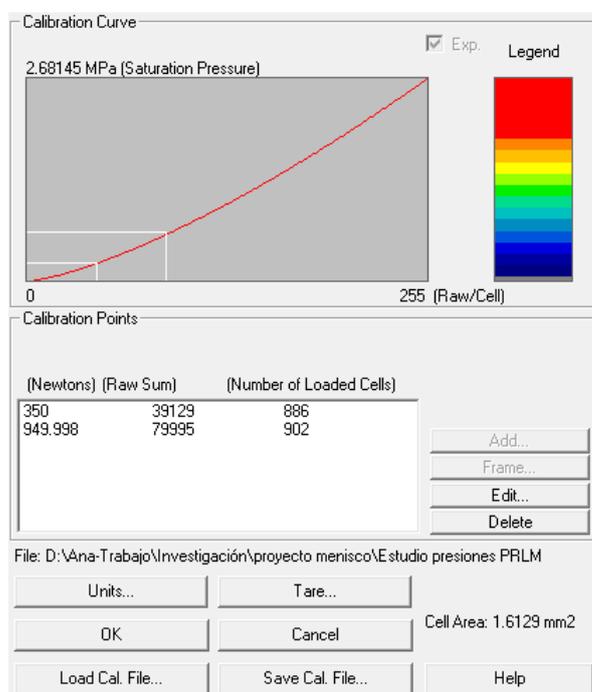


Figura C. 2. Sensor Curva de calibración del sensor utilizado en el espécimen 7 para sensibilidad 32. La curva se basa en 3 puntos de medida: fuerza nula y los puntos correspondientes a cargas de 30 y 80% marcados por líneas blancas

C.2. Preparación y montaje de los especímenes

C.2.1. Preparación

Para la preparación de los especímenes, en primer lugar, se disecaron hasta el plano capsular, limpiándolo de músculos y tejidos blandos. A continuación, en primera instancia se valoró la posibilidad de mantener la cápsula lo menos alterada posible. Sin embargo, la introducción del tipo de sensor seleccionado en la articulación tibiofemoral hizo imprescindible la extirpación de la rótula y la realización de amplias incisiones en la cápsula, así como en gran parte del ligamento coronal de ambos compartimentos, tanto en sus zonas anteriores como posteriores. Además, con el sensor en posición, las incisiones tuvieron que mantenerse abiertas. En este proceso se puso especial cuidado en mantener intactos los ligamentos principales de la rodilla, así como el ligamento transversal, los ligamentos meniscofemorales y la conexión del menisco medial con el ligamento colateral medial. El resto de conexiones de los meniscos fueron disecadas.

Para la fijación de los especímenes en la máquina se hicieron pruebas con especímenes porcinos. Una primera opción fue la sujeción de fémur y tibia en sendos recipientes de aluminio, cada uno con 3 pernos pasantes de punta afilada. Esta opción fue descartada debido a que, al someter la rodilla a altas cargas con ángulos de flexión altos, los huesos, principalmente el fémur tendían a clavarse en los pernos y desplazarse. Al cambiar los pernos de punta afilada por otros de punta roma, el fémur tendía a girar en el recipiente.

Descartada esta opción, se procedió a fijar los especímenes con resina epoxi. Se seleccionó una resina bicomponente (R-Plainpox 293/E-Plaindur 842, Plainsur, Sevilla, España). La resina se preparó antes de cada uso, mezclando los componentes 293:842 en proporciones 1:2 hasta obtener una mezcla homogénea y libre de burbujas de aire, siguiendo instrucciones del fabricante.

Para el embebido en resina y posterior ensayo de los extremos óseos, se seleccionaron recipientes de madera y sección rectangular. Se optó por la fabricación de recipientes de madera por dos motivos fundamentales: la menor rigidez del material facilitaba el agarre de la mordaza y su relativa porosidad dificultaba el desplazamiento de la resina respecto al recipiente. Los mismos motivos, facilitar el agarre de la mordaza y dificultar el giro de la resina que fijaba el espécimen en el recipiente, llevaron a optar por recipientes de sección cuadrada o rectangular, en vez de los de sección circular utilizados para este fin en los trabajos de otros grupos (*Allaire y col., 2008; Kim y col., 2013; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015-non anatomic*).

Para la fijación de la tibia, la revisión de la bibliografía permitió determinar que el tamaño máximo esperable del conjunto tibia-peroné humano a una distancia entre 50mm y 120mm distal a la superficie articular, era susceptible de alojarse en un recipiente de sección cuadrada de 85mm x 85mm y altura 70mm. Así mismo, para el fémur se determinó que el tamaño máximo esperable para la zona entre 50mm y 120mm distal a la superficie articular era susceptible de ser alojada en un recipiente de sección rectangular de 85mm x 60mm y altura 70mm.

En las pruebas previas se observó que, con los huesos embebidos en resina, al ensayar el espécimen a ángulos de flexión elevados y altas cargas, el fémur tendía a desplazarse en la resina. Estos desplazamientos se originaron por el momento de flexión generado sobre el soporte por la carga de compresión aplicada durante el ensayo en dirección del eje tibial. Para evitar estos desplazamientos, antes del vertido de la resina, se atravesó el fémur a aproximadamente 20mm y 40mm del extremo cortado con dos pasadores de acero de 6mm de diámetro y longitud 50mm, cruzados a aproximadamente 90°. Estos pasadores quedaron embebidos en la resina y evitaron los desplazamientos vistos anteriormente.

Una vez comprobada en las pruebas previas la adecuación de los procedimientos de disección y fijación de los especímenes, para el estudio llevado a cabo se estableció el protocolo de preparación que se detalla en el punto 3.3.1

C.2.2. Montaje

Si bien algunos estudios anteriores han dejado libres todos los grados de libertad excepto el ángulo de flexión y los desplazamientos en dirección de la carga (*Allaire y col., 2008; Kim y col., 2013*), otros han controlado el giro varo-valgo para distribuir la carga entre los cóndilos, no permitiendo la orientación fisiológica de la articulación, lo que impidió observar alteraciones en el cóndilo contralateral no lesionado.

En este trabajo se optó inicialmente por la primera opción. De acuerdo a esta decisión, el sistema de sujeción del espécimen a la máquina se diseñó con idea de:

- Permitir la introducción de la carga de compresión en dirección del eje de la tibia
- Controlar el ángulo de flexión
- Dejar libres los desplazamientos anteroposteriores y mediolaterales, el giro varo-valgo y la rotación axial, posibilitando así la reorientación natural de la rodilla bajo carga de acuerdo a su anatomía.

Para conseguirlo, el plano de fondo del recipiente de la tibia se acopló al cabezal de la máquina manteniendo el plano de fondo de su recipiente, y por tanto el platillo tibial, perpendicular al eje de carga (Figura C. 3). El recipiente del fémur se ancló a la base de la máquina de ensayos con una mordaza que permitió la libre orientación tridimensional del espécimen respecto al eje de carga. La rodilla se colocó en extensión completa, con el fémur fijo en la mordaza y la tibia apoyada en el cabezal sobre una guía de bolas doble (BWU 60-60, IKO, Tokio, Japón) que permite los desplazamientos antero-posteriores y medio-laterales de la tibia. La mordaza de 3 ejes empleada para la sujeción del fémur se utilizó para fijar el ángulo de flexión, pero permitiendo libres las rotaciones varo-valgo e interna-externa.

C.3. Parámetros de ensayo

C.3.1. Ángulos de flexión

Los ensayos se planificaron para un número discreto de ángulos de flexión comprendidos en el rango $[0, 90]^\circ$. En concreto se seleccionaron 0, 30, 60 y 90° . Estos valores cubren el rango máximo esperado en el periodo postoperatorio inmediato (como se justifica en el punto 3.3) y han sido seleccionados en la gran mayoría de trabajos anteriores (*Allaire y col., 2008; Kim y col., 2013; Padelecki y col., 2014; LaPrade y col., 2014; LaPrade y col., 2015*), lo que facilita la comparación de resultados.

C.3.2. Fuerza de compresión

Coincidiendo con la amplia mayoría de trabajos experimentales sobre la función de la raíz meniscal (Tabla 2.3), se aplicó una fuerza de compresión cuya línea de acción se alineó con el eje de la tibia.

En cuanto a la magnitud de la fuerza a aplicar, se detectó una variabilidad considerable en los distintos estudios, con valores desde 100N hasta 1800N (Tabla 2.3) Para comprobar la influencia de este parámetro en los resultados de estudios comparativos como el nuestro, inicialmente se

estableció someter a cada espécimen a cargas de 800, 1000, 1200 y 1500 N en todas las condiciones ensayadas.

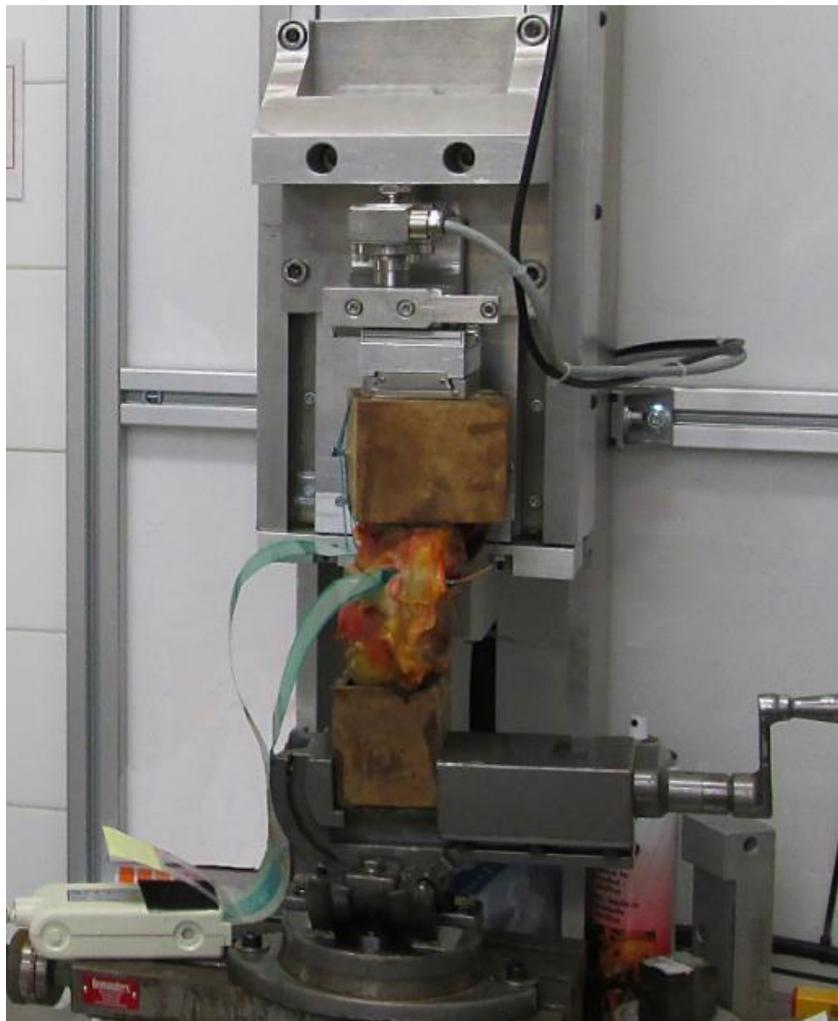


Figura C. 3. Montaje inicial. Se muestra la máquina de ensayos con un espécimen montado con sus aspectos anterior y lateral vistos a la izquierda y de frente respectivamente en la imagen. El receptáculo que contiene el fémur está fijo a la base de la máquina mediante una mordaza de 3 ejes, utilizada para imponer el ángulo de flexión dejando libre las demás rotaciones. El receptáculo de la tibia se conecta al cabezal de la máquina mediante dos guías lineales perpendiculares, que permiten las translaciones mediolaterales y anteroposteriores.

La fuerza axial aplicada por la máquina fue medida con una célula de carga de 5 KN (HBM, Darmstadt, Germany) colocada entre el espécimen y el cabezal de la máquina. El rango de medida se ajustó a un máximo de 2000N para mejorar la sensibilidad de la señal.

La fuerza se aplicó a una velocidad de 1mm/s hasta alcanzar el nivel preseleccionado. Este parámetro no tuvo influencia en los resultados ya que, una vez alcanzada la magnitud preseleccionada, el nivel de carga se mantuvo hasta la estabilización de las señales de la célula de carga y el sensor de presiones. Una vez alcanzado dicho nivel, la fuerza se mantuvo durante 1 minuto y luego se descargó el espécimen completamente durante al menos 2 minutos antes de aplicar el siguiente nivel. Este procedimiento de carga/descarga se siguió con objeto de controlar las desviaciones en las medidas de las variables de contacto

C.4. Ensayos piloto

Para las pruebas piloto se utilizaron los dos primeros especímenes descartados del estudio por presentar signos degenerativos en la articulación.

Los especímenes se prepararon siguiendo los pasos descritos en 3.3.1. A continuación, se testaron utilizando la máquina de ensayos empleada en el estudio y se aplicaron el montaje y los parámetros de ensayo preseleccionados.

Estos ensayos previos permitieron observar aspectos importantes a tener en cuenta en el desarrollo del estudio.

C.4.1. Montaje del espécimen

En extensión completa, el sistema de fijación aplicado con 4 gdl sin restringir permitió a la rodilla ajustar su orientación de forma natural para alcanzar el equilibrio.

Sin embargo, al aumentar el ángulo de flexión, se producen dos circunstancias que es necesario controlar en el montaje del espécimen:

- Si existe una desalineación inicial importante en el plano coronal del eje de carga respecto al centro de giro de la garra utilizada para fijar el fémur, se produce al cargar una inestabilidad en la orientación varo-valgo que la rodilla es incapaz de compensar. El espécimen gira en exceso y sobrecarga los ligamentos, que tienden a romperse. Resulta pues imprescindible alinear cuidadosamente el eje de carga con el centro de giro de la garra al colocar el espécimen en la máquina de ensayos.
- Se produce una componente importante de fuerza anterior sobre la tibia que, al no estar aplicada la fuerza del cuádriceps y no existir ninguna restricción a los desplazamientos anteroposteriores, debe ser equilibrada por los ligamentos principales de la rodilla y en particular por el LCA. La capacidad de estos no es suficiente para estabilizar la rodilla que tiende a romper la resina utilizada para fijar el fémur y/o romper el ligamento. Por tanto, para los ensayos es necesario fijar los desplazamientos antero-posteriores bloqueando la guía lineal que permite dicho desplazamiento (Figura C.4). Este tipo de inestabilidad había sido observada anteriormente en estudios in vitro de la rodilla humana (*Agneskirchner y col., 2007*).



Figura C. 4 Detalle del bloqueo de la guía antero-posterior mediante perno, para estabilizar la rodilla.

C.4.2. Carga aplicada y ángulo de flexión

A ángulos de flexión bajos, 0 y 30° los 4 niveles de carga preseleccionados se alcanzaron y mantuvieron sin incidencias. Sin embargo, a 60° de flexión y cargas por encima de 1100N, la resina utilizada para fijar el fémur empezó a ceder para fuerzas superiores a 1000N, dificultando la estabilización de la carga. A 90°, fuerzas de compresión tibial por encima de 1000N hicieron que el fémur se desplazara anteriormente y tendiera a salirse de su recipiente contenedor.

En consecuencia, se adoptó la decisión de limitar la carga máxima a 1000N durante los ensayos a altos grados de flexión. Por tanto, para el estudio se programó la aplicación de cargas de 800, 1000, 1200 y 1500N a 0 y 30° de flexión y de 800 y 1000N a 60 y 90°. 800N y 1000N son además valores que coinciden muy aproximadamente con el valor medio encontrado en estudios previos para los dos máximos locales de la fuerza vertical neta al nivel de la rodilla en la marcha (Martín y col., 2010), el movimiento esperable con mayor frecuencia en el postoperatorio inmediato.

C.4.3. Protocolo de medida con el sensor de presiones

Durante la toma de datos del sensor se observó una caída de la señal durante el tiempo que se mantuvo el nivel de carga, comportamiento descrito con anterioridad (ver 2.7.1.3). El control de la influencia de esta deriva en los resultados de este estudio comparativo se realizó esperando siempre el mismo intervalo de tiempo antes del instante de la grabación de los datos, al igual que en el proceso de calibración.

Durante las pruebas se comprobó que la señal volvía a cero en un tiempo de descarga muy inferior a los 2 minutos programados para la recuperación viscoelástica de los tejidos blandos, siendo este periodo por tanto suficiente para disipar los efectos de histéresis en la señal.

Además, en estos ensayos piloto se testó la repetibilidad de las medidas realizadas con el sensor de presiones. Para ello, siguiendo el procedimiento anterior se tomaron 3 medidas para la condición intacto a cada ángulo de flexión, para una fuerza aplicada de 1000N. La variación de los datos recogidos fue inferior al 2.5% para todas las variables, similar a lo encontrado en estudios anteriores (*Bachus y col., 2006*). Esta variabilidad se consideró pequeña en comparación con las alteraciones cuya detección se estimó clínicamente relevante.

Por ello, para limitar los posibles efectos de desgaste debidos a medidas repetitivas observados por otros (*Pavlovic y col., 1993*), en el estudio se optó por tomar una sola medida en cada condición ensayada. De esta forma se realizaron 16 mediciones con un sensor para el nivel de carga aplicado. Dado que estudios anteriores han reportado un error inferior al 2.3% en 30 medidas con cargas estacionarias (*Pavlovic y col., 1993*) no se consideró necesario hacer correcciones en este sentido.

C.5. Bibliografía

Agneskirchner JD1, Hurschler C, Wrann CD, Lobenhoffer P. The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study. *Arthroscopy*. 2007 Aug;23(8):852-61.

Allaire R, Munuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Sep;90(9):1922-31.

Bachus K, DeMarco A L, Judd K T, Horwitz D S, and Brodke D S. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. *Med. Eng. Phys.* 2006;28(5):483-488.

Kim JG, Lee YS, Bae TS, Ha JK, Lee DH, Kim YJ, Ra HJ. Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013 Sep;21(9):2121-2125.

LaPrade CM, Jansson KS, Dornan G, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered Tibiofemoral Contact Mechanics Due to Lateral Meniscus Posterior Horn Root Avulsions and Radial Tears Can Be Restored with in Situ Pull-Out Suture Repairs. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96:471-9

LaPrade CM, Foad A, Smith SD, Turnbull TL, Dornan GJ, Engebretsen L, Wijdicks AC, LaPrade RF. Consequences of a Nonanatomic Posterior Medial Meniscal Root Repair. *Am J Sports Med* 2015;43:912-920

Martín R, Postigo S, Ezquerro F, Pérez de la Blanca A, Prado M. Análisis cinemático y cinético de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda: bajada escalones, quiebro y vuelta. XVIII CNIM, Ciudad Real, 3 – 5 Noviembre, 2010

Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med*. 2009 Jan;37(1):124-9

Pavlovic JL, Takahashi Y, Bechtold JE, Gustilo RB, Kyle RF. Can The Tekscan Sensor Accurately Measure Dynamic Pressures In The Knee Joint? 17th Annual American Society of Biomechanics Meeting; 1993; Iowa City, Iowa, USA. pp. 135-136

Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: In situ pullout repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med* 2014;42(3):699-707.

Wilharm A, Hurschler Ch, Dermatas T, Bohnsack M. Use of Tekscan K-Scan Sensors for Retropatellar Pressure Measurement Avoiding Errors during Implantation and the Effects of Shear Forces on the Measurement Precision. *Biomed Res Int*. 2013; 2013:829171. doi: 10.1155/2013/829171

A continuación, se exponen los resultados detallados obtenidos en el estudio comparativo experimental descrito en el Capítulo 3, acerca de las alteraciones biomecánicas producidas por la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla, su reinscripción transósea y la menisectomía total

D.1. Cálculos de parámetros de contacto

Los datos recogidos por los sensores de presión en los ensayos fueron procesados con MatLab® v.R2013a (The Mathworks Inc., Massachusetts). Se evaluaron los siguientes resultados para cada uno de los cóndilos y cada una de las 16 condiciones de ensayo derivadas de la combinación de estados del menisco lateral y grados de flexión de la rodilla:

- A^C , área de contacto en la condición C del menisco lateral, siendo: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado y expresado en mm, entendida como la suma del área de todos los pixels con presión no nula:

$$A^C = \sum_{i=1}^N a_i^C \quad \forall a_i^C | p_i^C > 0$$

Habiendo llamado a_i^C al área del pixel i -ésimo (920.7mm^2 para el sensor I-scan 4000) en la condición C, expresada en mm, y p_i^C a la presión registrada en ese pixel en esa condición

- P_{max}^C , presión máxima en el cóndilo en la condición C: expresada en MPa

$$P_{max}^C = \max(p_i^C)$$

- P_{med}^C , presión media en el área cargada del cóndilo en la condición C: expresada en MPa

$$P_{med}^C = \frac{\sum_{i=1}^N a_i^C}{N} \quad \forall p_i^C | p_i^C > 0$$

Con objeto de eliminar en el análisis comparativo la variabilidad debida a las diferencias de forma, tamaño y alineación natural de la articulación, se normalizaron los parámetros obtenidos para cada espécimen en las distintas combinaciones tratamiento/ángulo de flexión aplicados, calculando los ratios de variación respecto a su propia condición intacta actuando como referencia. De esta forma, se calcularon:

- \hat{A}^C : área de contacto normalizada en la condición C

$$\hat{A}^C = \frac{A^C}{A^1}$$

- \hat{P}_{max}^C : presión máxima normalizada en la condición C

$$\hat{P}_{max}^C = \frac{P_{max}^C}{P_{max}^1}$$

- \hat{P}_{med}^C : presión media normalizada en la condición C

$$\hat{P}_{med}^C = \frac{P_{med}^C}{P_{med}^1}$$

D.2. Parámetros de contacto a diferentes niveles de carga

Debido el amplio rango de magnitud de la fuerza aplicada en la literatura (ver Tabla 2.2)), se consideró adecuado valorar la influencia de este parámetro en los resultados para las distintas condiciones del menisco ensayadas. Se optó por la aplicación de 4 niveles de fuerza ($F=800N$, $F=1000N$, $F=1200N$, $F=1500N$) a ángulos de flexión bajos ($\theta=0^\circ$ y $\theta =30^\circ$) y 2 niveles ($F=800N$ y $F=1000N$) a ángulos de flexión altos ($\theta =60^\circ$ y $\theta =90^\circ$).

Los resultados para los primeros 2 especímenes se resumen en las tablas siguientes, donde se presentan además el valor medio y la desviación estándar de las áreas de contacto y las presiones máxima y media normalizadas con el nivel de carga en cada condición (A^C/F , P_{max}^C/F y P_{med}^C/F respectivamente). Se observa que los valores normalizados respecto al nivel de carga presentan desviaciones típicas siempre inferiores al 20% de la media y en la inmensa mayoría de las condiciones inferiores al 10% para ambos especímenes, debido al alto nivel de proporcionalidad entre la carga aplicada y los parámetros estudiados

D.2.1. Especimen N.º. 1

Tabla D. 1. Parámetros de contacto determinados en el espécimen N.1 para las 16 combinaciones (condición menisco lateral, ángulo de flexión) ensayadas, a los 4 niveles de carga seleccionados

ÁREA DE CONTACTO		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
F (N)	800	327	447	305	398	242	462	284	284
	1000	373	469	344	427	289	448	332	313
	1200	400	489	366	445				
	1500	413	481	358	440				
A^C/F	Media	0.348	0.439	0.317	0.397	0.296	0.513	0.344	0.334
	DE	0.057	0.100	0.061	0.086	0.010	0.092	0.016	0.030
DESINSERCIÓN									
F (N)	800	250	213	239	232	215	161	289	150
	1000	306	232	284	263	248	173	324	166
	1200	334	353	323	285				
	1500	400	281	368	310				
A^C/F	Media	0.291	0.245	0.274	0.249	0.258	0.187	0.343	0.177
	DE	0.022	0.046	0.023	0.036	0.015	0.020	0.026	0.015
REPARADO									
F (N)	800	350	327	332	348	310	321	226	324
	1000	389	348	329	350	287	318	185	355
	1200	379	327	352	366				
	1500	418	348	390	381				
A^C/F	Media	0.355	0.315	0.324	0.336	0.337	0.360	0.234	0.380
	DE	0.071	0.079	0.067	0.077	0.071	0.059	0.069	0.035
MENISCECTOMÍA									
F (N)	800	113	192	97	181	232	189	371	148
	1000	169	206	132	202	265	198	445	178
	1200	203	223	160	213				
	1500	253	239	205	221				
A^C/F	Media	0.162	0.198	0.131	0.188	0.278	0.217	0.454	0.182
	DE	0.014	0.034	0.007	0.034	0.018	0.027	0.013	0.005

PRESIÓN MEDIA		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
$F(N)$	800	0.67	1.52	0.83	1.74	0.91	1.92	1.77	1.57
	1000	0.80	1.77	0.99	2.06	1.11	2.18	1.81	1.95
	1200	0.92	2.03	1.17	2.36				
	1500	1.12	2.79	1.61	3.27				
P_{med}^C/F	Media	7.88	18.05	10.19	20.95	11.24	22.90	20.11	19.56
	DE	0.40	0.93	0.45	1.02	0.19	1.56	2.85	0.09
DESINSERCIÓN									
$F(N)$	800	0.80	3.08	1.01	3.09	1.95	4.11	1.44	4.07
	1000	0.83	3.54	1.22	3.30	2.14	4.77	1.61	4.68
	1200	1.10	3.87	1.44	3.61				
	1500	1.32	14.35	1.77	4.09				
P_{med}^C/F	Media	9.07	50.45	12.16	32.24	22.89	49.54	17.05	48.84
	DE	0.72	30.25	0.35	4.86	2.10	2.60	1.34	2.88
REPARADO									
$F(N)$	800	0.63	1.46	0.58	1.85	1.13	1.71	1.22	2.20
	1000	0.75	1.77	0.78	2.43	1.54	2.39	1.22	2.20
	1200	0.87	2.49	0.99	2.80	1.72	3.36	1.72	3.36
	1500	1.06	2.95	1.28	3.36				
P_{med}^C/F	Media	7.42	19.09	7.96	23.29	14.62	24.43	13.93	25.83
	DE $\times 1e4$	0.35	1.38	0.56	0.78	0.68	3.34	1.56	3.33
MENISCECTOMÍA									
$F(N)$	800	1.25	4.39	1.91	4.92	1.58	3.31	1.74	3.08
	1000	1.25	4.97	1.99	5.25	1.83	3.96	2.09	3.70
	1200	1.37	5.40	2.10	5.73				
	1500	1.54	6.09	2.21	6.52				
P_{med}^C/F	Media	12.45	47.54	19.00	51.30	19.03	40.49	21.33	37.75
	DE	2.30	6.14	3.87	7.73	1.03	1.26	0.60	1.06

PRESIÓN MÁXIMA (MPa)		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
F (N)	800	2.02	4.77	3.23	4.62	5.09	6.00	8.46	4.93
	1000	2.76	5.62	4.31	5.50	5.41	6.17	8.79	5.67
	1200	3.37	6.56	5.25	6.25				
	1500	4.81	9.64	8.14	8.96				
P_{max}^c/F	Media	28.25	58.69	45.37	56.14	58.86	68.35	96.83	59.16
	DE	2.83	4.26	6.11	3.33	6.74	9.40	12.62	3.48
DESINSERCIÓN									
F (N)	800	2.69	9.30	2.95	10.62	5.40	8.79	4.43	10.89
	1000	3.49	10.62	3.49	11.44	6.16	10.17	5.20	12.78
	1200	4.06	11.82	4.55	12.39				
	1500	5.29	13.82	5.80	13.33				
P_{max}^c/F	Media	34.41	103.27	37.09	109.82	64.55	105.79	53.69	131.96
	DE	0.80	10.39	1.63	18.52	4.17	5.78	2.39	5.89
REPARADO									
F (N)	800	2.83	5.50	2.08	6.69	3.87	6.43	4.74	9.99
	1000	2.63	6.69	3.27	9.30	5.33	9.30	7.92	11.90
	1200	3.05	9.47	4.30	10.62				
	1500	3.54	11.26	5.60	12.39				
P_{max}^c/F	Media	27.67	72.41	32.97	86.93	50.84	86.69	69.23	121.94
	DE	5.26	5.57	5.03	4.80	3.48	8.93	14.11	4.15
MENISCECTOMÍA									
F (N)	800	3.27	12.78	4.06	12.88	4.30	10.53	5.88	10.54
	1000	4.03	13.45	4.88	13.33	5.20	11.44	7.06	12.65
	1200	4.80	14.07	5.46	14.32				
	1500	5.97	15.33	6.33	15.85				
P_{max}^c/F	Media	40.24	128.43	46.81	129.83	52.88	123.01	72.05	129.13
	DE	0.47	24.70	3.76	23.65	1.24	12.18	2.05	3.71

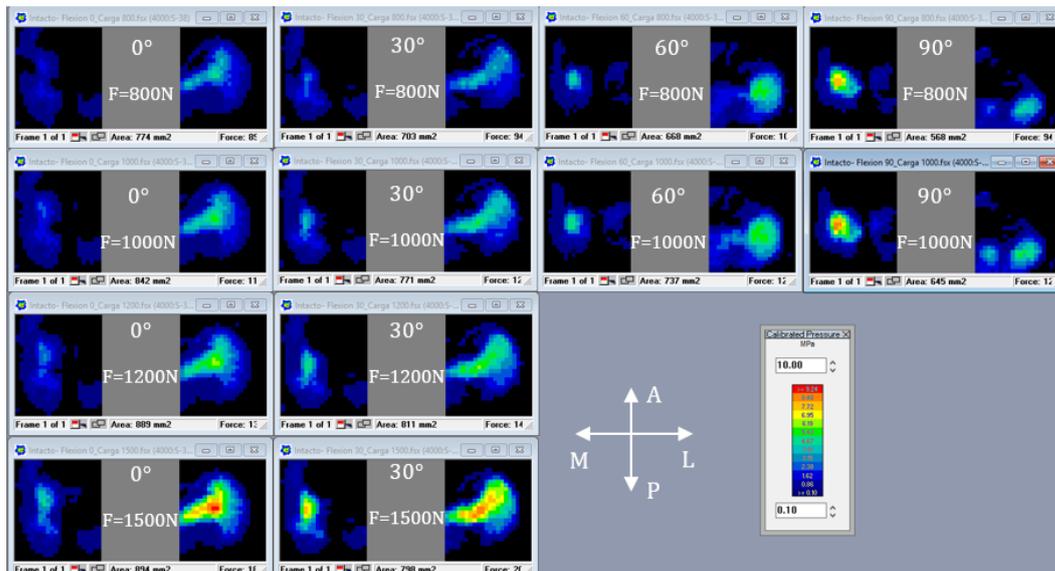


Figura D. 1. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

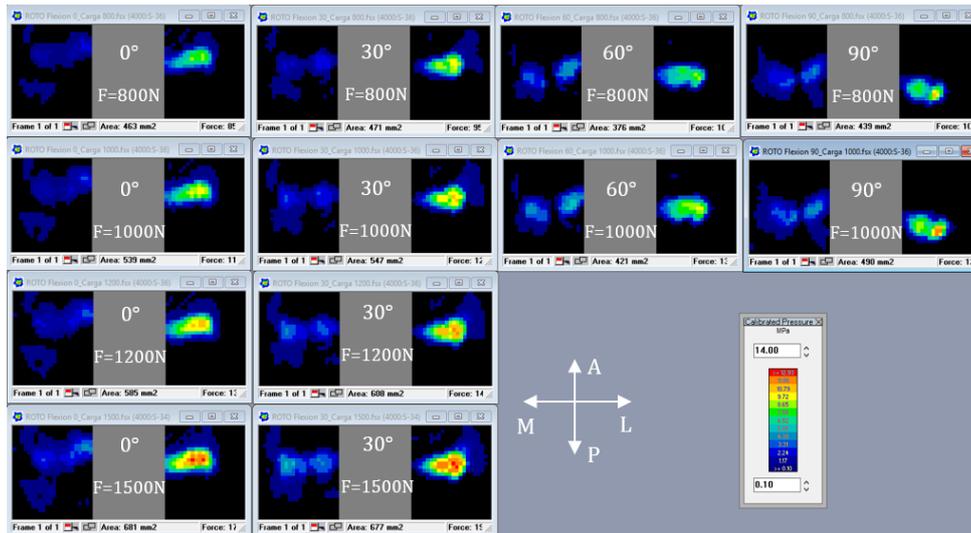


Figura D. 2. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

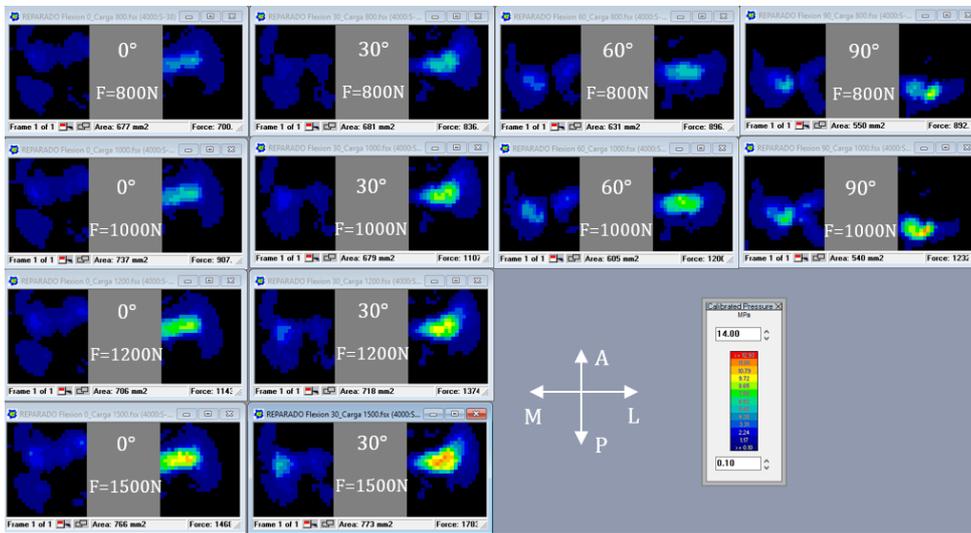


Figura D. 3 Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral desinsertado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

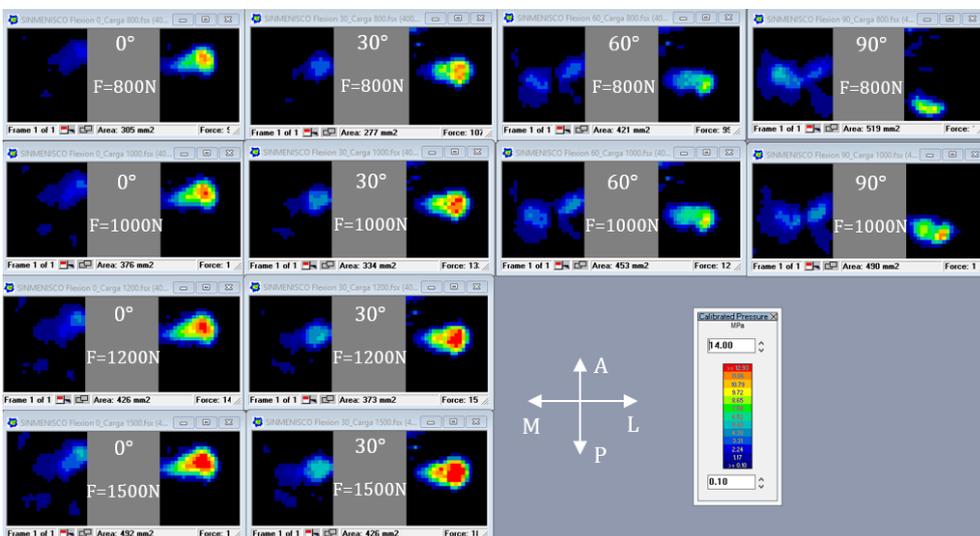


Figura D. 4 Mapas de presión de contacto en el espécimen N.1 para la condición de menisco lateral mesectomizado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

D.2.2. Espécimen N. 2

Tabla D. 2. Parámetros de contacto determinados en el espécimen N.2 para las 16 combinaciones (condición menisco lateral, ángulo de flexión) ensayadas, a los 4 niveles de carga seleccionados.

ÁREA DE CONTACTO		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
$F(N)$	800	327	408	331	369	318	318	376	253
	1000	339	429	368	387	402	337	394	269
	1200	350	435	389	405				
	1500	382	453	415	423				
A^c/F	Media	0.324	0.401	0.346	0.367	0.400	0.367	0.432	0.293
	DE	0.066	0.089	0.059	0.076	0.003	0.043	0.054	0.033
DESINSERCIÓN									
$F(N)$	800	481	208	333	173	237	187	292	150
	1000	523	227	331	181	245	194	319	161
	1200	532	244	350	195				
	1500	542	256	361	200				
A^c/F	Media	0.482	0.215	0.320	0.173	0.271	0.214	0.342	0.174
	DE	0.103	0.038	0.074	0.035	0.036	0.028	0.033	0.019
REPARADO									
$F(N)$	800	274	371	361	353	206	234	224	168
	1000	294	387	355	348	226	252	256	182
	1200	300	369	371	366				
	1500	323	381	387	374				
A^c/F	Media	0.275	0.353	0.343	0.336	0.242	0.272	0.268	0.196
	DE	0.055	0.092	0.082	0.081	0.022	0.029	0.017	0.020
MENISCECTOMÍA									
$F(N)$	800	310	196	313	192	158	190	81	142
	1000	337	206	323	205	169	190	173	145
	1200	352	223	331	211				
	1500	350	219	310	169				
A^c/F	Media	0.313	0.196	0.299	0.183	0.183	0.214	0.137	0.161
	DE	0.065	0.041	0.078	0.054	0.020	0.034	0.051	0.023

PRESIÓN MEDIA (MPa)		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
F (N)	800	0.68	0.95	0.79	1.12	1.27	0.99	1.08	1.11
	1000	0.85	1.18	0.88	1.35	1.3	1.35	1.18	1.42
	1200	0.98	1.38	1.04	1.63				
	1500	1.27	1.76	1.22	1.93				
P_{med}^C/F	Media	8.41	11.73	8.87	13.49	14.44	12.94	12.65	14.04
	DE	0.16	0.16	0.73	0.47	2.03	0.80	1.20	0.23
DESINSERCIÓN									
F (N)	800	0.62	2.05	0.94	2.62	1.02	2.79	0.80	3.26
	1000	0.74	2.36	1.10	3.08	1.23	3.23	0.96	3.85
	1200	0.87	2.63	1.26	3.42				
	1500	1.07	3.26	1.54	4.37				
P_{med}^C/F	Media	7.38	23.22	10.88	30.30	12.53	33.59	9.80	39.63
	DE	0.27	1.81	0.66	1.90	0.32	1.82	0.28	1.59
REPARADO									
F (N)	800	0.57	1.56	0.57	1.57	0.91	2.22	0.92	2.88
	1000	0.70	1.82	0.74	1.90	1.10	2.54	1.09	3.37
	1200	0.82	2.24	0.89	2.12				
	1500	1.03	2.80	1.13	2.65				
P_{med}^C/F	Media	6.96	18.76	7.37	18.49	11.19	26.58	11.20	34.85
	DE	0.13	0.54	0.17	0.98	0.27	1.66	0.42	1.63
MENISCECTOMÍA									
F (N)	800	1.24	2.64	0.75	2.85	0.86	3.26	1.72	3.90
	1000	1.38	2.71	0.91	3.21	1.01	3.85	1.16	4.56
	1200	1.59	3.17	1.10	3.85				
	1500	1.86	3.73	1.33	4.52				
P_{med}^C/F	Media	13.74	27.85	9.13	32.49	10.43	39.63	16.55	47.18
	DE	1.31	3.56	0.21	2.29	0.46	1.59	7.00	2.23

PRESIÓN MÁXIMA (MPa)		θ (°)							
		0		30		60		90	
INTACTO		Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral	Medial	Lateral
F (N)	800	2.07	2.61	2.20	2.71	4.67	2.63	4.5	2.63
	1000	2.85	3.66	2.61	3.05	5.38	3.10	4.90	3.83
	1200	3.35	4.36	3.52	3.90				
	1500	4.21	5.25	4.39	4.96				
P_{max}^C/F	Media	27.59	35.14	28.05	32.49	56.09	31.94	52.63	35.59
	DE	1.17	1.82	1.55	1.44	3.24	1.33	5.13	3.84
DESINSERCIÓN									
F (N)	800	1.62	6.69	2.21	5.69	3.92	6.20	2.86	8.18
	1000	2.12	7.30	2.61	6.69	4.07	7.21	3.14	9.84
	1200	3.57	7.91	3.23	7.74				
	1500	3.57	9.60	4.21	9.54				
P_{max}^C/F	Media	23.75	71.64	27.18	66.53	44.85	74.80	33.58	100.33
	DE	4.27	8.88	0.86	3.36	5.87	3.82	3.08	2.72
REPARADO									
F (N)	800	1.43	5.47	1.35	6.26	2.86	6.52	3.23	7.39
	1000	1.71	6.26	1.88	7.21	3.23	7.39	3.61	9.30
	1200	2.09	7.21	2.36	7.96				
	1500	2.68	9.30	3.37	10.02				
P_{max}^C/F	Media	17.56	63.26	19.45	70.87	34.03	77.70	38.24	92.69
	DE	0.38	3.57	2.32	5.57	2.44	5.37	3.02	0.44
MENISCECTOMÍA									
F (N)	800	5.18	8.05	1.62	7.26	3.81	9.30	3.91	9.42
	1000	5.60	8.27	2.02	8.23	4.36	10.27	4.31	11.01
	1200	6.42	9.42	2.50	9.72				
	1500	7.20	10.27	3.14	11.26				
P_{max}^C/F	Media	55.56	82.57	20.55	82.28	45.61	109.48	45.99	113.93
	DE	6.98	13.43	0.38	6.47	2.85	9.58	4.08	5.41

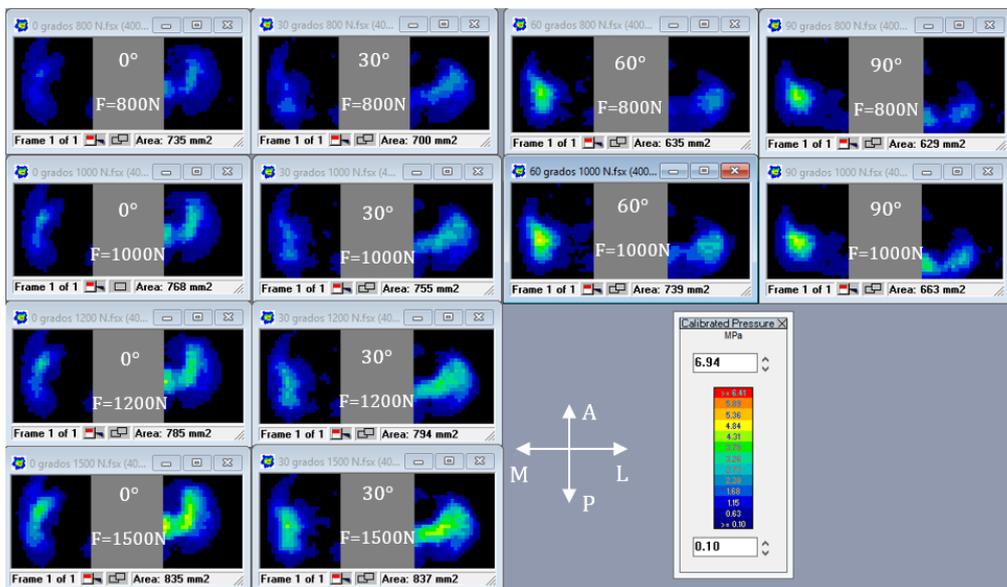


Figura D. 5. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral intacto a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

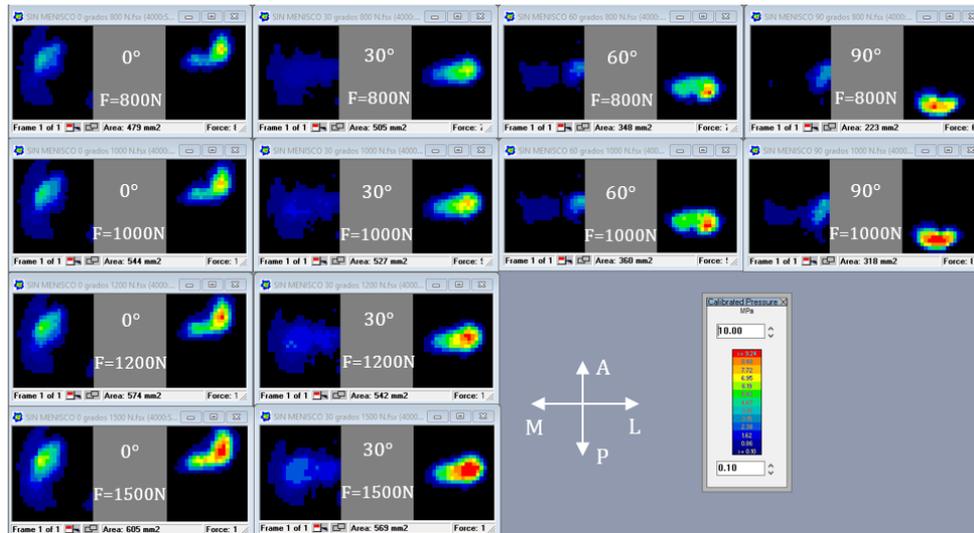


Figura D. 6. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral desinsertado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

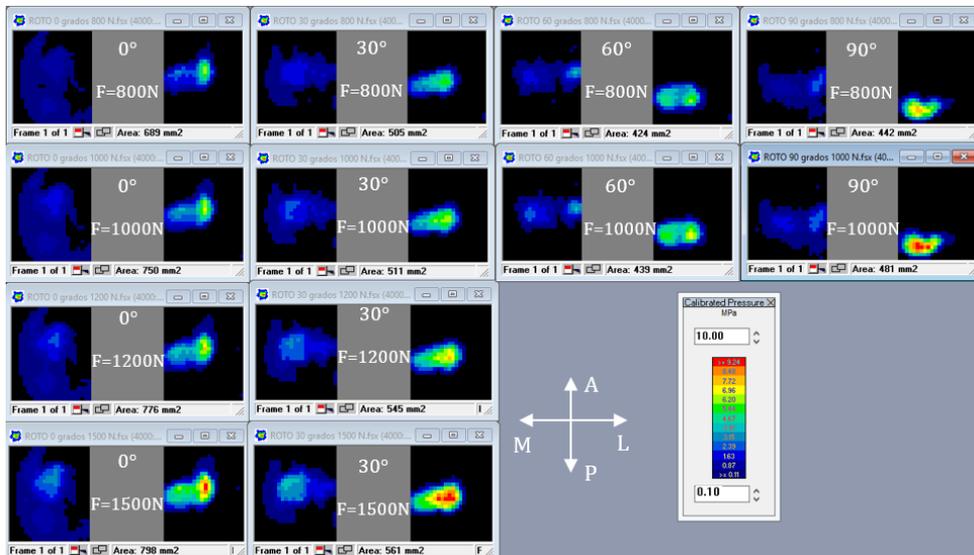


Figura D. 7. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral reparado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

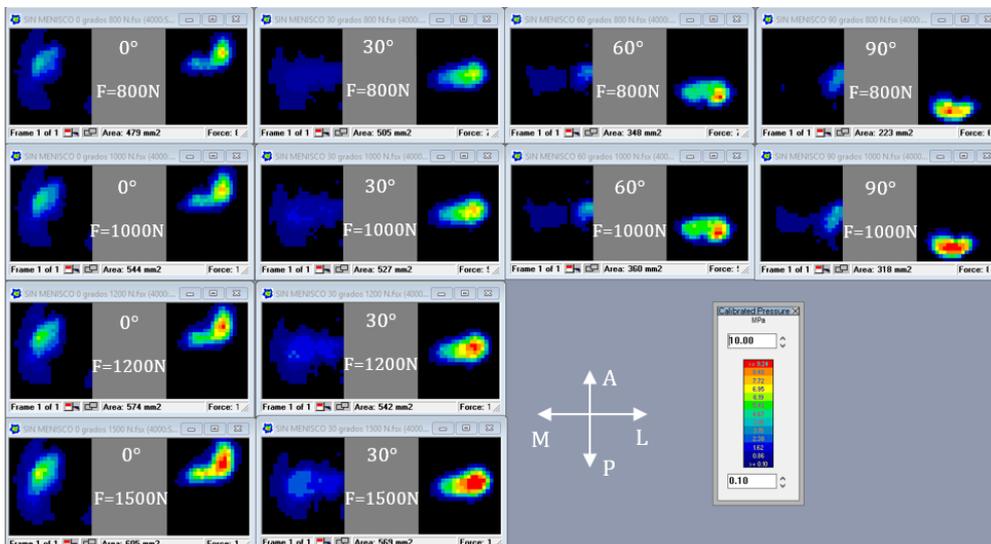


Figura D. 8. Mapas de presión de contacto en el espécimen N.2 para la condición de menisco lateral mesectomizado a los ángulos de flexión ensayados, para los 4 niveles de carga aplicados

D.3. Area de contacto

Tabla D. 3. Área de contacto A^C registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	$A^1(\text{mm}^2)$	587.51	561.76	579.46	416.89
	$A^2(\text{mm}^2)$	368.60	368.60	252.71	223.74
	$A^3(\text{mm}^2)$	482.88	465.18	432.99	259.15
	$A^4(\text{mm}^2)$	235.00	218.91	244.66	191.54
RODILLA 2	$A^1(\text{mm}^2)$	566.58	471.62	381.48	431.38
	$A^2(\text{mm}^2)$	278.46	217.30	226.96	183.50
	$A^3(\text{mm}^2)$	460.35	434.60	294.56	207.64
	$A^4(\text{mm}^2)$	230.18	218.91	201.20	164.18
RODILLA 3	$A^1(\text{mm}^2)$	545.66	447.47	412.06	564.97
	$A^2(\text{mm}^2)$	564.98	489.32	399.18	247.88
	$A^3(\text{mm}^2)$	635.80	542.44	476.45	394.36
	$A^4(\text{mm}^2)$	294.56	228.57	204.42	169.01
RODILLA 4	$A^1(\text{mm}^2)$	550.49	507.03	537.61	395.97
	$A^2(\text{mm}^2)$	498.98	416.89	484.49	360.55
	$A^3(\text{mm}^2)$	452.30	487.71	510.25	457.13
	$A^4(\text{mm}^2)$	218.91	251.10	241.44	199.59
RODILLA 5	$A^1(\text{mm}^2)$	618.09	574.63	545.66	531.17
	$A^2(\text{mm}^2)$	481.28	305.83	249.49	370.21
	$A^3(\text{mm}^2)$	595.56	502.20	391.14	336.41
	$A^4(\text{mm}^2)$	210.86	222.13	194.76	204.42
RODILLA 6	$A^1(\text{mm}^2)$	664.77	634.19	468.40	497.37
	$A^2(\text{mm}^2)$	376.65	267.20	252.71	220.52
	$A^3(\text{mm}^2)$	408.84	463.57	412.06	365.38
	$A^4(\text{mm}^2)$	317.09	278.46	263.98	214.08
RODILLA 7	$A^1(\text{mm}^2)$	687.31	593.95	558.54	611.65
	$A^2(\text{mm}^2)$	603.61	188.33	225.35	218.91
	$A^3(\text{mm}^2)$	687.31	431.38	381.48	399.18
	$A^4(\text{mm}^2)$	204.42	199.59	222.13	215.69
RODILLA 8	$A^1(\text{mm}^2)$	783.88	667.99	656.72	532.78
	$A^2(\text{mm}^2)$	534.39	212.47	225.35	238.22
	$A^3(\text{mm}^2)$	716.28	566.58	508.64	365.38
	$A^4(\text{mm}^2)$	262.37	189.93	215.69	212.47

Tabla D. 4. Área de contacto \hat{A}^C registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	A^1 (mm ²)	508.64	465.18	455.52	461.96
	A^2 (mm ²)	519.91	498.98	434.60	461.96
	A^3 (mm ²)	603.61	511.86	455.52	439.43
	A^4 (mm ²)	344.46	272.03	445.86	455.52
RODILLA 2	A^1 (mm ²)	405.62	489.32	375.04	478.06
	A^2 (mm ²)	598.78	408.84	309.05	383.09
	A^3 (mm ²)	350.90	460.35	288.12	323.53
	A^4 (mm ²)	378.26	429.77	220.52	254.32
RODILLA 3	A^1 (mm ²)	465.18	634.19	527.95	489.32
	A^2 (mm ²)	536.00	556.93	450.69	389.53
	A^3 (mm ²)	513.47	556.93	421.72	363.77
	A^4 (mm ²)	373.43	423.33	338.02	362.16
RODILLA 4	A^1 (mm ²)	342.85	354.12	423.33	432.99
	A^2 (mm ²)	339.63	328.36	404.01	404.01
	A^3 (mm ²)	404.01	507.03	399.18	368.60
	A^4 (mm ²)	363.95	326.75	373.43	329.97
RODILLA 5	A^1 (mm ²)	698.57	581.07	537.61	663.16
	A^2 (mm ²)	687.31	471.62	302.61	342.85
	A^3 (mm ²)	721.11	479.67	358.94	328.36
	A^4 (mm ²)	444.25	429.77	313.88	276.85
RODILLA 6	A^1 (mm ²)	524.73	597.17	643.85	658.33
	A^2 (mm ²)	381.48	598.78	573.02	486.10
	A^3 (mm ²)	494.15	608.43	611.65	558.54
	A^4 (mm ²)	465.18	610.04	536.00	519.91
RODILLA 7	A^1 (mm ²)	671.21	619.70	593.95	610.04
	A^2 (mm ²)	647.07	645.46	592.34	532.78
	A^3 (mm ²)	674.43	621.31	431.38	526.34
	A^4 (mm ²)	577.85	585.90	379.87	471.62
RODILLA 8	A^1 (mm ²)	708.23	667.99	412.06	360.55
	A^2 (mm ²)	709.84	598.78	273.63	371.82
	A^3 (mm ²)	701.79	592.34	329.97	328.36
	A^4 (mm ²)	632.58	560.15	296.17	185.11

Tabla D. 5. Área de contacto normalizada \hat{A}^C en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.33	1.19	1.13	1.28
	\hat{A}^3	0.82	0.83	0.75	0.62
	\hat{A}^4	0.40	0.39	0.42	0.46
RODILLA 2	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.49	0.46	0.59	0.43
	\hat{A}^3	0.81	0.92	0.77	0.48
	\hat{A}^4	0.41	0.46	0.53	0.38
RODILLA 3	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.04	1.09	0.97	0.42
	\hat{A}^3	1.17	1.21	1.16	0.67
	\hat{A}^4	0.54	0.51	0.50	0.29
RODILLA 4	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.91	0.82	0.90	0.91
	\hat{A}^3	0.82	0.96	0.95	1.15
	\hat{A}^4	0.40	0.50	0.45	0.50
RODILLA 5	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.78	0.53	0.46	0.70
	\hat{A}^3	0.96	0.87	0.72	0.63
	\hat{A}^4	0.34	0.39	0.36	0.38
RODILLA 6	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.57	0.42	0.54	0.44
	\hat{A}^3	0.62	0.73	0.88	0.73
	\hat{A}^4	0.48	0.44	0.56	0.43
RODILLA 7	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.88	0.32	0.40	0.37
	\hat{A}^3	1.00	0.73	0.68	0.67
	\hat{A}^4	0.30	0.34	0.40	0.36
RODILLA 8	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.68	0.32	0.34	0.45
	\hat{A}^3	0.91	0.85	0.77	0.69
	\hat{A}^4	0.33	0.28	0.33	0.40

Tabla D. 6. Área de contacto normalizada \hat{A}^C en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.02	1.07	0.95	1.00
	\hat{A}^3	1.19	1.10	1.00	0.95
	\hat{A}^4	0.68	0.58	0.98	0.99
RODILLA 2	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.48	0.84	0.82	0.80
	\hat{A}^3	0.86	0.94	0.77	0.68
	\hat{A}^4	0.93	0.88	0.59	0.53
RODILLA 3	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.15	0.88	0.85	0.80
	\hat{A}^3	1.10	0.88	0.80	0.74
	\hat{A}^4	0.80	0.67	0.64	0.74
RODILLA 4	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.99	0.93	0.95	0.93
	\hat{A}^3	1.18	1.43	0.94	0.85
	\hat{A}^4	1.06	0.92	0.88	0.76
RODILLA 5	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.98	0.81	0.56	0.52
	\hat{A}^3	1.03	0.83	0.67	0.50
	\hat{A}^4	0.64	0.74	0.58	0.42
RODILLA 6	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.73	1.00	0.89	0.74
	\hat{A}^3	0.94	1.02	0.95	0.85
	\hat{A}^4	0.89	1.02	0.83	0.79
RODILLA 7	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	0.96	1.04	1.00	0.87
	\hat{A}^3	1.00	1.00	0.73	0.86
	\hat{A}^4	0.86	0.95	0.64	0.77
RODILLA 8	\hat{A}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{A}^2	1.00	0.90	0.66	1.03
	\hat{A}^3	0.99	0.89	0.80	0.91
	\hat{A}^4	0.89	0.84	0.72	0.51

D.4. Presión media

Tabla D. 7. Presión media P_{med}^C (MPa) registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	P_{med}^1	0.91	0.96	1.07	0.67
	P_{med}^2	0.90	0.94	0.90	0.85
	P_{med}^3	0.68	0.93	0.83	0.68
	P_{med}^4	1.11	1.15	0.85	0.62
RODILLA 2	P_{med}^1	0.78	0.44	0.46	0.64
	P_{med}^2	0.59	0.61	0.68	0.68
	P_{med}^3	0.77	0.73	0.70	0.67
	P_{med}^4	0.61	0.72	0.80	0.72
RODILLA 3	P_{med}^1	0.78	0.45	0.48	0.57
	P_{med}^2	0.58	0.53	0.50	0.32
	P_{med}^3	0.67	0.50	0.54	0.68
	P_{med}^4	1.04	0.84	0.80	0.70
RODILLA 4	P_{med}^1	0.83	0.66	0.73	0.40
	P_{med}^2	0.71	0.47	0.42	0.37
	P_{med}^3	0.49	0.67	0.77	0.75
	P_{med}^4	0.69	0.58	0.63	0.47
RODILLA 5	P_{med}^1	0.49	0.42	0.36	0.38
	P_{med}^2	0.45	0.47	0.74	0.51
	P_{med}^3	0.33	0.36	0.45	0.44
	P_{med}^4	0.83	0.74	0.52	0.70
RODILLA 6	P_{med}^1	0.69	0.48	0.23	0.45
	P_{med}^2	0.82	0.59	0.41	0.59
	P_{med}^3	0.24	0.36	0.31	0.38
	P_{med}^4	0.77	0.56	0.43	0.53
RODILLA 7	P_{med}^1	0.36	0.38	0.41	0.55
	P_{med}^2	0.47	0.31	0.42	0.48
	P_{med}^3	0.30	0.40	0.35	0.53
	P_{med}^4	0.52	0.49	0.51	0.54
RODILLA 8	P_{med}^1	0.34	0.32	0.44	0.47
	P_{med}^2	0.45	0.38	0.62	0.49
	P_{med}^3	0.37	0.39	0.35	0.50
	P_{med}^4	0.56	0.48	0.52	0.57

Tabla D. 8. Presión media P_{med}^C (MPa) registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	P_{med}^1	0.33	0.38	0.36	0.66
	P_{med}^2	0.32	0.39	0.58	0.57
	P_{med}^3	0.33	0.29	0.49	0.67
	P_{med}^4	0.24	0.29	0.52	0.88
RODILLA 2	P_{med}^1	0.23	0.52	0.58	0.36
	P_{med}^2	0.43	0.40	0.33	0.34
	P_{med}^3	0.23	0.30	0.27	0.31
	P_{med}^4	0.51	0.33	0.19	0.22
RODILLA 3	P_{med}^1	0.64	0.58	0.73	0.52
	P_{med}^2	0.55	0.51	0.69	0.65
	P_{med}^3	0.51	0.55	0.52	0.42
	P_{med}^4	0.27	0.22	0.20	0.18
RODILLA 4	P_{med}^1	0.61	0.53	0.44	0.78
	P_{med}^2	0.60	0.60	0.60	0.84
	P_{med}^3	0.69	0.18	0.44	0.43
	P_{med}^4	0.26	0.63	0.55	0.72
RODILLA 5	P_{med}^1	0.44	0.56	0.69	0.58
	P_{med}^2	0.60	0.60	0.60	0.48
	P_{med}^3	0.49	0.57	0.60	0.45
	P_{med}^4	0.17	0.41	0.56	0.41
RODILLA 6	P_{med}^1	0.12	0.32	0.57	0.43
	P_{med}^2	0.09	0.23	0.33	0.14
	P_{med}^3	0.21	0.30	0.45	0.30
	P_{med}^4	0.11	0.25	0.37	0.26
RODILLA 7	P_{med}^1	0.58	0.59	0.60	0.47
	P_{med}^2	0.50	0.71	0.61	0.48
	P_{med}^3	0.66	0.55	0.66	0.43
	P_{med}^4	0.48	0.49	0.49	0.38
RODILLA 8	P_{med}^1	0.52	0.54	0.56	0.54
	P_{med}^2	0.41	0.54	0.38	0.45
	P_{med}^3	0.49	0.50	0.55	0.39
	P_{med}^4	0.27	0.45	0.44	0.33

Tabla D. 9. Presión media normalizada \hat{P}_{med}^C en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.97	1.03	1.61	0.86
	\hat{P}_{med}^3	1.00	0.76	1.36	1.02
	\hat{P}_{med}^4	0.73	0.76	1.44	1.33
RODILLA 2	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	1.87	0.77	0.57	0.94
	\hat{P}_{med}^3	1.00	0.58	0.47	0.86
	\hat{P}_{med}^4	2.22	0.63	0.33	0.61
RODILLA 3	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.86	0.88	0.95	1.25
	\hat{P}_{med}^3	0.80	0.95	0.71	0.81
	\hat{P}_{med}^4	0.42	0.38	0.27	0.35
RODILLA 4	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.98	1.13	1.36	1.08
	\hat{P}_{med}^3	1.13	0.34	1.00	0.55
	\hat{P}_{med}^4	0.43	1.19	1.25	0.92
RODILLA 5	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	1.36	1.07	0.87	0.83
	\hat{P}_{med}^3	1.11	1.02	0.87	0.78
	\hat{P}_{med}^4	0.39	0.73	0.81	0.71
RODILLA 6	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.75	0.72	0.58	0.33
	\hat{P}_{med}^3	1.75	0.94	0.79	0.70
	\hat{P}_{med}^4	0.92	0.78	0.65	0.60
RODILLA 7	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.86	1.20	1.02	1.02
	\hat{P}_{med}^3	1.14	0.93	1.10	0.91
	\hat{P}_{med}^4	0.83	0.83	0.82	0.81
RODILLA 8	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.79	1.00	0.68	0.83
	\hat{P}_{med}^3	0.94	0.93	0.98	0.72
	\hat{P}_{med}^4	0.52	0.83	0.79	0.61

Tabla D. 10. Presión media normalizada \hat{P}_{med}^C en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.99	0.98	0.84	1.27
	\hat{P}_{med}^3	0.75	0.97	0.78	1.01
	\hat{P}_{med}^4	1.22	1.20	0.79	0.93
RODILLA 2	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.76	1.39	1.48	1.06
	\hat{P}_{med}^3	0.99	1.66	1.52	1.05
	\hat{P}_{med}^4	0.78	1.64	1.74	1.13
RODILLA 3	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.74	1.18	1.04	0.56
	\hat{P}_{med}^3	0.86	1.11	1.13	1.19
	\hat{P}_{med}^4	1.33	1.87	1.67	1.23
RODILLA 4	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.86	0.71	0.58	0.93
	\hat{P}_{med}^3	0.59	1.02	1.05	1.88
	\hat{P}_{med}^4	0.83	0.88	0.86	1.18
RODILLA 5	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	0.92	1.12	2.06	1.34
	\hat{P}_{med}^3	0.67	0.86	1.25	1.16
	\hat{P}_{med}^4	1.69	1.76	1.44	1.84
RODILLA 6	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	1.19	1.23	1.78	1.31
	\hat{P}_{med}^3	0.35	0.75	1.35	0.84
	\hat{P}_{med}^4	1.12	1.17	1.87	1.18
RODILLA 7	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	1.31	0.82	1.02	0.87
	\hat{P}_{med}^3	0.83	1.05	0.85	0.96
	\hat{P}_{med}^4	1.44	1.29	1.24	0.98
RODILLA 8	\hat{P}_{med}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{med}^2	1.32	1.19	1.41	1.04
	\hat{P}_{med}^3	1.09	1.22	0.80	1.06
	\hat{P}_{med}^4	1.65	1.50	1.18	1.21

D.5. Presión máxima

Tabla D. 11. Presión máxima P_{max}^C (MPa) registrada en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	P_{max}^1	5.60	5.50	6.17	5.67
	P_{max}^2	10.62	11.44	10.17	12.78
	P_{max}^3	6.69	9.30	9.30	11.90
	P_{max}^4	13.45	13.33	11.44	12.65
RODILLA 2	P_{max}^1	5.14	3.04	3.30	4.96
	P_{max}^2	7.30	6.69	7.21	9.84
	P_{max}^3	6.26	7.21	7.39	9.30
	P_{max}^4	8.27	8.23	10.27	11.01
RODILLA 3	P_{max}^1	4.88	3.69	3.39	3.52
	P_{max}^2	3.40	3.80	5.13	4.64
	P_{max}^3	3.85	3.88	4.06	8
	P_{max}^4	9.24	8.40	9.39	11.91
RODILLA 4	P_{max}^1	4.61	4.42	3.97	2.88
	P_{max}^2	5.02	3.55	2.71	3.53
	P_{max}^3	4.92	3.77	5.01	6.51
	P_{max}^4	8.38	5.01	6.23	6.70
RODILLA 5	P_{max}^1	2.37	2.70	2.77	2.96
	P_{max}^2	6.27	7.32	11.97	7.81
	P_{max}^3	1.79	3.38	6.14	10.56
	P_{max}^4	11.97	11.08	10.56	13.07
RODILLA 6	P_{max}^1	3.54	2.43	1.94	3.54
	P_{max}^2	9.07	7.48	6.76	13.45
	P_{max}^3	2.11	3.52	3.59	7.00
	P_{max}^4	7.26	7.05	6.22	8.60
RODILLA 7	P_{max}^1	1.55	1.63	2.44	3.04
	P_{max}^2	3.61	4.97	5.67	6.06
	P_{max}^3	1.85	4.67	3.33	4.88
	P_{max}^4	7.34	6.63	5.82	5.63
RODILLA 8	P_{max}^1	1.33	1.52	2.34	2.88
	P_{max}^2	3.72	5.43	7.45	5.51
	P_{max}^3	1.66	1.90	2.56	6.14
	P_{max}^4	6.55	7.23	6.06	7.88

Tabla D. 12. Presión máxima P_{max}^C (MPa) registrada en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	P_{max}^1	2.76	4.31	5.41	8.79
	P_{max}^2	3.49	3.49	6.16	5.20
	P_{max}^3	2.63	3.27	5.33	7.92
	P_{max}^4	4.03	4.88	5.20	7.06
RODILLA 2	P_{max}^1	1.78	4.56	6.95	3.89
	P_{max}^2	2.12	2.61	4.07	3.14
	P_{max}^3	1.71	1.88	3.23	3.61
	P_{max}^4	5.60	2.02	4.36	4.31
RODILLA 3	P_{max}^1	5.88	3.22	4.64	4.04
	P_{max}^2	4.90	3.25	4.70	5.01
	P_{max}^3	4.73	3.48	4.22	4.04
	P_{max}^4	4.36	2.78	3.43	1.96
RODILLA 4	P_{max}^1	9.47	6.92	3.02	6.83
	P_{max}^2	11.02	11.74	8.1	8.00
	P_{max}^3	7.02	7.12	3.22	4.00
	P_{max}^4	6.89	7.16	4.41	7.21
RODILLA 5	P_{max}^1	2.79	5.21	7.70	6.40
	P_{max}^2	2.70	4.55	5.64	3.67
	P_{max}^3	2.15	4.96	6.27	3.88
	P_{max}^4	2.78	4.73	5.64	4.36
RODILLA 6	P_{max}^1	1.34	3.04	3.30	2.93
	P_{max}^2	0.95	2.39	3.17	0.97
	P_{max}^3	1.73	2.06	3.63	2.10
	P_{max}^4	0.82	1.90	3.52	1.97
RODILLA 7	P_{max}^1	3.58	5.82	5.98	3.17
	P_{max}^2	3.51	6.3	5.43	4.67
	P_{max}^3	3.51	5.43	5.05	4.22
	P_{max}^4	2.60	4.75	4.16	4.24
RODILLA 8	P_{max}^1	3.93	5.63	5.59	3.93
	P_{max}^2	2.44	4.75	3.33	4.75
	P_{max}^3	3.33	5.03	5.05	4.53
	P_{max}^4	2.25	4.19	3.40	4.28

Tabla D. 13. Presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo lateral; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO LATERAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	1.90	2.08	1.65	2.25
	\hat{P}_{max}^3	1.19	1.69	1.51	2.10
	\hat{P}_{max}^4	2.40	2.42	1.85	2.23
RODILLA 2	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	1.42	2.20	2.18	1.98
	\hat{P}_{max}^3	1.22	2.37	2.24	1.88
	\hat{P}_{max}^4	1.61	2.71	3.11	2.22
RODILLA 3	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	0.70	1.03	1.51	1.32
	\hat{P}_{max}^3	0.79	1.05	1.20	2.27
	\hat{P}_{max}^4	1.89	2.28	2.77	3.38
RODILLA 4	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	1.09	0.80	0.68	1.23
	\hat{P}_{max}^3	1.07	0.85	1.26	2.26
	\hat{P}_{max}^4	1.82	1.13	1.57	2.33
RODILLA 5	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	2.65	2.71	4.32	2.64
	\hat{P}_{max}^3	0.76	1.25	2.22	3.57
	\hat{P}_{max}^4	5.05	4.10	3.81	4.42
RODILLA 6	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	2.56	3.08	3.48	3.80
	\hat{P}_{max}^3	0.60	1.45	1.85	1.98
	\hat{P}_{max}^4	2.05	2.90	3.21	2.43
RODILLA 7	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	2.33	3.05	2.32	1.99
	\hat{P}_{max}^3	1.19	2.87	1.36	1.61
	\hat{P}_{max}^4	4.74	4.07	2.39	1.85
RODILLA 8	\hat{P}_{max}^1	1.00	1.00	1.00	1.00
	\hat{P}_{max}^2	2.80	3.57	3.18	1.91
	\hat{P}_{max}^3	1.25	1.25	1.09	2.13
	\hat{P}_{max}^4	4.92	4.76	2.59	2.74

Tabla D. 14. Presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo medial; C: 1=intacto, 2=desinsertado, 3=reinsertado, 4=menisectomizado

CÓNDILO MEDIAL		θ (°)			
ESPÉCIMEN	CONDICIÓN	0	30	60	90
RODILLA 1	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	1,26	0,81	1,14	0,59
	\hat{P}_{max}^3	0,95	0,76	0,99	0,90
	\hat{P}_{max}^4	1,46	1,13	0,96	0,80
RODILLA 2	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	1,19	0,57	0,59	0,81
	\hat{P}_{max}^3	0,96	0,41	0,46	0,93
	\hat{P}_{max}^4	3,15	0,44	0,63	1,11
RODILLA 3	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	0,83	1,01	1,01	1,24
	\hat{P}_{max}^3	0,80	1,08	0,91	1,00
	\hat{P}_{max}^4	0,74	0,86	0,74	0,49
RODILLA 4	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	1,16	1,70	2,68	1,17
	\hat{P}_{max}^3	0,74	1,03	1,07	0,59
	\hat{P}_{max}^4	0,73	1,03	1,46	1,06
RODILLA 5	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	0,97	0,87	0,73	0,57
	\hat{P}_{max}^3	0,77	0,95	0,81	0,61
	\hat{P}_{max}^4	1,00	0,91	0,73	0,68
RODILLA 6	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	0,71	0,79	0,96	0,33
	\hat{P}_{max}^3	1,29	0,68	1,10	0,72
	\hat{P}_{max}^4	0,61	0,63	1,07	0,67
RODILLA 7	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	0,98	1,08	0,91	1,47
	\hat{P}_{max}^3	0,98	0,93	0,84	1,33
	\hat{P}_{max}^4	0,73	0,82	0,70	1,34
RODILLA 8	\hat{P}_{max}^1	1,00	1,00	1,00	1,00
	\hat{P}_{max}^2	0,62	0,84	0,60	1,21
	\hat{P}_{max}^3	0,85	0,89	0,90	1,15
	\hat{P}_{max}^4	0,57	0,74	0,61	1,09

D.6. Análisis estadístico

Para las variables indicadas en los puntos anteriores, se determinaron los valores medios y desviaciones estándar de cada compartimento.

D.6.1. Condición intacta

Tabla D. 15. Valores medios (desviaciones estándar) de presiones y áreas de contacto en la articulación tibiofemoral para la condición intacta del menisco lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados.

CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial

θ (°)		0	30	60	90
P_{max}^1 (MPa)	CL	3.63 (1.69)	3.12 (1.37)	3.29 (1.33)	3.68 (1.06)
	CM	3.94 (2.64)	4.84 (1.32)	5.32 (1.63)	5.00 (2.09)
P_{med}^1 (MPa)	CL	0.65 (0.22)	0.51 (0.21)	0.55 (0.26)	0.52 (0.11)
	CM	0.69 (0.28)	0.83 (0.19)	1.11 (0.33)	1.00 (0.33)
A^1 (mm ²)	CL	625.54 (82.30)	557.33 (77.24)	517.49 (91.13)	497.77 (76.66)
	CM	540.63 (138.56)	551.09 (105.76)	496.16 (94.72)	519.30 (111.35)

D.6.2. Parámetros de contacto normalizados

Tabla D. 16. Valores medios (desviaciones estándar) de presiones máximas \hat{P}_{max}^C , presiones medias \hat{P}_{med}^C y áreas de contacto \hat{A}^C normalizadas respecto a la condición intacta del menisco lateral. a los distintos ángulos de flexión ensayados; Condiciones del menisco lateral. C: 2=desinsertado. 3=reinsertado.

4=menisectomizado; CL=Cóndilo Lateral; CM=Cóndilo Medial

θ (°)		0	30	60	90
\hat{P}_{max}^2	CL	1.93 (0.73)	2.32 (0.93)	2.42 (1.11)	2.14 (0.76)
	CM	0.97 (0.22)	0.96 (0.31)	1.08 (0.63)	0.92 (0.38)
\hat{P}_{max}^3	CL	1.54 (1.34)	1.95 (1.03)	1.79 (0.84)	2.33 (0.81)
	CM	0.95 (0.16)	0.84 (0.20)	0.88 (0.19)	0.91 (0.23)
\hat{P}_{max}^4	CL	3.06 (1.45)	3.05 (1.11)	2.66 (0.69)	2.70 (0.77)
	CM	1.12 (0.81)	0.82 (0.21)	0.86 (0.27)	0.90 (0.27)
\hat{P}_{med}^2	CL	1.01 (0.22)	1.08 (0.21)	1.28 (0.46)	1.05 (0.25)
	CM	1.06 (0.36)	0.98 (0.16)	0.95 (0.35)	0.89 (0.25)
\hat{P}_{med}^3	CL	0.89 (0.37)	1.19 (0.33)	1.11 (0.28)	1.23 (0.37)
	CM	1.02 (0.36)	0.77 (0.20)	0.90 (0.25)	0.78 (0.14)
\hat{P}_{med}^4	CL	1.26 (0.32)	1.41 (0.31)	1.35 (0.37)	1.21 (0.26)
	CM	0.81 (0.57)	0.77 (0.21)	0.79 (0.38)	0.74 (0.27)
\hat{A}^2	CL	0.83 (0.25)	0.64 (0.32)	0.67 (0.27)	0.62 (0.30)
	CM	1.04 (0.20)	0.93 (0.09)	0.84 (0.14)	0.84 (0.15)
\hat{A}^3	CL	0.81 (0.23)	0.83 (0.22)	0.79 (0.21)	0.68 (0.21)
	CM	0.99 (0.17)	1.00 (0.19)	0.82 (0.13)	0.78 (0.16)
\hat{A}^4	CL	0.40 (0.07)	0.41 (0.07)	0.44 (0.08)	0.40 (0.06)
	CM	0.84 (0.13)	0.82 (0.14)	0.73 (0.14)	0.69 (0.17)

D.6.3. Pruebas estadísticas y gráficos de resultados

En los análisis comparativos se emplearon pruebas no paramétricas, seleccionadas por ser las más apropiadas para muestras pequeñas en las que se desconoce si la distribución poblacional es normal.

El estudio de alteraciones en el contacto de cada compartimento articular respecto a la condición de referencia se efectuó aplicando el test de los rangos con signo de Wilcoxon, para comparar los valores normalizados obtenidos con un hipotético valor de 1.

Para la comparación de efectos entre las tres condiciones analizadas a un mismo ángulo de flexión, se utilizó el test de Friedman de comparación múltiple para medidas repetidas. En caso de encontrar diferencias significativas con la prueba anterior, se efectuaron comparaciones dos a dos mediante el test de los rangos con signo de Wilcoxon.

Todos los análisis se realizaron con un software comercial (IBM SPSS Statistics v.18, IBM Corp, 2011), considerándose significativos los valores de $p < 0.05$.

El tamaño de la muestra $N=8$ se seleccionó a priori basándose en estudios anteriores sobre comparación de efectos biomecánicos de diversas condiciones de rotura y reparación del menisco lateral (Shillhammer y col., 2012; LaPrade y col., 2014; Forkel y col., 2014) y del menisco medial (Allaire y col., 2008; Marzo y col., 2009; Kim y col., 2013). Para confirmar la potencia estadística de nuestro estudio comparativo, se realizó un análisis de potencia utilizando el programa G*Power 3.1.9.2 (Faul y col., 2007). Para una potencia $(1-\beta) = 80\%$ y un error tipo I $\alpha=0.05$, el error mínimo detectable (EMD) en el test de Friedman para la comparación entre tratamientos fue $EMD=0.55$ y para el test de Willcoxon fue de $EMD= 1.2$

D.6.3.1. Área de contacto normalizada

D.6.3.1.1. Área de contacto normalizada en el cóndilo lateral

Tabla D. 17. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación del área de contacto en el cóndilo lateral normalizada respecto a la condición Intacta ($C=1$), \hat{A}^C , a los distintos ángulos de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado.

Estadísticos de prueba ^a						
Ángulo de flexión	0°			30°		
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1
Z	-	-1,859 ^b	-2,521 ^b	-2,380 ^b	-1,680 ^b	-2,521 ^b
p	,017*	,063	,012*	,017*	,093	,012*
Ángulo de flexión	60°			90°		
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1
Z	-2,521 ^b	-2,100 ^b	-2,521 ^b	-2,521 ^b	-2,380 ^b	-2,521 ^b
p	,012*	,036*	,012*	,012*	,017*	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

Tabla D. 18. Test de Friedmann bilateral para comparación del área de contacto normalizada \hat{A}^c en el cóndilo lateral a cada ángulo de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos ($p < 0.05$).

Estadísticos de la prueba de Friedman

Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	14,250	12,250	14,250	14,205
gl	2	2	2	2
p	,001*	,002*	,001*	,001*

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco lateral, $p < 0.05$

Estadísticos de prueba post-hoc^a:

0° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-2.240 ^b	-2.521 ^c	-2,521 ^c
p	,025*	,012*	,012*

30° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-2.251 ^b	-1,680 ^c	-2,521 ^c
p	,025*	,093	,012*

60° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-2.510 ^b	-1.960 ^c	-2,521 ^c
p	,012*	,050*	,012*

90° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-2,240 ^b	-2.521 ^c	-2,521 ^c
p	,025*	,012*	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

c. Se basa en rangos negativos.

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco lateral

D.6.3.1.2. Área de contacto normalizada en el cóndilo medial

Tabla D. 19. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación del área de contacto en el cóndilo medial normalizada respecto a la condición Intacta (C=1), \hat{A}^c , a los distintos ángulos de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado

Estadísticos de prueba ^a							
Ángulo de flexión	0°			30°			
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z		-,140 ^b	-,840 ^b	-2,380 ^c	-1,680 ^c	-,420 ^c	-2,380 ^c
p		,889	,401	,017*	,093	,674	,017*
Ángulo de flexión	60°			90°			
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z		-2,521 ^c	-2,366 ^c	-2,521 ^c	-2,197 ^c	-2,521 ^c	-2,521 ^c
p		,012*	,018*	,012*	,028*	,012*	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon; b. Se basa en rangos negativos;

c. La suma de rangos negativos es igual a la suma de rangos positivos;

p es el nivel de significación estadística asintótica; * diferencia significativa, $p < 0.05$

Tabla D. 20. Test de Friedmann bilateral para comparación del área de contacto normalizad \hat{A}^c a en el cóndilo medial a cada ángulo de flexión ensayados para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos ($p < 0.05$).

Estadísticos de la prueba de Friedman				
Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	5,250	5.871	5.250	9,000
gl	2	2	2	2
p	,072	.053	,072	0,011*

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco lateral, $p < 0.05$

Estadísticos de prueba post-hoc ^a			
90° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-1,680 ^b	-2.240 ^c	-2.240 ^a
p	,093	,025*	,025*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

c. Se basa en rangos negativos.

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco

D.6.3.1.3. Gráficos resumen de resultados

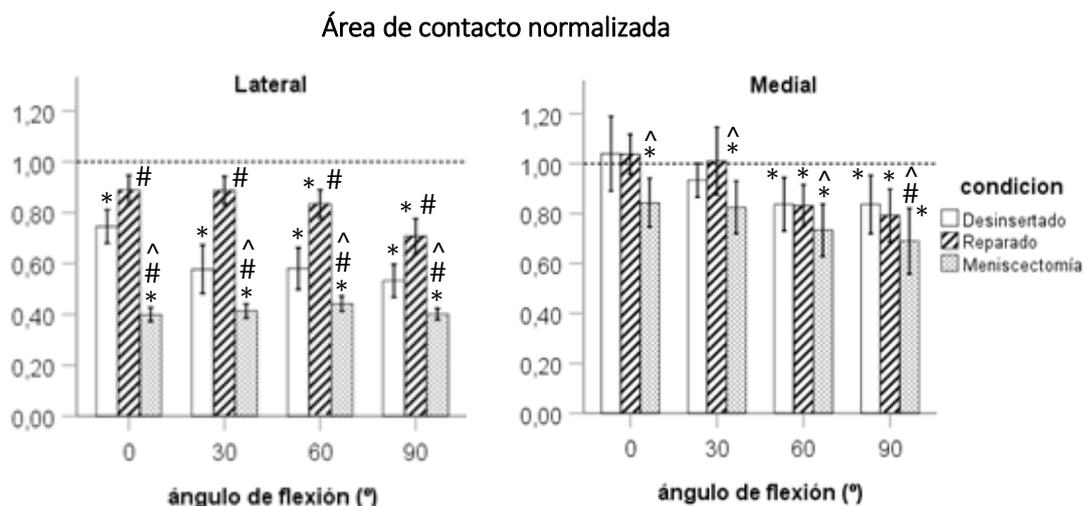


Figura D. 9. Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta para las distintas condiciones del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada

D.6.3.2. Presión media normalizada

D.6.3.2.1. Presión media normalizada en el cóndilo lateral

Tabla D. 21. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación de la presión media normalizada con la condición Intacta (C=1), \hat{P}_{med}^C , en el cóndilo lateral a los distintos ángulos de flexión ensayados, para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menissectomizado.

Estadísticos de prueba^a

Ángulo de flexión	0°			30°			
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z	-	-1,260 ^c	-2,521 ^b	-2,240 ^b	-1,820 ^b	-2,521 ^b	
p		,050*	,208	,012*	,025*	,069	,012*
Ángulo de flexión	60°			90°			
	condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z		-2,240 ^b	-2,380 ^b	-2,521 ^b	-2,521 ^b	-2,521 ^b	-2,521 ^b
p		,025*	,017*	,012*	,012*	,012*	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon; b. Se basa en rangos negativos;

c. La suma de rangos negativos es igual a la suma de rangos positivos;

p es el nivel de significación estadística asintótica; * diferencia significativa,

Tabla D. 22. Test de Friedmann para comparación de la presión media normalizada \hat{P}_{med}^c en el cóndilo lateral a cada ángulo de flexión ensayado, entre las condiciones C:

Estadísticos de la prueba de Friedman				
Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	14.250	12.250	9.250	9,000
gl	2	2	2	2
p	,001*	.002*	,010*	0,011*

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco lateral, $p < 0.05$

Estadísticos de prueba post-hoc^a:			
0° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-2.380 ^b	-2.521 ^c	-2,521 ^c
p	,017*	,012*	,012*
30° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-2.240 ^b	-2,380 ^c	-2,521 ^c
p	,025*	,017*	,012*
60° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-2.240 ^b	-1.120 ^c	-2,521 ^c
p	,025*	,236	,012*
90° de flexión	3 vs. 2	4 vs.2	4 vs. 3
Z	-1,540 ^b	-2.100 ^c	-2,521 ^c
p	,123	,036*	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

c. Se basa en rangos negativos.

D.6.3.2.2. Presión media normalizada en el cóndilo medial

Tabla D. 23. Prueba bilateral de los rangos de Wilcoxon para comparación de la presión media normalizada con la condición Intacta (C=1), \hat{P}_{med}^C , en el cóndilo medial a los distintos ángulos de flexión ensayados, para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado

Estadísticos de prueba ^a						
Ángulo de flexión	0°			30°		
condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z	-,560 ^b	-,700 ^c	-,338 ^b	-,840 ^c	-1,260 ^b	-,700 ^b
p	,575	,484	,735	,401	,208	,484
Ángulo de flexión	60°			90°		
condiciones	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs.1	4 vs. 1
Z	-,980 ^c	-,840 ^c	-,280 ^c	-,840 ^c	-,280 ^c	-,700 ^c
p	,327	,401	,779	,401	,779	,484

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon; b. Se basa en rangos negativos;

c. La suma de rangos negativos es igual a la suma de rangos positivos;

p es el nivel de significación estadística asintótica;

Tabla D. 24. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión media normalizada \hat{P}_{med}^C en el cóndilo medial entre las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados.

Estadísticos de la prueba de Friedman				
Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	1.143	2.250	0.250	0,720
gl	2	2	2	2
p	,565	,325	,882	0,687

p es el nivel de significación estadística asintótica

D.6.3.2.3. Gráficos resumen de resultados

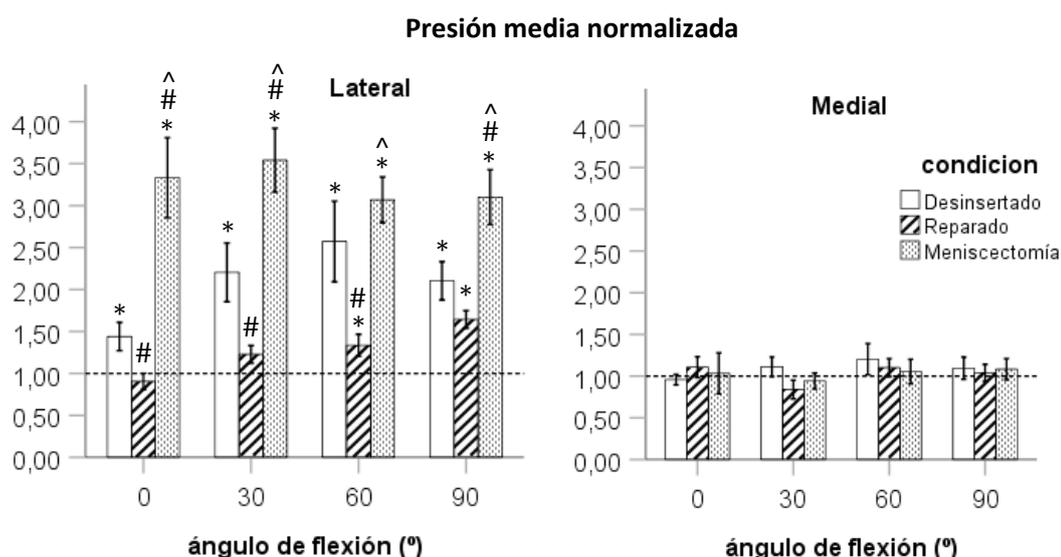


Figura D. 10. Presión media normalizada respecto a la condición intacta para cada condición del menisco lateral a cada ángulo de flexión de la rodilla analizado. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la desinserción de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada

D.6.3.3. Presión máxima normalizada

D.6.3.3.1. Presión máxima normalizada en el cóndilo lateral

Tabla D. 25. Prueba de los rangos de Wilcoxon bilateral para comparación de la presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo lateral para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, con la condición Intacta (C=1) a los distintos ángulos de flexión ensayados.

Estadísticos de prueba ^a						
Ángulo de flexión	0°			30°		
condiciones	2 vs. 1	3 vs 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs 1	4 vs. 1
Z	-2,240 ^b	,000 ^c	-2,521 ^b	-2,240 ^b	-2,240 ^b	-2,521 ^b
p	,025 [*]	1,000	,012 [*]	,025 [*]	,025 [*]	,012 [*]
Ángulo de flexión	60°			90°		
condiciones	2 vs. 1	3 vs 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs 1	4 vs. 1
Z	-2,380 ^b	-2,521 ^b				
p	,017 [*]	,012 [*]				

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon; b. Se basa en rangos negativos;

c. La suma de rangos negativos es igual a la suma de rangos positivos;

p es el nivel de significación estadística asintótica; * diferencia significativa, p<0.05

Tabla D. 26. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo lateral entre las condiciones C: C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados. Se incluyen también las comparaciones por parejas post hoc en aquellos test de Friedmann que resultaron significativos ($p < 0.05$)

Estadísticos de la prueba de Friedman^a

Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	12,250	7,750	9,750	5,250
gl	2	2	2	2
p	,002*	,021*	,008*	,072

a. Prueba de Friedman

p es el nivel de significación estadística asintótica; * diferencia significativa, $p < 0.05$

Estadísticos de prueba post-hoc^a :

0° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-2,240 ^b	-2,521 ^b	-2,100 ^b
p	,025*	,012*	,036*

30° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-1,680 ^b	-2,380 ^c	-2,521 ^c
p	,093	,017*	,012*

60° de flexión	3 vs. 2	4 vs. 2	4 vs. 3
Z	-1,820 ^b	-,840 ^c	-2,521 ^c
p	,069	,401	,012*

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

c. Se basa en rangos negativos.

* diferencias significativas entre las condiciones del menisco, $p < 0.05$ lateral

D.6.3.3.2. Presión máxima normalizada en el cóndilo medial

Tabla D. 27. Prueba de los rangos de Wilcoxon bilateral para comparación de la presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo medial para las condiciones C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, con la condición Intacta (C=1) a los distintos ángulos de flexión ensayados.

Estadísticos de prueba^a

Ángulo de flexión	0°			30°		
	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1
condiciones	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1
Z	-,560 ^b	-1,400 ^b	-,420 ^b	-	-1,820 ^b	-1,960 ^b
p	,575	,161	,674	,327	,069	,051

Ángulo de flexión	60°			90°		
	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1
condiciones	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1	2 vs. 1	3 vs. 1	4 vs. 1
Z	-,700 ^b	-1,540 ^b	-1,120 ^b	-,420 ^b	-1,014 ^b	-,700 ^b
p	,484	,123	,263	,674	,310	,484

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon; b. Se basa en rangos negativos; p: nivel de significación estadística asintótica; * diferencia significativa, $p < 0.05$

Tabla D. 28. Test de Friedmann bilateral para comparación de la presión máxima normalizada \hat{P}_{max}^C en el cóndilo medial entre las condiciones C: C: 2=desinsertado. 3=reinsertado. 4=menisectomizado, a cada ángulo de flexión ensayados.

Estadísticos de la prueba de Friedman				
Ángulo de flexión (°)	0	30	60	90
N	8	8	8	8
Chi-cuadrado	1,355	2,250	1,226	0,000
gl	2	2	2	2
p	,508	.325	,542	1,000

p es el nivel de significación estadística asintótica

D.6.3.3.3. Gráficos resumen de resultados

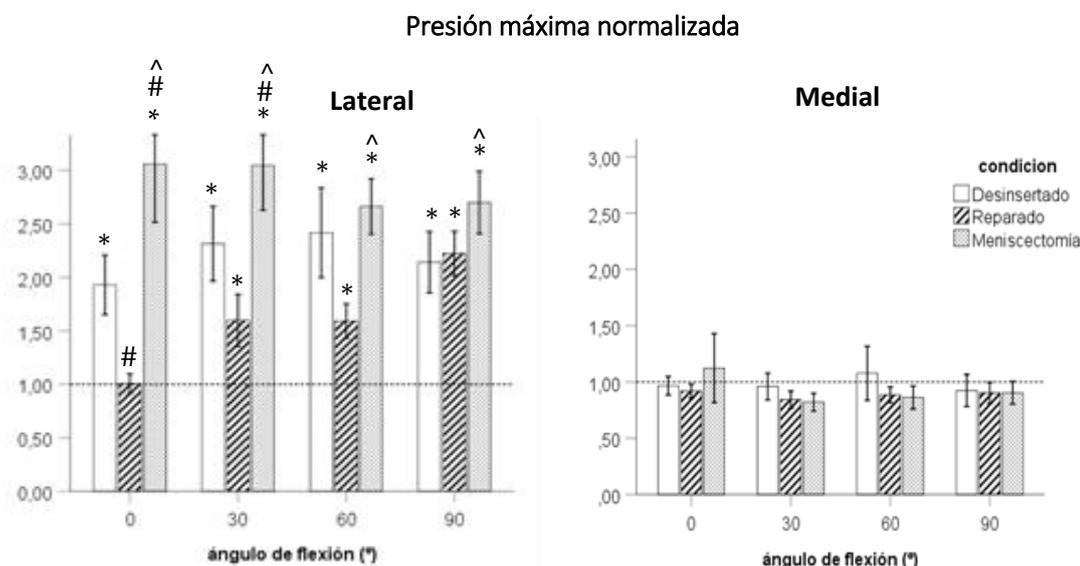


Figura D. 11. Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en cada condición del menisco lateral para cada ángulo de flexión de la rodilla. Las barras de error indican +/- 1 error estándar. La línea horizontal discontinua indica el nivel del menisco intacto. *p<0.05 respecto al menisco intacto; #p<0.05 respecto a la avulsión de la raíz posterior; ^p<0.05 respecto a la condición reparada

Resultados del Capítulo 4

Este anexo recoge los resultados experimentales obtenidos en el estudio de la influencia de la sección transversal del material de sutura sobre las propiedades mecánicas del conjunto menisco-sutura aislado, con especial atención al análisis de los desplazamientos experimentados por la raíz tras su reparación mediante sutura transtibial al verse sometida a cargas repetitivas de baja intensidad.

E.1. Resultados del precondicionamiento

Se determinó el valor de la rigidez, del desplazamiento residual y del desplazamiento acumulado a carga máxima por el conjunto menisco-sutura en todos los ciclos de precondicionamiento para cada espécimen de ambos grupos, utilizando hilo o cinta de sutura. Los resultados se representan en curvas de evolución a medida que aumenta el número de ciclos aplicado.

E.1.1. Evolución de la rigidez en carga

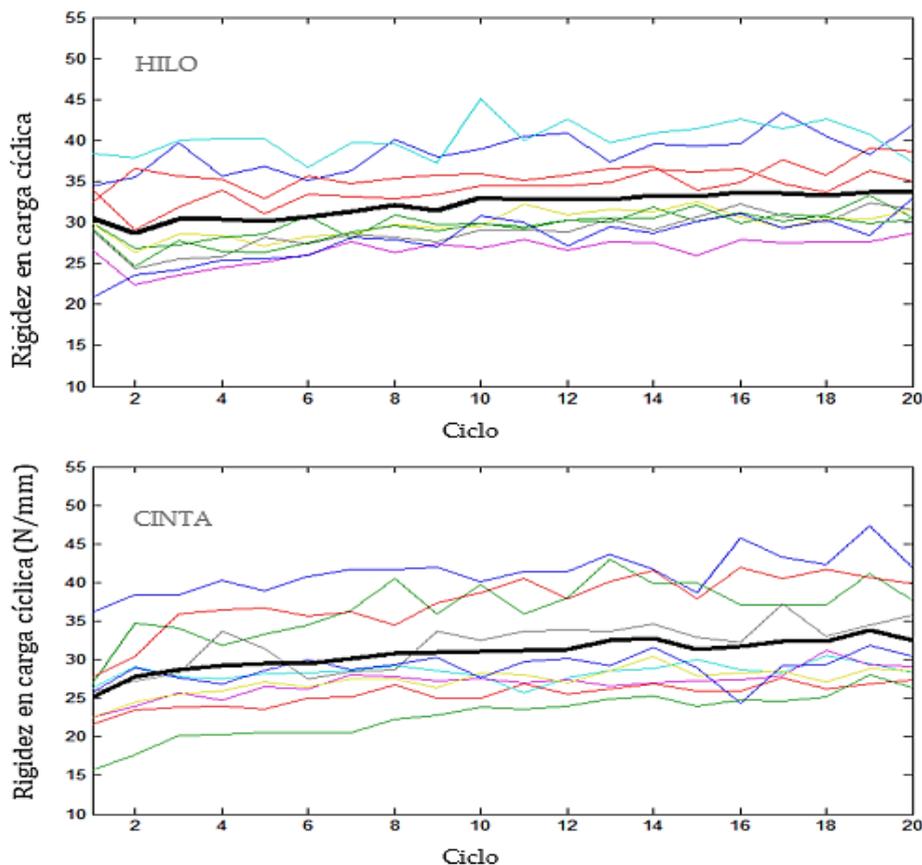


Figura E. 1. Evolución de la rigidez en carga durante los 20 ciclos de precondicionamiento aplicados. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.1.2. Evolución del desplazamiento residual acumulado

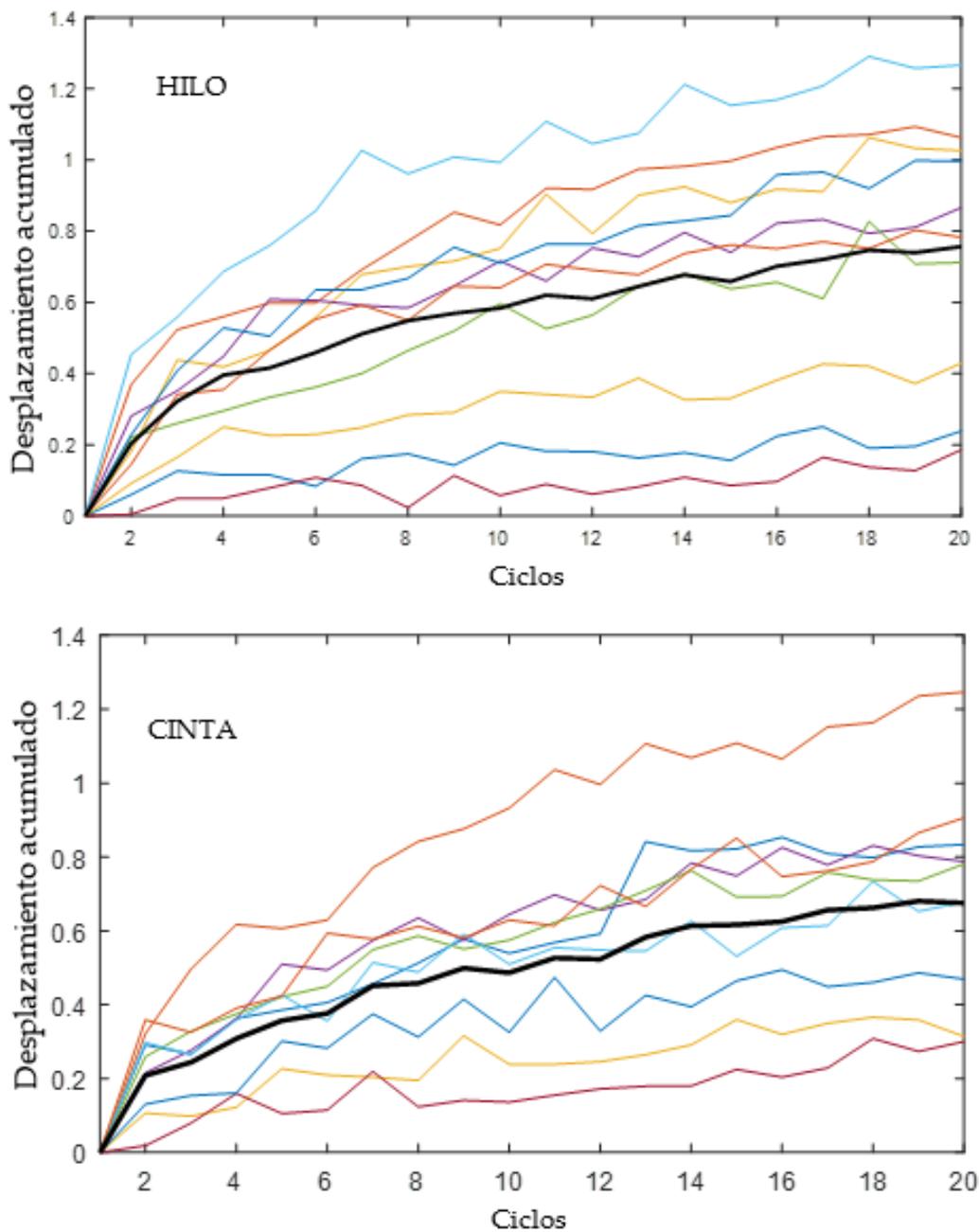


Figura E. 2. Evolución del desplazamiento residual acumulado en los 20 ciclos de carga aplicados durante el precondicionamiento. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.1.3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima

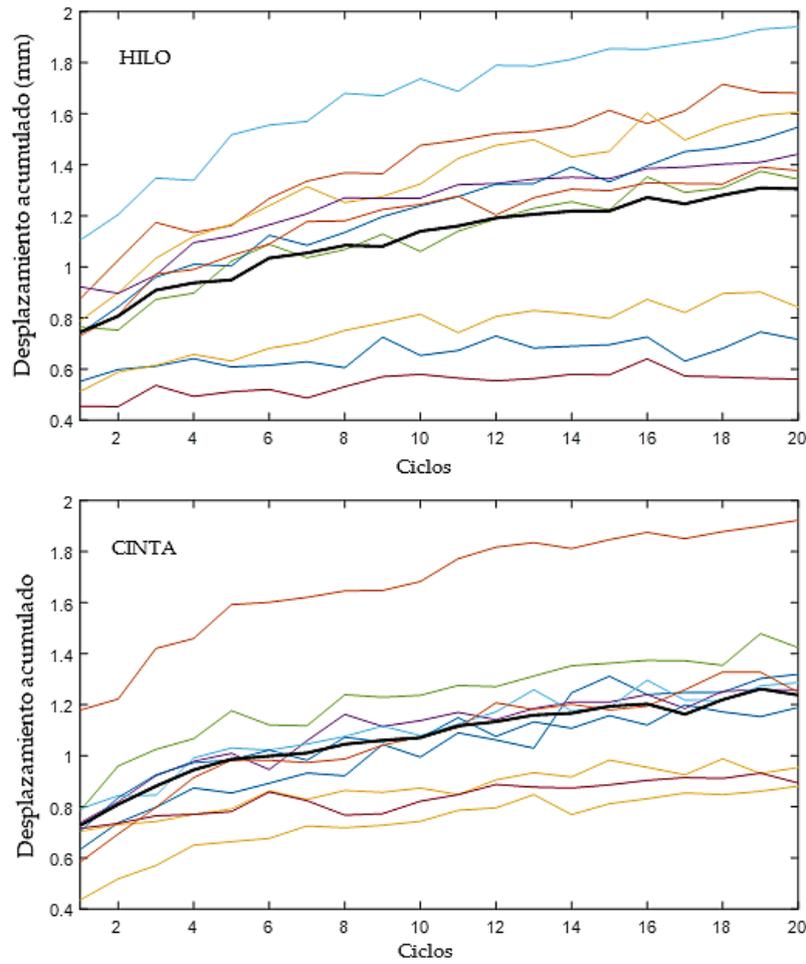


Figura E. 3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima en los 20 ciclos de carga aplicados durante el precondicionamiento. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.1.4. Valores de los parámetros a 1 y 20 ciclos

Tabla E. 1. Rigidez en el primer y último ciclo de precondicionamiento y desplazamiento residual y a 30N acumulados al final de los 20 ciclos para el grupo con HILO

	$k_{preacond}^1$ (N/mm)	$k_{preacond}^{20}$ (N/mm)	$\Delta_{preacond}^{20}$ (mm)	$\Delta_{preacond.max}^{20}$ (mm)
H1	23.32	45.74	0.77	0.86
H2	11.69	34.30	1.69	1.71
H3	10.65	45.62	2.24	1.88
H4	42.98	43.23	0.06	0.47
H5	9.82	31.19	2.31	2.04
H6	12.92	34.63	1.58	1.55
H7	12.65	36.50	1.61	1.58
H8	12.23	35.24	1.97	1.64
H9	11.50	37.56	2.03	1.74
H10	27.71	42.98	0.39	0.72
medi	17.55	38.70	1.46	1.42
ds	10.18	4.97	0.75	0.51

Tabla E. 2. Rigidez en el primer y último ciclo de precondicionamiento y desplazamientos residual y a 30N acumulados al final de los 20 ciclos para el grupo con CINTA

	$k_{preacond}^1$ (N/mm)	$k_{preacond}^{20}$ (N/mm)	$\Delta_{preacond}^{20}$ (mm)	$\Delta_{preacond.max}^{20}$ (mm)
C1	24.85	47.54	0.77	0.80
C2	14.04	45.23	1.69	1.42
C3	15.05	28.47	2.24	1.33
C4	12.71	30.82	0.06	0.57
C5	12.80	31.64	2.31	1.56
C6	12.82	30.73	1.58	1.56
C7	12.93	39.47	1.61	1.55
C8	19.42	31.68	1.97	1.03
C9	9.31	30.57	2.03	2.15
C10	15.28	45.71	0.39	1.31
media	15.17	36.19	1.46	1.33
ds	4.26	7.09	0.75	0.42

E.2. Resultados del ensayo cíclico

Se determinó el valor de la rigidez, el desplazamiento residual y el desplazamiento acumulado a carga máxima por el conjunto menisco-sutura en todos los ciclos de carga durante los ensayos cíclicos para cada espécimen de ambos grupos de ensayo, utilizando hilo o cinta de sutura. Los resultados se representan en curvas de evolución a medida que aumenta el número de ciclos aplicado.

E.2.1. Evolución de la rigidez en carga cíclica

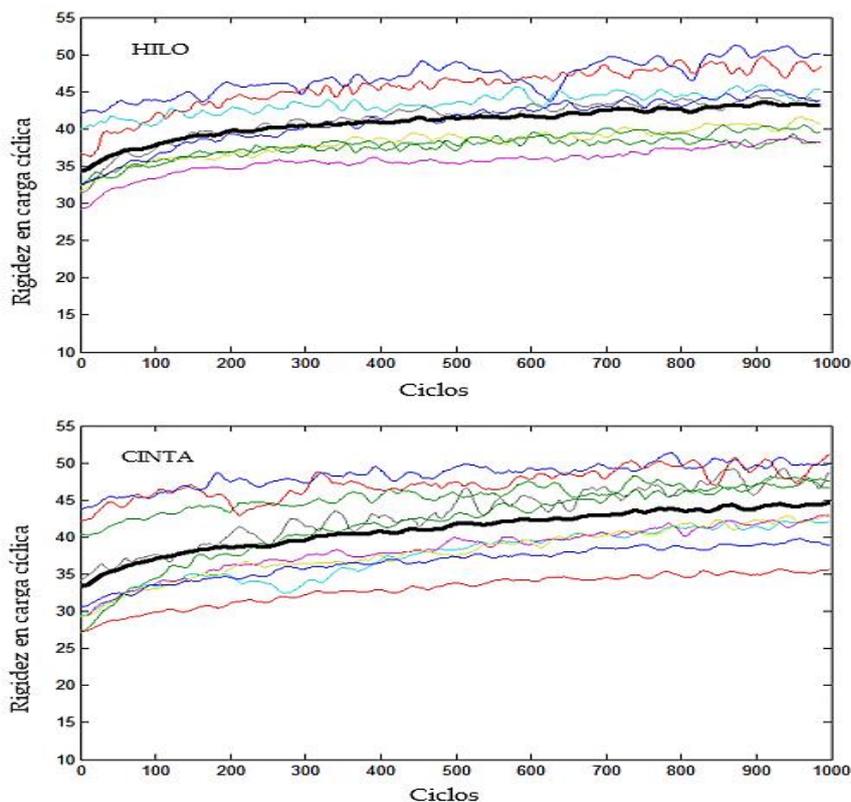


Figura E. 4. Evolución de la rigidez durante los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.2.2. Evolución del desplazamiento residual acumulado

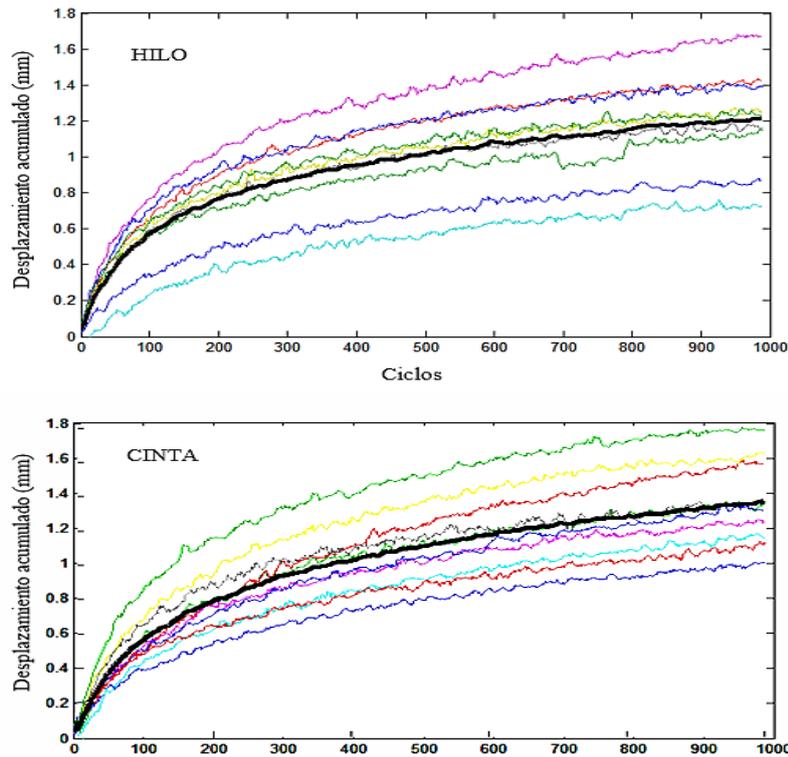


Figura E. 5. Evolución del desplazamiento residual acumulado en los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.2.3. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima (30N)

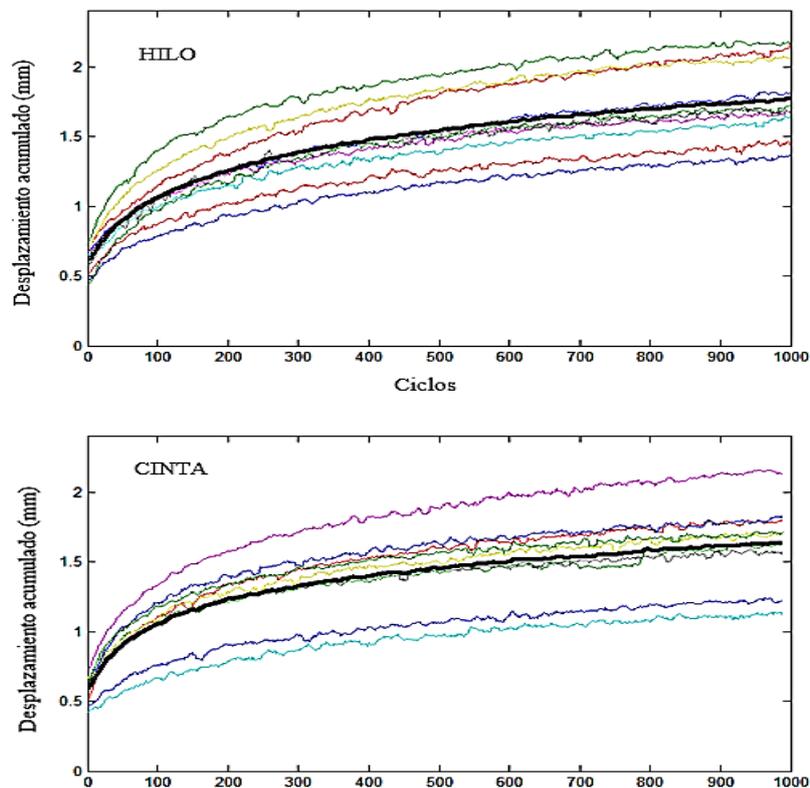


Figura E. 6. Evolución del desplazamiento acumulado a carga máxima en los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes de cada grupo.

E.2.4. Valores de los parámetros a 100, 500 y 1000 ciclos

Tabla E. 3. Rigidez en carga obtenida en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes.

especímen	k_{cicl}^{100} (N/mm)		k_{cicl}^{500} (N/mm)		k_{cicl}^{1000} (N/mm)	
	HILO	CINTA	HILO	CINTA	HILO	CINTA
1	48.36	49.70	55.31	58.79	54.48	56.12
2	39.39	46.96	39.83	54.59	40.63	60.75
3	46.30	32.04	53.82	37.98	53.40	37.52
4	43.05	35.39	46.84	42.42	50.92	44.65
5	35.14	37.75	39.88	42.93	42.01	47.48
6	38.71	35.45	44.01	43.23	48.31	49.30
7	41.45	47.14	48.27	56.55	53.29	63.82
8	38.80	35.42	48.07	39.68	50.00	40.83
9	38.83	37.61	42.49	45.35	44.11	53.59
10	41.63	49.73	45.21	55.33	46.69	59.72
media	41.16	40.72	46.37	47.68	48.38	51.38
ds	3.72	6.48	4.99	7.36	4.66	8.41

Tabla E. 4. Desplazamiento residual acumulado en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes

especímen	Δ_{res}^{100} (N/mm)		Δ_{res}^{500} (N/mm)		Δ_{res}^{1000} (N/mm)	
	HILO	CINTA	HILO	CINTA	HILO	CINTA
1	0.27	0.30	0.64	0.73	0.85	0.95
2	0.47	0.49	0.87	1.11	1.07	1.35
3	0.50	0.48	1.10	1.24	1.31	1.63
4	0.27	0.47	0.65	0.97	0.83	1.23
5	0.58	0.57	1.26	1.11	1.56	1.34
6	0.44	0.57	0.95	1.30	1.19	1.61
7	0.43	0.49	0.93	1.08	1.11	1.30
8	0.51	0.38	1.06	0.96	1.28	1.25
9	0.45	0.65	0.94	1.38	1.12	1.68
10	0.21	0.35	0.52	0.77	0.65	1.03
media	0.41	0.47	0.89	1.07	1.10	1.34
ds	0.12	0.10	0.22	0.20	0.25	0.23

Tabla E. 5. Desplazamiento acumulado a carga máxima en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes.

especimen	$\Delta_{cicl.max}^{100}$ (N/mm)		$\Delta_{cicl.max}^{500}$ (N/mm)		$\Delta_{cicl.max}^{1000}$ (N/mm)	
	HILO	CINTA	HILO	CINTA	HILO	CINTA
1	0.68	0.70	1.01	1.07	1.22	1.31
2	0.98	0.92	1.37	1.47	1.56	1.68
3	0.93	1.10	1.47	1.77	1.69	2.16
4	0.74	1.03	1.08	1.45	1.22	1.67
5	1.15	1.10	1.76	1.57	2.04	1.76
6	0.96	1.13	1.40	1.77	1.61	2.01
7	0.92	0.92	1.34	1.43	1.49	1.61
8	1.02	0.95	1.48	1.47	1.68	1.74
9	0.97	1.18	1.41	1.82	1.57	2.05
10	0.69	0.75	0.96	1.13	1.08	1.37
media	0.90	0.98	1.33	1.50	1.52	1.74
ds	0.15	0.15	0.23	0.24	0.27	0.26

E.3. Resultados del ensayo de rotura a tracción

Se representaron las gráficas Fuerza/desplazamiento y se determinaron los valores de fuerza última F_u , desplazamiento a carga última δ_u y rigidez a tracción K (calculada según definición de *Feutch y col. (2015)*), para todos los especímenes de ambos grupos.

E.3.1. Gráficas fuerza/desplazamiento

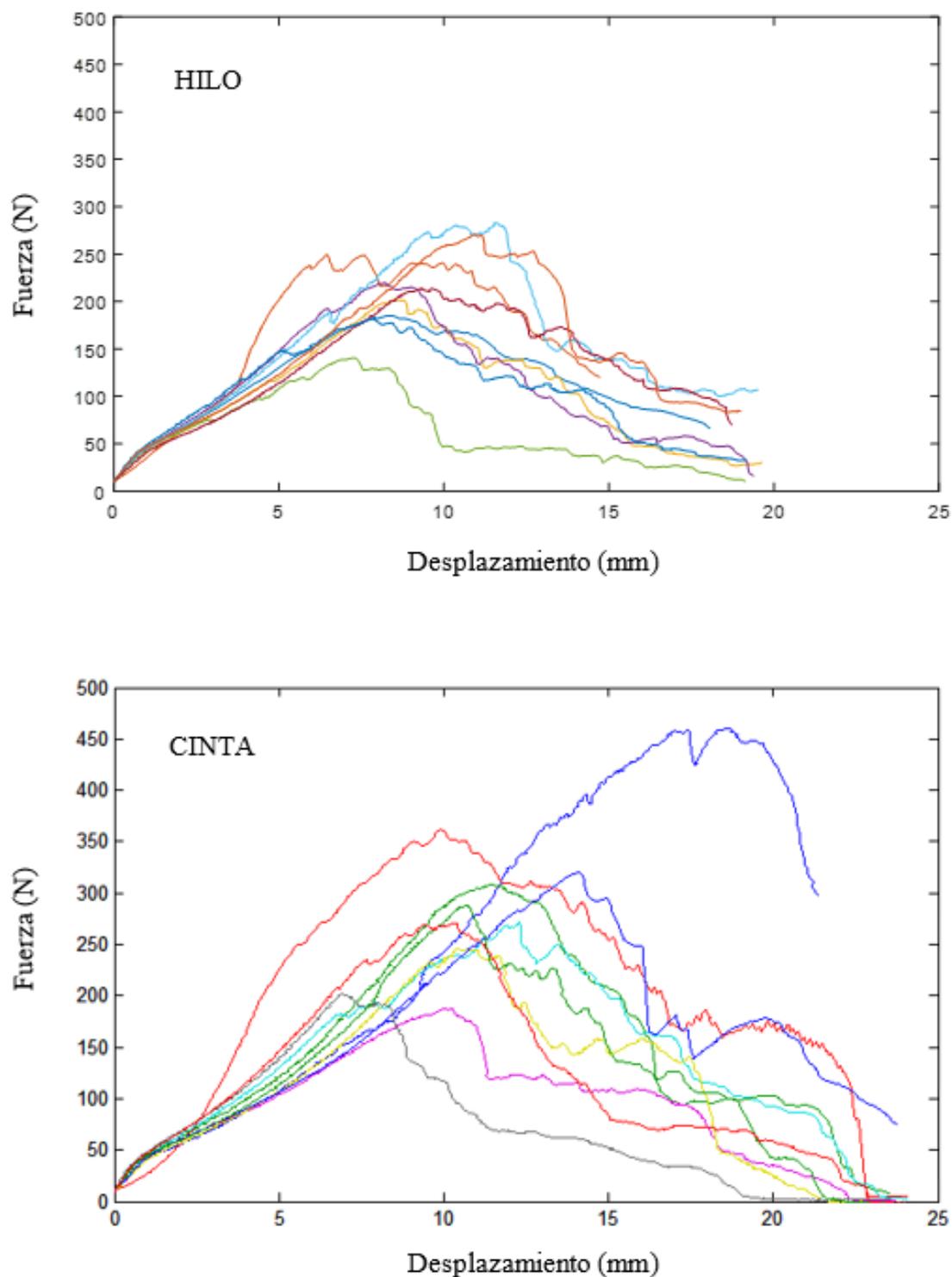


Figura E. 7. Curva Fuerza/desplazamiento obtenidas en el ensayo de rotura para todos los especímenes.

E.3.2. Resultados de fuerza última, desplazamiento a fuerza última y rigidez para todos los especímenes ensayados.

Tabla E. 6. Resultados del ensayo de rotura a tracción para todos los especímenes ensayados.

espécimen	F_u		δ_u		K	
	HILO	CINTA	HILO	CINTA	HILO	CINTA
1	232.87	460.83	11.67	17.12	15.25	23.15
2	x	308.21	x	10.15	x	25.82
3	270.41	358.54	10.94	7.91	21.36	15.55
4	183.78	272.67	7.86	11.07	20.76	22.72
5	213.13	187.80	9.35	8.70	19.80	17.17
6	282.70	247.42	11.55	8.91	25.74	21.39
7	139.81	199.67	7.23	5.74	15.81	24.09
8	220.79	320.12	8.23	12.72	25.36	19.96
9	204.75	288.58	8.48	9.40	21.67	22.90
10	246.27	271.92	6.45	9.18	20.22	26.52
media	221.61	291.58	8.80	10.09	20.66	21.93
ds	43.77	78.98	3.49	3.08	3.59	3.51
valor p		0.028*		0.053		0.450

x: en el grupo HILO, el espécimen N.2 deslizó en la garra y sus resultados no se incluyeron en el

*: significativamente diferente, $p < 0.05$

Resultados del Capítulo 5

A continuación, se presentan los resultados obtenidos a partir de los ensayos experimentales descritos en el Capítulo 5

F.1. Datos geométricos de los especímenes

Los parámetros geométricos que se midieron inicialmente para los especímenes de este estudio fueron los espesores en el orificio, e_o , y en el borde exterior del cuerno posterior del menisco en su intersección con la trayectoria teórica del hilo al someter el conjunto a tracción, e_b , y las longitudes iniciales representativas de las componentes analizadas (ver 5.3.4)

Tabla F. 1. Datos (en mm) de espesores y longitudes iniciales medidos en los especímenes del Grupo P

	e_o	e_b	(L ₀) _{orificio}	(L ₀) _{hilo}	(L ₀) _{tejido}	(L ₀) _{TOTAL}
P1	3,01	5,93	1,19	45,34	6,75	53,28
P2	2,90	5,50	2,31	48,10	5,59	56,00
P3	2,90	4,75	1,49	49,28	5,66	56,44
P4	3,17	4,42	1,06	34,22	4,32	39,61
P5	3,44	4,65	2,70	31,85	9,15	43,70
P6	2,95	5,53	1,50	37,71	8,14	47,34
P7	3,60	5,73	1,88	39,54	7,96	49,38
P8	3,44	5,20	1,39	38,61	5,54	45,54
P9	3,91	6,40	1,51	41,07	6,53	49,11
media	3,26	5,35	1,67	40,64	6,63	48,93
DE	0,34	0,61	0,51	5,63	1,45	5,31

Tabla F. 2. Datos (en mm) de espesores y longitudes iniciales medidos en los especímenes del Grupo H

	e_o	e_b	(L ₀) _{orificio}	(L ₀) _{hilo}	(L ₀) _{tejido}	(L ₀) _{TOTAL}
H1	3,56	5,13	4,88	26,96	1,04	41,24
H2	3,74	4,00	1,74	43,08	0,36	50,70
H3	2,47	5,05	1,06	42,49	0,29	49,31
H4	3,19	4,67	2,03	40,02	0,95	46,83
H5	3,20	4,30	3,47	35,06	0,18	48,25
H7	3,39	3,51	2,56	39,04	0,37	48,73
H9	4,50	3,60	3,49	38,47	0,23	48,85
H10	2,78	3,73	5,16	43,71	0,53	55,79
H11	2,44	3,89	3,59	39,88	0,10	49,53
media	3,27	4,21	3,11	38,75	0,44	47,93
DE	0,60	0,58	1,31	4,87	0,31	3,57

F.2. Resultados del ensayo cíclico

Para las componentes del conjunto menisco-sutura descritas en el punto 5.3.4: orificio, hilo y tejido de cada espécimen de los grupos de estudio considerados, se determinó el valor de las longitudes antes y después de la aplicación de 1000 ciclos de carga variable entre [10, 30]N a 0.5Hz, y se calcularon los desplazamientos acumulados que se recogen en las tablas G.2.1 y G.2.2

F.2.1. Resultados del Grupo P

Tabla F. 3. Longitud inicial, L_c^0 ; Longitud final, L_c^f ; Desplazamiento residual, $\Delta_{res,c}$; Desplazamiento residual unitario, $\varepsilon_{res,c}$; Desplazamiento residual normalizado, $\hat{\Delta}_{res,c}$ y contribución en % $\hat{\Delta}_{res,c}$ para cada componente c (orificio, hilo, tejido) en los especímenes del Grupo P

		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	Media	DE
orificio	$L_{orificio}^0$ (mm)	1,19	2,31	1,49	1,06	2,70	1,50	1,88	1,39	1,51	1,67	0,51
	$L_{orificio}^f$ (mm)	1,70	2,53	1,66	1,19	2,99	2,01	2,79	1,93	1,58	2,04	0,57
	$\Delta_{res,orificio}$ (mm)	0,52	0,22	0,17	0,13	0,28	0,51	0,90	0,55	0,07	0,37	0,25
	$\varepsilon_{res,orificio}$	0,433	0,095	0,115	0,123	0,105	0,343	0,480	0,395	0,046	0,237	0,162
	$\hat{\Delta}_{res,orif}$ ($\hat{L}_{orificio}=2\text{mm}$)	0,87	0,19	0,23	0,25	0,21	0,69	0,96	0,79	0,09	0,43	0,32
hilo	L_{hilo}^0 (mm)	45,34	48,10	49,28	34,22	31,85	37,71	39,54	38,61	41,07	40,64	5,63
	L_{hilo}^f (mm)	47,07	48,96	51,82	34,58	31,86	38,88	40,98	39,52	42,32	41,78	6,19
	$\Delta_{res,hilo}$ (mm)	1,74	0,86	2,54	0,35	0,02	1,17	1,45	0,91	1,25	1,14	0,70
	$\varepsilon_{res,hilo}$	0,038	0,018	0,052	0,010	0,001	0,031	0,037	0,024	0,030	0,027	0,015
	$\hat{\Delta}_{res,hilo}$ ($\hat{L}_{hilo}=40\text{mm}$)	1,53	0,72	2,06	0,41	0,02	1,24	1,46	0,94	1,22	1,07	0,58
tejido bajo orificio	L_{tejido}^0 (mm)	6,75	5,59	5,66	4,32	9,15	8,14	7,96	5,54	6,53	6,63	1,45
	L_{tejido}^f (mm)	7,06	6,47	6,95	4,58	9,55	8,35	8,22	5,81	7,12	7,12	1,39
	$\Delta_{res,tejido}$ (mm)	0,31	0,88	1,28	0,25	0,40	0,21	0,25	0,27	0,59	0,50	0,35
	$\varepsilon_{res,tejido}$	0,045	0,158	0,227	0,059	0,044	0,026	0,032	0,049	0,091	0,081	0,064
	$\hat{\Delta}_{res,tejido}$ ($\hat{L}_{tejido}=7\text{mm}$)	0,32	1,11	1,59	0,41	0,31	0,18	0,22	0,34	0,64	0,57	0,45
TOTAL	L_{TOTAL}^0 (mm)	53,28	56,00	56,44	39,61	43,70	47,34	49,38	45,54	49,11	48,93	5,31
	L_{TOTAL}^f (mm)	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	
	$\hat{\Delta}_{res,TOTAL}$	2,72	2,01	3,88	1,07	0,54	2,11	2,65	2,07	1,95	2,31	0,90
	% $\hat{\Delta}_{res,orificio}$	31,90	9,43	5,92	22,97	38,98	32,49	36,27	38,06	4,73	24,53	13,40
	% $\hat{\Delta}_{res,thilo}$	56,38	35,68	53,14	38,54	3,86	58,81	55,27	45,44	62,64	45,53	17,07
	% $\hat{\Delta}_{res,tejido}$	11,72	54,89	40,94	38,50	57,16	8,70	8,45	16,50	32,64	29,94	18,23

F.2.2. Resultados del grupo H

Tabla F. 4. Longitud inicial, L_c^0 ; Longitud final, L_c^f ; Desplazamiento residual, $\hat{\Delta}_{res,c}$; Desplazamiento residual unitario, $\varepsilon_{res,c}$; Desplazamiento residual normalizado, $\hat{\Delta}_{res,c}$ y contribución en % $\hat{\Delta}_{res,c}$ para cada componente c (orificio, hilo, tejido) en los especímenes del grupo H

		H1	H2	H3	H4	H5	H6	H7	H8	H9	Media	DE
orificio	$L_{orificio}^0$ (mm)	4,88	1,74	1,06	2,03	3,47	2,56	3,49	5,16	3,59	3,11	1,31
	$L_{orificio}^f$ (mm)	5,14	2,76	1,36	2,45	3,85	3,60	4,81	6,63	6,22	4,09	1,66
	$\Delta_{res,orificio}$ (mm)	0,26	1,02	0,30	0,42	0,38	1,04	1,32	1,47	2,63	0,98	0,73
	$\varepsilon_{res,orificio}$	0,05	0,58	0,28	0,21	0,11	0,41	0,38	0,28	0,73	0,34	0,21
	$\hat{\Delta}_{res,orif}$ ($\hat{L}_{orificio}=2\text{mm}$)	0,11	1,17	0,56	0,41	0,22	0,81	0,76	0,57	1,47	0,68	0,41
hilo	L_{hilo}^0 (mm)	26,96	43,08	42,49	40,02	35,06	39,04	38,47	43,71	39,88	38,75	4,87
	L_{hilo}^f (mm)	27,79	45,22	43,98	40,51	35,36	40,22	38,81	45,32	40,73	39,77	5,20
	$\Delta_{res,hilo}$ (mm)	0,84	2,14	1,49	0,49	0,31	1,18	0,34	1,60	0,85	1,03	0,59
	$\varepsilon_{res,hilo}$	0,03	0,05	0,03	0,01	0,01	0,03	0,01	0,04	0,02	0,03	0,01
	$\hat{\Delta}_{res,hilo}$ ($\hat{L}_{hilo}=40\text{mm}$)	1,24	1,99	1,40	0,48	0,35	1,21	0,36	1,47	0,85	1,04	0,53
tejido bajo orificio	L_{tejido}^0 (mm)	9,41	5,87	5,76	4,78	9,72	7,13	6,89	6,91	6,06	6,95	1,56
	L_{tejido}^f (mm)	10,38	6,08	5,93	5,23	9,90	7,39	7,06	7,28	6,12	7,26	1,68
	$\Delta_{res,tejido}$ (mm)	0,97	0,21	0,17	0,45	0,17	0,26	0,16	0,37	0,06	0,31	0,26
	$\varepsilon_{res,tejido}$	0,10	0,04	0,03	0,09	0,02	0,04	0,02	0,05	0,01	0,04	0,03
	$\hat{\Delta}_{res,tejido}$ ($\hat{L}_{tejido}=7\text{mm}$)	1,04	0,36	0,29	0,95	0,18	0,37	0,23	0,53	0,10	0,44	0,31
TOTAL	L_{TOTAL}^0 (mm)	41,24	50,70	49,31	46,83	48,25	48,73	48,85	55,79	49,53	47,93	3,57
	L_{TOTAL}^f (mm)	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	49,00	
	$\hat{\Delta}_{res,TOTAL}$	2,38	3,52	2,25	1,85	0,75	2,39	1,35	2,57	2,42	2,16	0,74
	% $\hat{\Delta}_{res,orificio}$	4,53	33,24	24,83	22,45	29,53	33,95	56,17	22,15	60,67	31,95	16,37
	% $\hat{\Delta}_{res,hilo}$	52,00	56,47	62,11	26,28	46,54	50,59	26,46	57,10	35,25	45,87	12,63
	% $\hat{\Delta}_{res,tejido}$	43,47	10,30	13,06	51,27	23,93	15,46	17,37	20,75	4,08	22,19	14,62

F.3. Resultados del ensayo de rotura a tracción

A partir de las imágenes de monitorización adquiridas durante los ensayos, se representaron las curvas de evolución del alargamiento de cada componente y se detectó el instante de inicio de corte. Una vez establecido ese instante, se relacionó con los datos de los sensores de la máquina de ensayo, para determinar la fuerza asociada. Adicionalmente, de la curva del ensayo de rotura se extrajeron también la fuerza correspondiente al primer máximo local, la fuerza última y los alargamientos asociados a cada una de esas cargas.

F.3.1. Evolución de los alargamientos de cada componente del conjunto tejido-sutura durante el ensayo de rotura.

Se representaron las gráficas de evolución de los alargamientos determinados de las imágenes, los alargamientos unitarios calculados y los alargamientos normalizados de cada componente para todos los especímenes. La curva media se representa hasta que se pierden datos de las curvas, debido a la pérdida de los puntos de referencia del a componente o por el fallo del espécimen.

F.3.1.1. Alargamientos absolutos

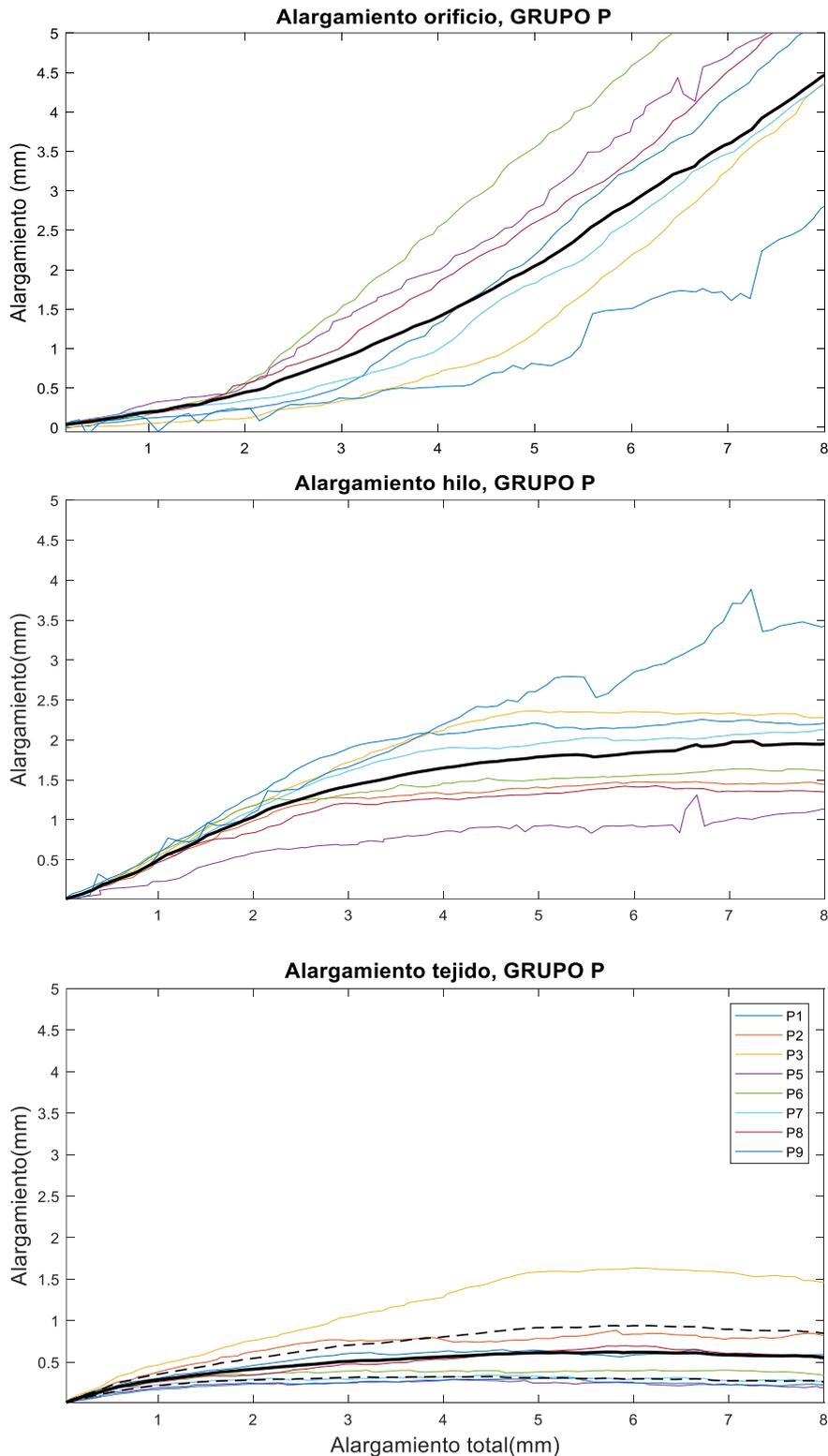


Figura F. 1. Evolución de los alargamientos de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.

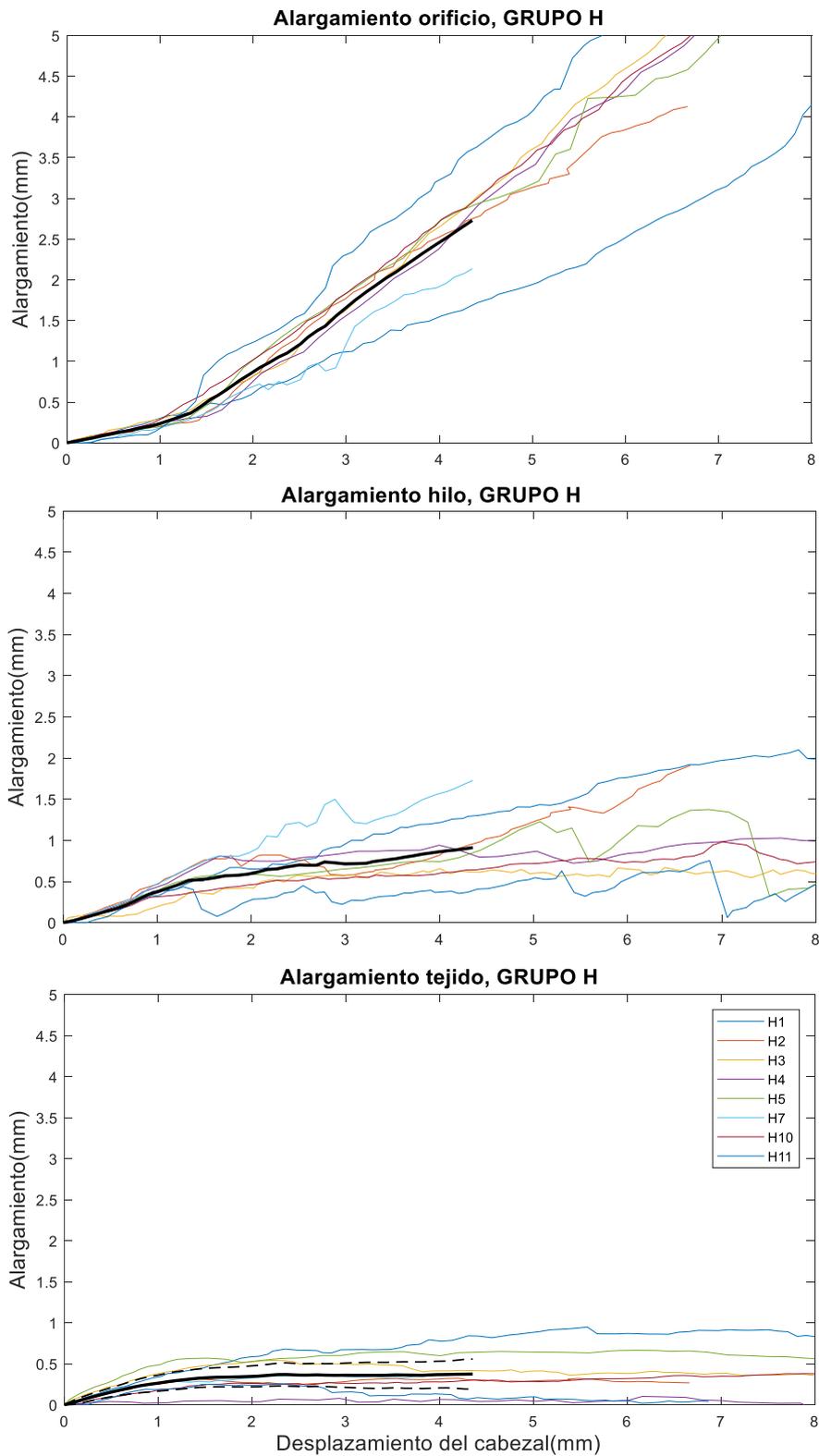


Figura F.2. Evolución de los alargamientos de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media.

F.3.1.2. Alargamientos unitarios

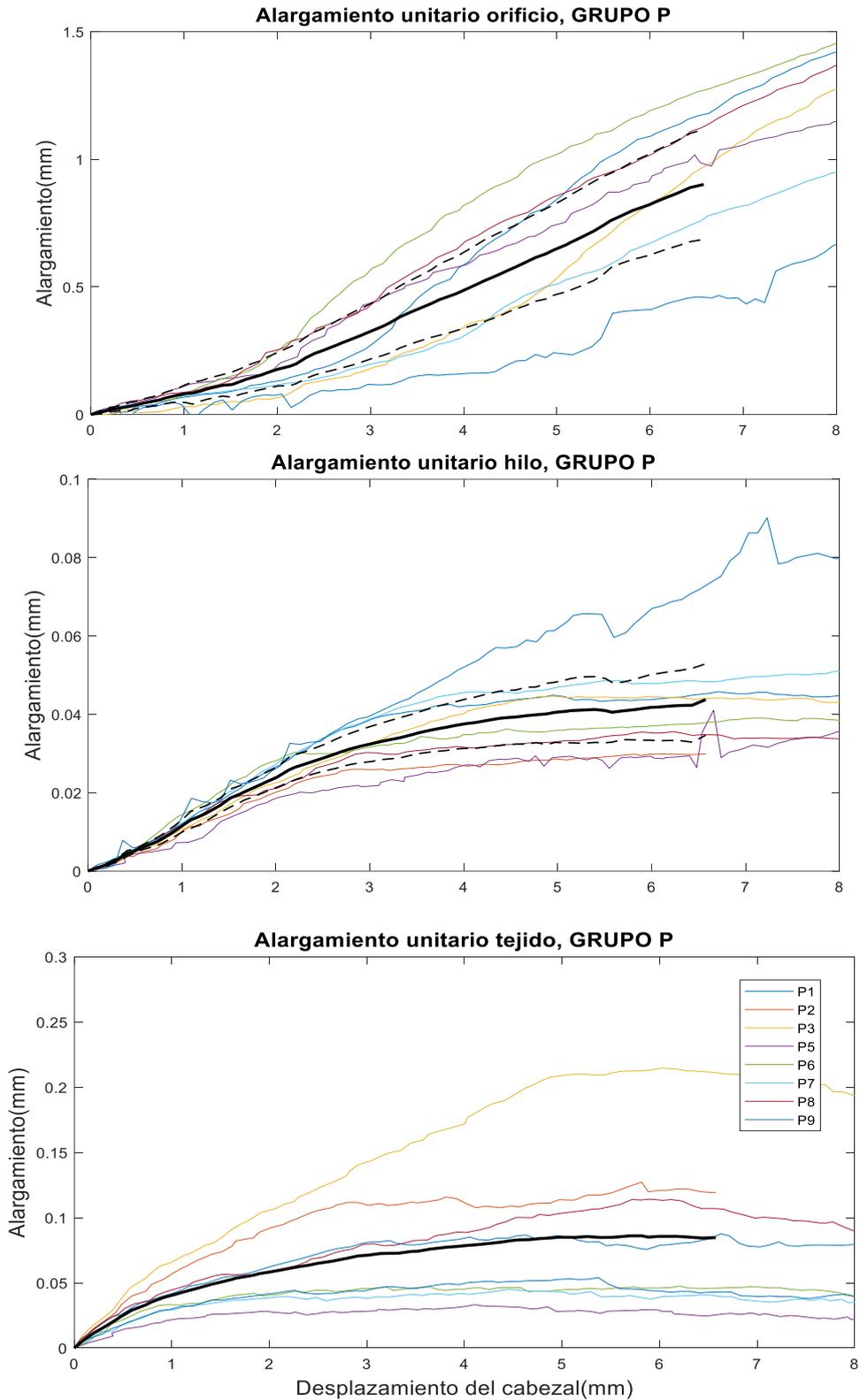


Figura F. 3. Evolución de los alargamientos unitarios de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.

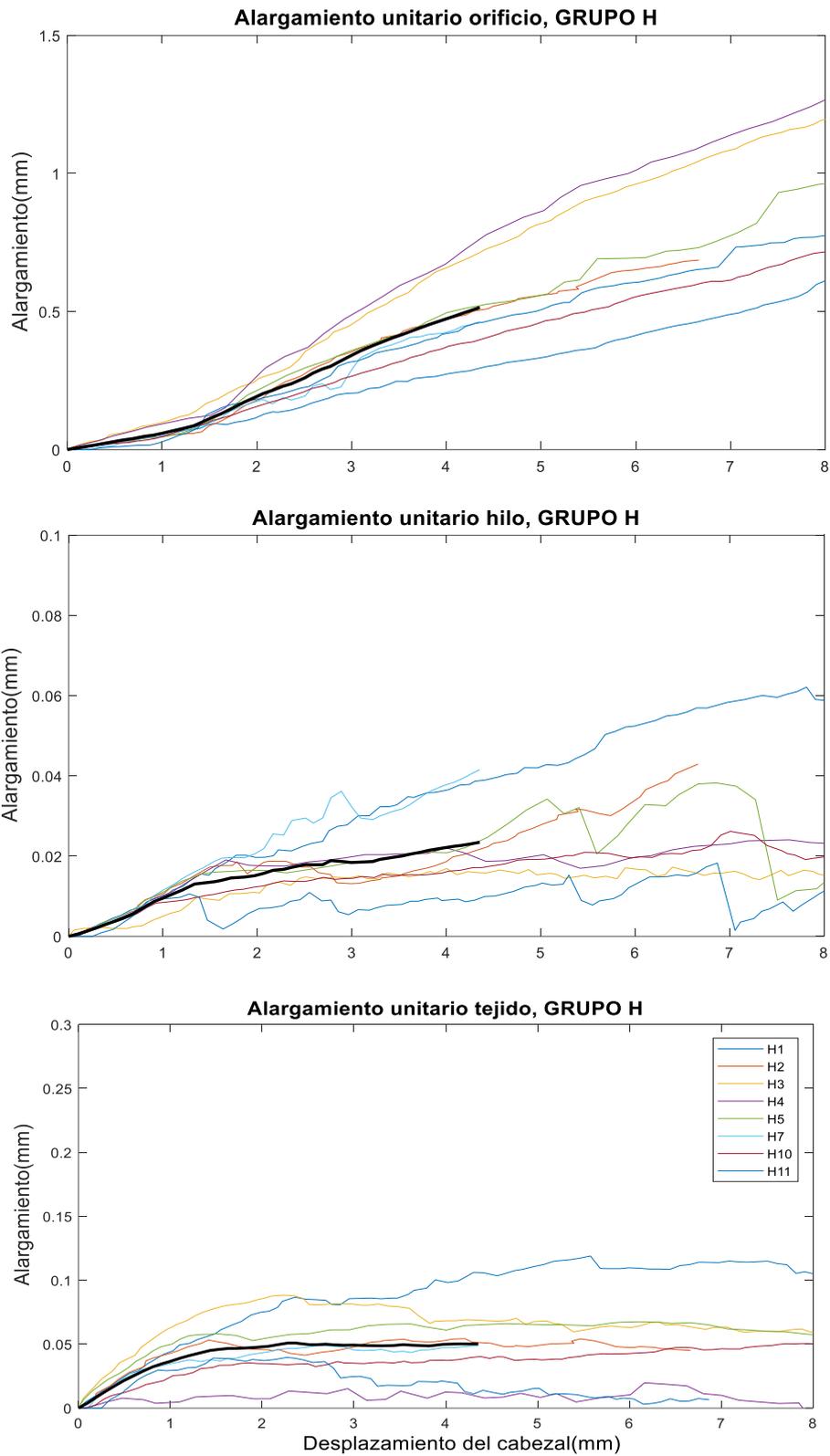


Figura F. 4. Evolución de los alargamientos unitarios de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media

F.3.1.3. Alargamientos normalizados

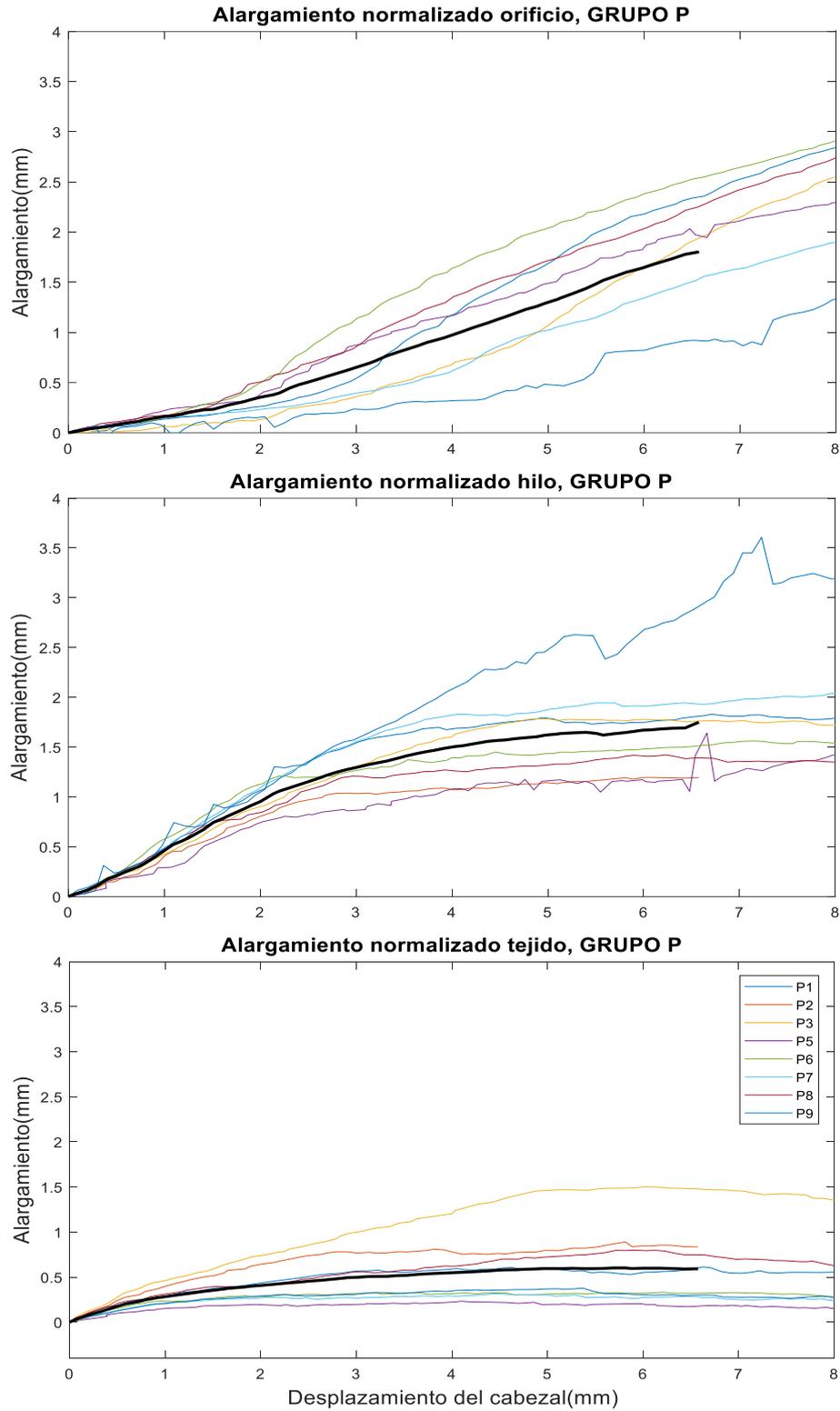


Figura F. 5. Evolución de los alargamientos normalizados de las 3 componentes para los especímenes del Grupo P. En trazo negro grueso se representa la curva media.

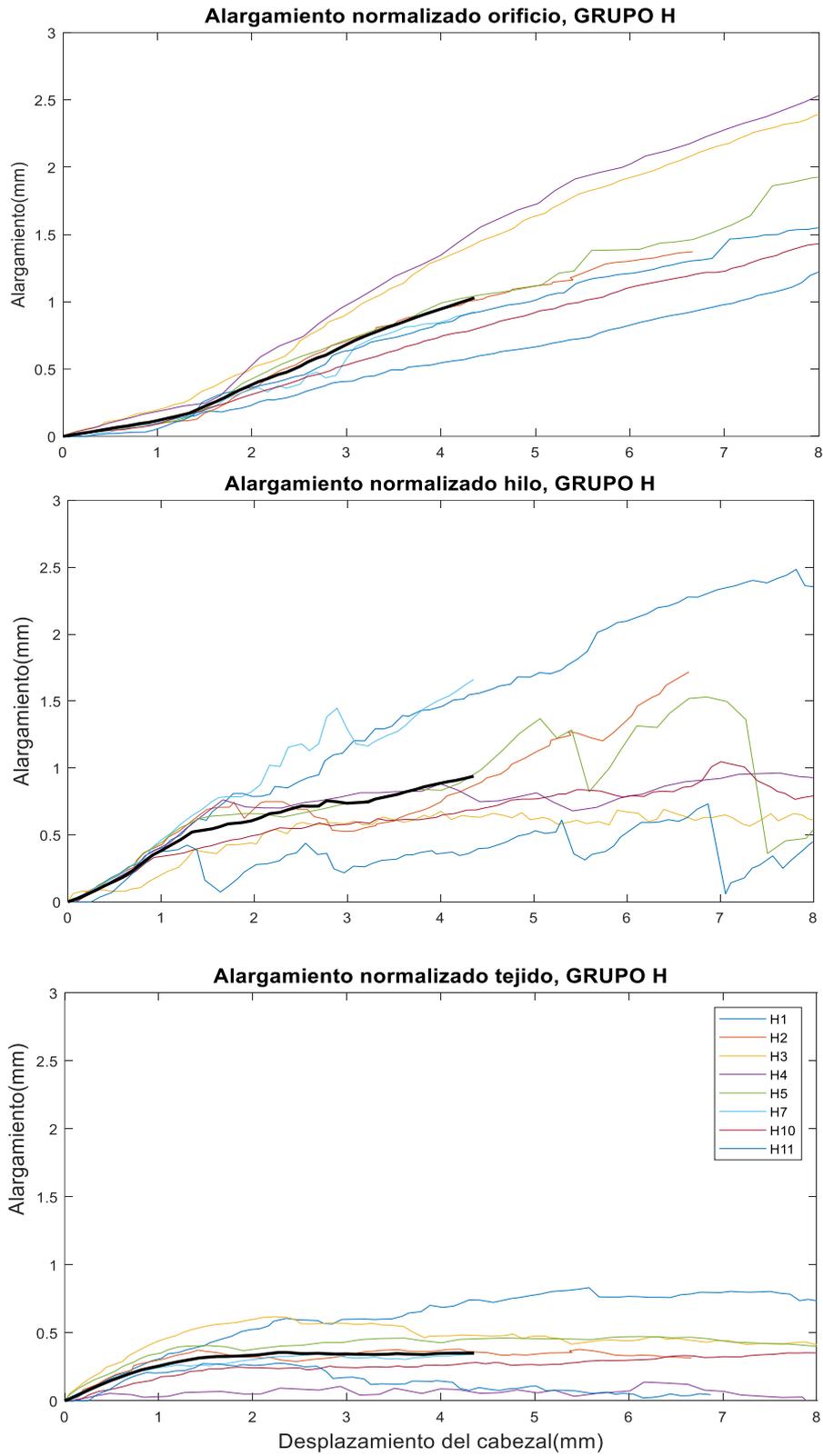


Figura F. 6. Evolución de los alargamientos normalizados de las 3 componentes para los especímenes del Grupo G. En trazo negro grueso se representa la curva media.

F.3.2. Alargamientos en el instante del corte

Tabla F. 5. Longitudes L_c de las componentes c (orificio, hilo, tejido) al inicio del ensayo de rotura en los especímenes del grupo P

	$L_{orificio}$	L_{hilo}	L_{tejido}	L_{TOTAL}
P1	1,65	48,20	7,19	57,04
P2	2,52	48,59	6,54	57,65
P3	1,69	51,81	6,84	60,34
P5	2,59	31,21	7,53	41,32
P6	2,00	41,15	8,39	51,55
P7	2,74	40,77	8,18	51,69
P8	1,92	39,37	5,81	47,09
P9	2,96	41,19	6,98	51,13
media	2,26	42,79	7,18	52,23
DE	0,47	6,12	0,79	5,76

Tabla F. 6. Longitudes L_c de las componentes c (orificio, hilo, tejido) al inicio del ensayo de rotura en los especímenes del grupo H

	$L_{orificio}$	L_{hilo}	L_{tejido}	L_{TOTAL}
H1	5,01	32,63	10,23	47,88
H2	4,19	43,51	5,76	53,45
H3	2,85	38,55	5,87	47,27
H4	2,48	42,33	5,15	49,96
H5	4,25	35,31	9,61	49,16
H7	3,63	40,73	7,44	51,79
H10	5,88	37,00	7,42	50,30
H11	6,18	40,81	6,29	53,27
media	4,31	38,86	7,22	50,39
DE	1,25	3,46	1,73	2,16

Tabla F. 7. . Alargamientos Δ_c^{tcut} (en mm), alargamientos unitarios ϵ_c^{tcut} , alargamientos normalizados $\hat{\Delta}_c^{tcut}$ (en mm) y % de contribución al alargamiento total $\% \hat{\Delta}_c^{tcut}$, en el instante del inicio del corte de cada componente c , para los especímenes del Grupo P.

	$\Delta_{orificio}^{tcut}$	Δ_{hilo}^{tcut}	Δ_{tejido}^{tcut}	$\epsilon_{orificio}^{tcut}$	ϵ_{hilo}^{tcut}	ϵ_{tejido}^{tcut}	$\hat{\Delta}_{orificio}^{tcut}$	$\hat{\Delta}_{hilo}^{tcut}$	$\hat{\Delta}_{tejido}^{tcut}$	$\% \hat{\Delta}_{orificio}^{tcut}$	$\% \hat{\Delta}_{hilo}^{tcut}$	$\% \hat{\Delta}_{tejido}^{tcut}$
P1	0,67	1,97	0,62	0,402	0,041	0,086	0,80	1,63	0,60	26,51	53,76	19,73
P2	0,62	1,19	0,72	0,247	0,024	0,111	0,49	0,98	0,78	21,99	43,54	34,47
P3	0,87	2,29	1,46	0,513	0,044	0,213	1,03	1,77	1,49	23,93	41,22	34,84
P5	0,42	0,53	0,24	0,163	0,017	0,032	0,33	0,68	0,22	26,55	55,37	18,08
P6	0,69	1,27	0,37	0,348	0,046	0,128	0,70	1,85	0,90	20,18	53,77	26,05
P7	0,95	1,89	1,05	0,348	0,046	0,128	0,70	1,85	0,90	20,18	53,77	26,05
P8	0,99	1,21	0,48	0,518	0,031	0,082	1,04	1,23	0,57	36,52	43,23	20,25
P9	1,03	2,79	1,60	0,347	0,068	0,229	0,69	2,71	1,60	13,89	54,10	32,00
media	0,78	1,64	0,82	0,361	0,040	0,126	0,72	1,59	0,88	23,72	49,84	26,44
DE	0,20	0,68	0,47	0,113	0,015	0,062	0,23	0,59	0,43	6,17	5,62	6,32

Tabla F. 8. Alargamientos $\Delta_c^{t_{cut}}$ (en mm), alargamientos unitarios $\epsilon_c^{t_{cut}}$, alargamientos normalizados $\hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$ (en mm) y % de contribución al alargamiento total $\% \hat{\Delta}_c^{t_{cut}}$, en el instante del inicio del corte de cada componente c , para los especímenes del Grupo G.

	$\Delta_{orificio}^{t_{cut}}$	$\Delta_{hilo}^{t_{cut}}$	$\Delta_{tejido}^{t_{cut}}$	$\epsilon_{orificio}^{t_{cut}}$	$\epsilon_{hilo}^{t_{cut}}$	$\epsilon_{tejido}^{t_{cut}}$	$\hat{\Delta}_{orificio}^{t_{cut}}$	$\hat{\Delta}_{hilo}^{t_{cut}}$	$\hat{\Delta}_{tejido}^{t_{cut}}$	$\% \hat{\Delta}_{orificio}^{t_{cut}}$	$\% \hat{\Delta}_{hilo}^{t_{cut}}$	$\% \hat{\Delta}_{tejido}^{t_{cut}}$
H1	0,51	0,67	0,53	0,102	0,021	0,051	0,20	0,82	0,36	14,72	59,28	25,99
H2	0,37	0,76	0,31	0,089	0,017	0,054	0,18	0,70	0,38	14,28	55,75	29,97
H3	0,99	0,49	0,54	0,347	0,013	0,091	0,69	0,51	0,64	37,63	27,69	34,68
H4	0,40	0,81	0,05	0,163	0,019	0,010	0,33	0,77	0,07	28,04	66,05	5,92
H5	0,47	0,57	0,57	0,111	0,016	0,059	0,22	0,64	0,41	17,40	50,20	32,40
H7	0,39	0,77	0,28	0,108	0,019	0,037	0,22	0,76	0,26	17,48	61,36	21,16
H10	0,24	0,32	0,16	0,041	0,009	0,021	0,08	0,34	0,15	14,45	59,48	26,08
H11	0,14	0,38	0,19	0,023	0,009	0,029	0,05	0,38	0,21	7,37	59,79	32,84
media	0,44	0,60	0,33	0,123	0,015	0,044	0,25	0,61	0,31	18,92	54,95	26,13
DE	0,23	0,17	0,18	0,094	0,004	0,024	0,19	0,17	0,17	8,87	11,14	8,70

F.3.3. Gráficas fuerza/desplazamiento

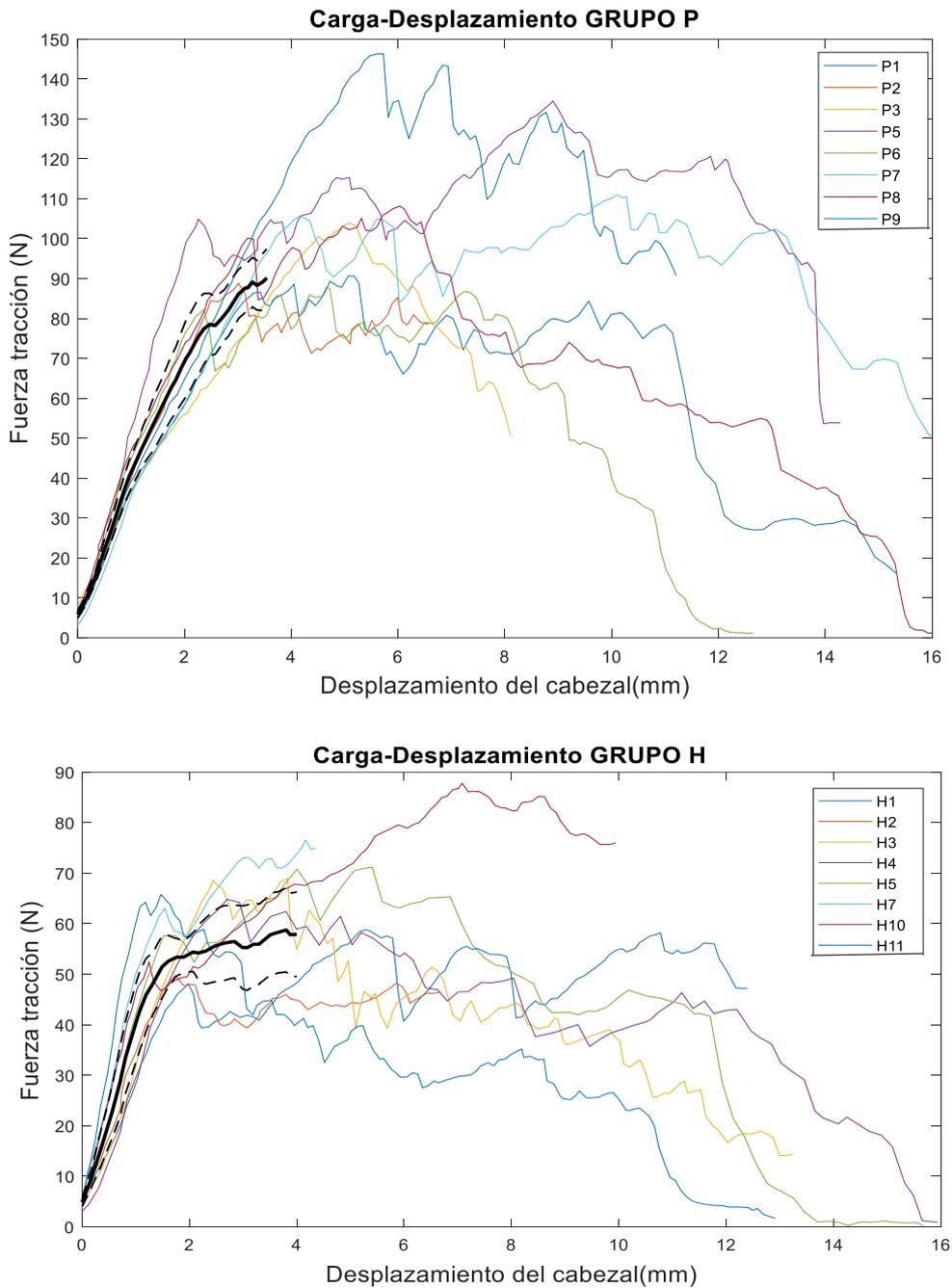


Figura F. 7. Curvas Fuerza/desplazamiento obtenidas en el ensayo de rotura para todos los especímenes de ambos grupos. En color negro grueso se representa la curva media (trazo continuo) y el área del intervalo de confianza del 95% (trazo discontinuo).

F.3.4. Fuerzas y desplazamientos extraídos del ensayo de rotura

Tabla F. 9. Fuerza de corte F_{cut} en (N), fuerza del primer máximo local F_p en (N), fuerza última F_{ult} , relaciones entre las fuerzas en % y alargamientos totales (en mm) correspondientes a F_p , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_p}$ y a F_{ult} , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_{ult}}$, para los especímenes del Grupo P.

	F_{cut}	F_p	F_{ult}	$\%(F_{cut}/F_p)$	$\%(F_{cut}/F_{ult})$	$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_p}$	$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_{ult}}$
P1	85,60	86,57	90,90	98,88	94,17	3,42	5,2
P2	84,43	85,15	88,79	99,16	95,09	2,57	3,01
P3	100,50	100,68	103,96	99,83	96,68	4,55	5,10
P5	88,18	104,89	134,64	84,07	65,49	2,26	8,88
P6	76,96	82,40	88,44	93,40	87,02	2,40	4,68
P7	103,41	105,61	111,19	97,92	93,00	4,15	10,13
P8	94,94	100,76	108,25	94,23	87,71	3,26	6,08
P9	145,81	146,76	147,16	99,35	99,08	5,55	5,67
media	97,48	101,60	109,17	95,85	89,78	3,52	6,09
DE	20,02	19,15	20,32	5,00	9,96	1,08	2,17

Tabla F. 10. Fuerza de corte F_{cut} en (N), fuerza del primer máximo local F_p en (N), fuerza última F_{ult} , relaciones entre las fuerzas en % y alargamientos totales (en mm) correspondientes a F_p , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_p}$ y a F_{ult} , $\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_{ult}}$, para los especímenes del Grupo G.

	F_{cut}	F_p	F_{ult}	$\%(F_{cut}/F_p)$	$\%(F_{cut}/F_{ult})$	$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_p}$	$\hat{\Delta}_{TOTAL}^{F_{ult}}$
H1	46,03	48,11	59,24	95,66	77,69	1,98	5,36
H2	46,21	50,15	50,15	92,14	92,14	1,64	1,64
H3	66,32	68,84	68,97	96,34	96,15	2,47	3,73
H5	49,63	66,11	66,11	75,08	75,08	2,87	2,87
H5	57,63	58,12	71,68	99,16	80,40	1,57	5,30
H7	62,98	62,98	79,02	100,00	79,70	1,45	5,29
H10	45,65	52,44	87,87	87,04	51,95	1,23	7,01
H11	58,21	64,40	66,05	90,38	88,13	0,92	1,27
media	54,08	58,90	68,64	91,98	80,16	1,77	4,06
DE	7,72	7,36	10,78	7,59	12,70	0,60	1,89

F.3.5. Relaciones (Fuerza/espesor) en el inicio del corte (F_{cut} / e_0) y en el instante de carga última (F_{ult} / e_b)

Tabla F. 11. Relaciones (F_{cut} / e_0) y (F_{ult} / e_b) en los especímenes del Grupo P

	(F_{cut} / e_0)	(F_{ult} / e_b)
P1	28,44	15,33
P2	29,11	16,14
P3	34,66	21,89
P5	25,63	28,95
P6	26,09	15,99
P7	28,73	19,41
P8	27,60	20,82
P9	37,29	22,99
media	29,69	20,19
DE	3,86	4,27

Tabla F. 12. Relaciones (F_{cut} / e_0) y (F_{ult} / e_b) en los especímenes del Grupo H

	(F_{cut} / e_0)	(F_{ult} / e_b)
H1	12,93	11,55
H2	12,36	12,54
H3	26,85	13,66
H4	15,56	14,16
H5	18,01	16,67
H7	18,58	22,51
H10	15,32	20,45
H11	23,86	16,98
media	17,93	16,06
DE	4,79	3,61

A continuación, se presentan los resultados obtenidos a partir de los ensayos experimentales descritos en el Capítulo 6

G.1. Resultados del ensayo cíclico

Se determinó el valor del desplazamiento residual acumulado por el conjunto menisco-sutura en todos los ciclos de carga durante los ensayos cíclicos para cada espécimen de ambos grupos de ensayo, utilizando botón de sutura o dispositivo de anclaje sin nudos con control de tensión. Los resultados se representan en curvas de evolución a medida que aumenta el número de ciclos aplicado.

G.1.1. Evolución del desplazamiento residual acumulado

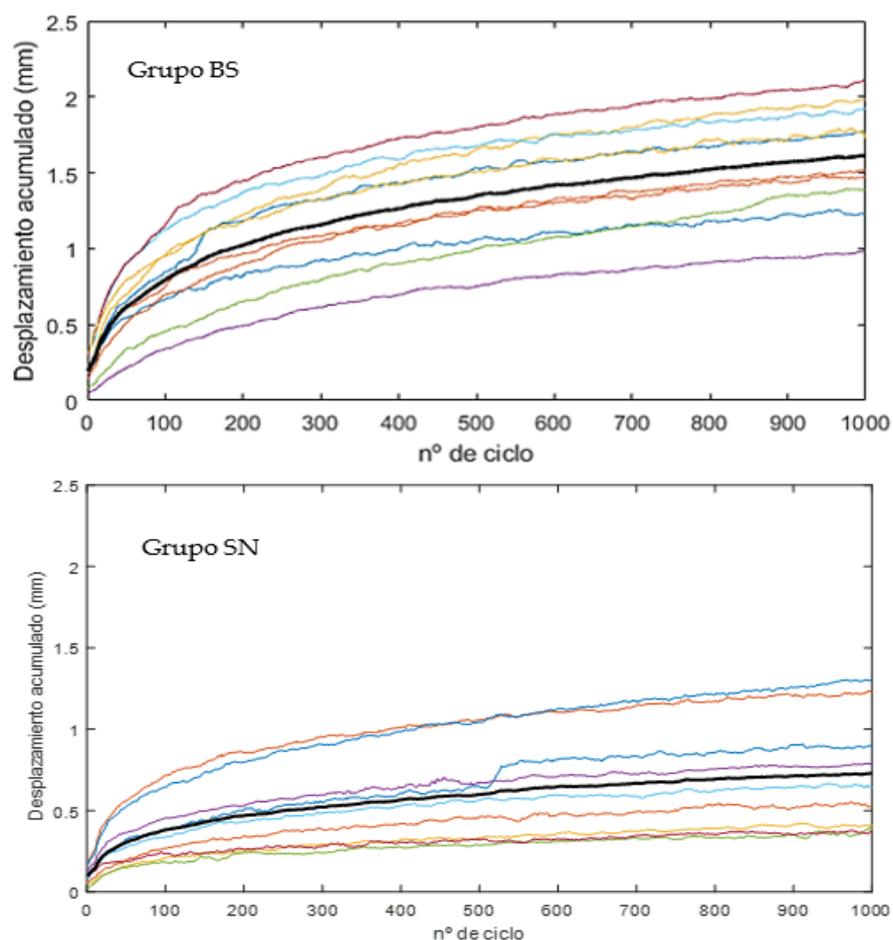


Figura G. 1. Evolución del desplazamiento residual acumulado en los 1000 ciclos de carga aplicados en el ensayo cíclico. La línea negra gruesa representa la evolución del valor medio para los 10 especímenes del grupo BS y los 9 del grupo SN.

G.1.2. Valores del desplazamiento residual a 100, 500 y 1000 ciclos

Tabla G.1. Desplazamiento residual acumulado en el conjunto menisco-sutura para todos los especímenes.

especímen	Δ_{res}^{100} (N/mm)		Δ_{res}^{500} (N/mm)		Δ_{res}^{1000} (N/mm)	
	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS
1	0,33	0,54	0,59	0,94	0,82	1,12
2	x	0,56	x	1,13	x	1,35
3	0,60	0,78	0,97	1,51	1,13	1,83
4	0,18	0,30	0,31	0,72	0,39	0,95
5	0,35	0,40	0,57	0,94	0,69	1,36
6	0,18	0,90	0,29	1,45	0,39	1,70
7	0,25	0,89	0,48	1,54	0,55	1,84
8	0,16	0,75	0,24	1,42	0,28	1,67
9	0,51	0,61	0,91	1,11	1,19	1,36
10	0,22	0,70	0,40	1,23	0,48	1,46
media	0,31	0,64	0,53	1,20	0,66	1,46
DE	0,15	0,20	0,26	0,28	0,33	0,30
IC 95%	[0,21, 0,41]	[0,52, 0,77]	[0,37,0,70]	[1,03, 1,37]	[0,46, 0,86]	[1,28, 1,65]
valor-p	0.001*		0.000*		0.016*	

x: en el grupo SN, el espécimen N.2 deslizó en la garra y sus resultados no se incluyeron en el cálculo

*: significativamente diferente, $p < 0.05$

G.2. Resultados del ensayo de rotura a tracción

Se representaron las gráficas Fuerza/desplazamiento y se determinaron los valores de fuerza última FU, desplazamiento a carga última @U y rigidez a tracción K (calculada según definición dada en 4.3.5 (*Feutch y col., 2015a*)), para todos los especímenes de ambos grupos.

Adicionalmente se calcularon como parámetros representativos de la rigidez del conjunto, los desplazamientos producidos para niveles de fuerza de 30 N (δ_{30N}), 50N (δ_{50N}) y 70N (δ_{70N}). Y como parámetros representativos de la resistencia del conjunto ante el desarrollo de desplazamientos de la raíz importantes, las fuerzas necesarias para generar desplazamientos de 3 mm (F_{3mm}) y 5 mm (F_{5mm}).

G.2.1. Gráficas fuerza/desplazamiento

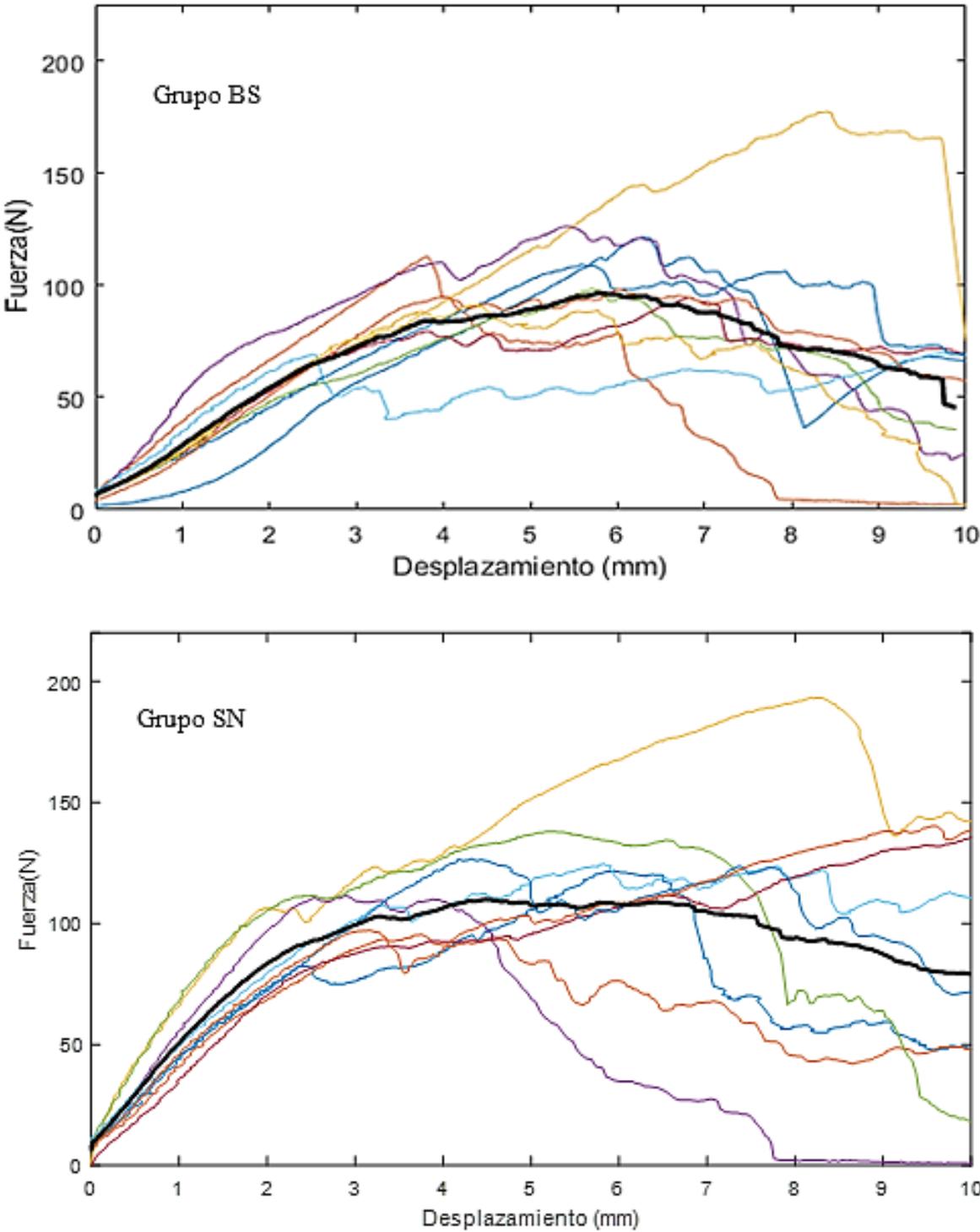


Figura G. 2. Curvas Fuerza/desplazamiento obtenidas en el ensayo de rotura para todos los especímenes

G.2.2. Resultados de fuerza última F_u , desplazamiento a carga última δ_u y rigidez a tracción K , para todos los especímenes ensayados.

Tabla G. 2. Resultados de fuerza última F_u , desplazamiento a carga última δ_u y rigidez a tracción K , para todos los especímenes

especimen	F_u (N)		δ_u (mm)		K (N/mm)	
	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS
1	121.89	121.39	5.95	6.28	36.79	22.13
2	X	112.83	x	3.81	x	29.36
3	95.38	177.49	3.75	8.40	33.57	22.80
4	193.40	126.14	8.19	5.43	58.45	44.94
5	111.44	98.33	2.89	5.70	46.71	19.75
6	137.92	60.12	5.24	2.48	55.06	28.28
7	130.58	94.49	14.11	6.83	34.97	24.41
8	149.24	109.17	12.88	5.61	34.97	20.31
9	126.81	98.04	4.2	6.01	31.16	26.02
10	181.05	91.23	15.06	4.44	36.79	25.85
media	138.63	108.92	8.04	5.50	40.94	22.13
DE	31.64	30.37	4.75	1.64	9.97	29.36
IC 95%	[119.03, 158.24]	[90.10, 127.75]	[5.10, 10.99]	[4.48, 6.52]	[43.76, 47.12]	[21.89, 42.04]
valor p	0.053		0.159		0.450	

*: significativamente diferente, $p < 0.05$

Tabla G. 3. Alargamientos (en mm) a diferentes niveles de carga

especimen	δ_{30N}		δ_{50N}			
	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS
1	0.66	2,07	1,18	2,76	1,85	3,73
2	x	0,70	x	1,38	x	2,18
3	0.75	1,13	1,27	1,85	2,08	2,84
4	0.32	0,62	0,68	0,99	1,07	1,60
5	0.50	1,22	0,89	2,15	1,37	3,63
6	0.32	0,85	0,65	1,50	1,04	† 11.33
7	0.49	1,18	1,03	1,88	1,68	2,99
8	0.87	1,28	1,40	2,26	1,99	3,23
9	0.59	1,28	1,15	1,97	1,90	2,67
10	0.65	1,13	1,13	1,85	1,79	2,67
media	0.57	1,15	1,04	1,86	1,64	2,84
DE	0.19	0,40	0,26	0,49	0,39	0,67
IC 95%	[0.46, 0.69]	[0.90, 1.40]	0.001*	[1.55, 2.16]	[1.40, 1.88]	[2.40, 3.28]
valor p	0.001*		0.000*		0.001*	

Tabla G. 4. Fuerzas (en N) necesarias para producir alargamientos de 3 y 5 mm en el ensayo de rotura

espécimen	F_{3mm}		F_{5mm}	
	Grupo SN	Grupo BS	Grupo SN	Grupo BS
1	76.08	56.56	105,52	94,43
2	x	92.38	x	† 74,34
3	89.53	73.90	† 83,33	115,92
4	118.22	94.98	151,21	120,40
5	109.34	60.20	† 69,01	87,25
6	114.48	†† 54.07	136,67	† 50,73
7	101.25	70.65	117,09	70,92
8	87.53	66.20	95,48	66,20
9	99.63	77.71	116,07	93,39
10	96.50	75.85	101,37	81,01
media	99.17	74.27	117,63	91,19
DE	13.58	13.04	19,98	19,40
IC 95%	[90.76, 107.59]	[65.75, 82.79]	[103.79, 131.48]	[77.75, 104.63]
valor p	0.001*		0.023*	

x: En el grupo SN, el espécimen N.2 deslizó en la garra y sus resultados no se incluyeron en el cálculo

†: En 2 especímenes del grupo BS y en 2 especímenes del grupo SN, el desplazamiento a Carga última fue inferior a 5 mm y no se incluyeron en los cálculos

††: En 1 espécimen del grupo BS el desplazamiento a Carga última fue inferior a 3 mm y no se incluyó en el cálculo

*: significativamente diferente, $p < 0$.