

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS EXPERIMENTAL DE LA INFLUENCIA DE LA VELOCIDAD DE APLICACIÓN DE LA CARGA, EN LOS ENSAYOS ESTÁTICOS, Y DE LA MAGNITUD DE LA CARGA MÁXIMA, EN LOS DINÁMICOS, EN EL COMPORTAMIENTO "IN VITRO" DE LOS TORNILLOS INTERFERENCIALES Y DE UN NUEVO DISPOSITIVO EXPANSOR RADIAL PARA LA FIJACIÓN ÓSEA DE INJERTOS DE LCA DE LA RODILLA.

Autor: Juan Francisco Cárdenes Martín

LAS PALMAS DE GRAN CANARIA, ABRIL 2010



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

Programa de doctorado: Tecnología Industrial. (Bienio 2005-2007)

TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS EXPERIMENTAL DE LA INFLUENCIA DE LA VELOCIDAD DE APLICACIÓN DE LA CARGA, EN LOS ENSAYOS ESTÁTICOS, Y DE LA MAGNITUD DE LA CARGA MÁXIMA, EN LOS DINÁMICOS, EN EL COMPORTAMIENTO "IN VITRO" DE LOS TORNILLOS INTERFERENCIALES Y DE UN NUEVO DISPOSITIVO EXPANSOR RADIAL PARA LA FIJACIÓN ÓSEA DE INJERTOS DE LCA DE LA RODILLA.

Memoria presentada, en cumplimiento de los requisitos para optar al grado de DOCTOR, por el Ingeniero Industrial D. Juan Francisco Cárdenes Martín

DIRECTORES DE TESIS:

Dr. José Antonio Carta González Dr. Oscar Martel Fuentes

Autor: Juan Francisco Cárdenes Martín

Las Palmas de Gran Canaria a 26 de abril de 2010

Agradecimientos.

Durante la elaboración de esta tesis doctoral, he contado con la ayuda y los buenos consejos de muchas personas a la que quiero mostrar mi agradecimiento, fundamentalmente a mis tutores, José Antonio Carta y Oscar Martel, a mis compañeros del Departamento de Ingeniería Mecánica y a mi familia.

INDICE.

Cáp. 1 Introducción	1
1.1 Conceptos básicos.	1
1.2 Objetivos	5

Cáp. 2 Biomecánica de la rodilla	7
2.1 Conceptos básicos de la rodilla	7
2.2 Breve anatomía de la rodilla	8
2.2.1 Estructuras óseas	8
2.2.2 Estructuras extraarticulares	11
2.2.3 Estructuras intraarticulares	14
2.3. – Movimiento de la rodilla 1	
2.4. – Tarea ejercida por los ligamentos en el movimiento de la rodilla 1	
2.5 Biomecánica del LCA	

Cáp. 3 Reparación del LCA	29
3.1 Historia de la cirugía de la rotura del LCA	29
3.2 Propiedades de los ligamentos	36
3.3 Mecanismo de la rotura del LCA	38
3.4 Reparación del LCA	42
3.5 Recomendación de tratamiento quirúrgico	43
3.6 Aloinjertos	45

3.7 Autoinjertos	47	
3.8 Comparación de los tipos de injertos	50	
3.9 Ventajas e inconvenientes entre los diferentes tipos de injertos		
3.10 Técnicas quirúrgicas de sustitución de LCA	55	
3.11 Descripción del tratamiento quirúrgico	57	
3.11.1 Preparación, posicionamiento y exploración bajo anestesia del paciente	58	
3.11.2 Valoración artroscópica	60	
3.11.3 Extracción de la plastia	62	
3.11.4 Preparación de la plastia	66	
3.11.5 Eliminación del LCA roto	69	
3.11.6 Realización de los túneles femoral y tibial	71	
3.11.7 Introducción de los injertos en los túneles	75	
3.11.8 Fijación de la plastia		
3.11.9 Cuidados finales	78	
3.11.10 Cicatrización de la plastia	79	
3.11.11 Cuidados postoperatorios	80	
Cáp. 4 Materiales utilizados y sistemas de fijación del LCA		
4.1 Introducción		
4.2 Biomateriales implantables utilizados en la fijación de la plastia		
4.2.1 Biomateriales metálicos	91	
4.2.2 Biomateriales poliméricos biostables	96	
4.2.3 Biomateriales poliméricos biodegradables	100	

4.2.4 Biomateriales cerámicos	103
4.3 Sistemas de fijación del LCA existentes	103
4.3.1 Tornillo interferencial	104
4.3.2 Arandela dentada	109
4.3.3 Grapas	110
4.3.4 Suturas atadas a un poste	112
4.3.5 Broche y Anclaje óseo	113
4.3.6 Tornillo transversal	115
4.3.7 Tornillo expansivo	116
4.3.8 Análisis critico de los sistemas de fijación	120
4.3.9 Fijaciones anatómicas frente a las no anatómicas	123
4.3.10 Análisis de las fijaciones anatómicas	124

Cáp. 5 Evolución del nuevo sistema de fijación del LCA	127
5.1 Introducción	127
5.2 Descripción del anterior mecanismo y sus modificaciones	
5.2.1 Dispositivo con clavo interior expansor	129
5.2.2 Dispositivo con tornillo interior expansor de cabeza roscada	133
5.2.3 Dispositivo con tornillo interior expansor totalmente roscado	135
5.3 Descripción del nuevo mecanismo	137
5.3.1 Primer prototipo	137
5.3.2 Segundo prototipo. Prototipo final	145

Cáp. 6 Materiales y métodos 149	
6.1 Introducción	
6.2 Estudio de los factores de ensayo 150	
6.2.1. Tipos de Ensayo 150	
6.2.2 Velocidad del ensayo 151	
6.2.3 Definición de los parámetros 153	
6.2.4 Tipos de tejidos a ensayar 156	
6.2.5 Zonas a ensayar 159	
6.2.6 Dirección del vector de carga 161	
6.2.7 Pretensión del injerto 163	
6.2.8 Número de ensayos 165	
6.2.9 Sistemas de fijación utilizados 166	
6.3 Aparatos de ensayo 167	
6.3.1 Máquina universal de ensayos 167	
6.3.1.1 Introducción 167	
6.3.1.2 Parte de motorización 168	
6.3.1.3 Software. Control, mediada y registro de datos 180	
6.3.1.3.1 Configuración 184	
6.3.1.3.2 Control de acceso	
6.3.1.3.3 Control de ensayos 186	
6.3.2 Cortadora metalográfica 188	
6.4 Protocolo de los ensayos 189	
6.4.1 Introducción 189	

6.4.2 Protocolo de los ensayos tipo A de tracción (pull-out), en hueso a diferentes velocidades.	191
6.4.3 Protocolo de los ensayos tipo B de tracción (pull-out), en bloques de poliuretano	194
6.4.4 Protocolo de los ensayos tipo C de dureza Brinell	199
6.4.5 Protocolo de los ensayos tipo D cíclicos (cyclic-load)	204
6.4.6 Tejidos utilizados	206
6.4.7 Preparación de los especimenes a ensayar	209
6.4.8 Variables de ensayo	214
6.4.8.1 Grado de expansión del nuevo mecanismo	214
6.4.8.2 Diámetro del túnel óseo y del tendón	215
6.4.8.3 Variables combinadas	216
6.4.8.4 Colocación del espécimen en la máquina de ensayos	218
6.4.8.5 Realización del ensayo	219
6.4.9 Datos registrados	220
6.4.9.1 Datos registrados en los ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades en hueso	220
6.4.9.2 Datos registrados en los ensayos tipo B de tracción (pull-out), en bloque de poliuretano	221
6.4.9.3 Datos registrados en los ensayos tipo C de dureza Brinell	221
6.4.9.4 Datos registrados en los ensayos tipo D cíclicos (cyclic-load)	222
6.5 Análisis estadístico	222

Cáp. 7 Resultados obtenidos	3	225
-----------------------------	---	-----

7.1 Enstornillo int	sayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades con terferencial y expansión en hueso	225
7. co	1.1.1 Ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades on tornillo interferencial	226
7. co	1.2 Ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades on tornillo de expansión	238
7.	1.3 Composición de todas las curvas	249
7. in	1.4 Comparación para cada velocidad entre expansión e nterferencial	250
7. P ei	7.1.5 Análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR). Procedimiento MLG. Modelo Lineal General de Medidas Repetidas n ensayos de pull-out a diferentes velocidades	257
7.	1.6 Calculo de la rigidez	263
7. ez	1.7 Relación entre el par de apriete y la carga máxima de xtracción	266
7.2. – Ens expansiór	sayos tipo B de tracción (pull-out), con tornillo interferencial y de n en bloques de poliuretano	273
7. bl	2.2.1 Ensayos de tracción (pull-out), con tornillo interferencial en loque de poliuretano 30/40	274
7. hi	2.2 Comparación de datos entre bloque de poliuretano 30/40 y ueso de porcino con tornillo interferencial	276
7. bl	2.3 Ensayos de tracción (pull-out), con tornillo de expansión en loque de poliuretano 30/40	279
7. hi	2.2.4 Comparación de datos entre bloque de poliuretano 30/40 y ueso de porcino con tornillo de expansión	281
7. to	2.2.5 Comparación de datos en bloque de poliuretano 30/40 con prnillo interferencial y de expansión	284
7. bl	2.6 Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo interferencial en loque de poliuretano 20/40	285
7. bl	2.7 Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo de expansión en loque de poliuretano 20/40	287
7. hi	2.2.8 Comparación de datos entre bloque de poliuretano 20/40 y ueso de porcino con tornillo de expansión	288

7 b	7.2.9 Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo interferencial en ploque de poliuretano 10/40	290
7 F	7.2.10 Comparación de datos entre bloque de poliuretano 10/40 y nueso de porcino con tornillo interferencial	292
7 b	7.2.11 Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo de expansión en ploque de poliuretano 10/40	294
7 F	7.2.12 Comparación de datos entre bloque de poliuretano 10/40 y nueso de porcino con tornillo de expansión	295
7 te	7.2.13 Comparación de datos en bloque de poliuretano 10/40 con cornillo interferencial y de expansión	297
7 b	7.2.14 Comparación de datos del tornillo interferencial en los ploque de poliuretano 10/40 y 30/40	298
7 b	7.2.15 Comparación de datos del tornillo de expansión en los ploque de poliuretano 10/40 20/40 y 30/40	300
7 F	7.2.16 Comparación de datos de par de apriete en los bloque de poliuretano 10/40, 20/40, 30/40 y hueso de porcino	306
7 6	7.2.17 Relación entre el par de apriete y la carga máxima de extracción en bloques de poliuretano 10/40, 20/40, 30/40	310
7.3 Ens	sayos tipo C de dureza Brinell	314
7	7.3.1. Ensayos de dureza Brinnel en bloque de poliuretano 30/40	314
7	7.3.2 Ensayos de dureza Brinell en bloque de poliuretano 20/40	317
7	7.3.3 Ensayos de dureza Brinell en bloque de poliuretano 10/40	319
7	7.3.4 Ensayos de dureza Brinell del hueso de porcino	321
7	7.3.5 Resumen de datos de dureza Brinell	324
7	7.3.6 Comparación de resultados de dureza Brinell	325
7.4 Ens	sayos tipo D cíclicos (cyclic-load)	328
7	7.4.1 Ensayos cíclicos en tornillo interferencial	329
7	7.4.2 Ensayos cíclicos en tornillo de expansión	337
7	7.4.3 Composición de todas la curvas	345

7.4.4 Comparación para cada amplitud entre interferencial y expansión	346
7.4.5 Análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR). Procedimiento MLG. Modelo Lineal General de Medidas Repetidas en ensayos dinámicos	352
7.4.6 Comparación entre el par de apriete y el numero de ciclos a 6 mm de desplazamiento	357
Cáp. 8 Conclusiones	363
8.1 Hipótesis iniciales teóricas	363
8.2 Conclusiones extraídas de los ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades en hueso	364
8.3 Conclusiones extraídas de los cálculos de la rigidez de los ensayos tipo A de tracción (pull-out).	366
8.4 Conclusiones derivadas de la relación entre el par de apriete y la carga máxima de extracción en los ensayos tipo A de tracción (pull-out)	367
8.5 Conclusiones extraídas de los ensayos tipo B de tracción (pull-out), con tornillo interferencial y de expansión en bloques de poliuretano	367
8.6 Conclusiones extraídas de los ensayos tipo C de dureza Brinell	372
8.7 Conclusiones extraídas de los ensayos tipo D cíclicos (cyclic-load)	373
8.8 Conclusiones finales	375
8.9 Trabajos derivados de esta tesis	380
8.10 Líneas futuras	381

Bibliografía	83
--------------	----

CAPÍTULO

1

Introducción.

1.1.- Conceptos básicos.

La articulación de la rodilla es la más expuesta y menos protegida contra las lesiones mecánicas, la rotura del ligamento cruzado anterior a partir de ahora LCA, es considerada como una de las principales causas de alteración del normal funcionamiento de la rodilla (Daniel, 1994), apareciendo mecanismos compensatorios que muchas veces terminan dañando otras estructuras de la rodilla o al LCA mismo (Terry et al., 1993). Esta rotura del LCA, es tratada actualmente en la mayoría de los casos mediante la reconstrucción con injertos, pues un LCA roto y sin tratamiento conduce a una sintomatología de inestabilidad progresiva (Neumann RD et al., 1994) y el deterioro ulterior de la articulación, que conlleva lesiones meniscales (Apley G et al., 1993) y cambios artrósicos precoces de difícil solución, en los que se han llevado a cabo incluso implantes meniscales combinados con la reparación de LCA (Cameron JC et al., 1997). La importancia de las lesiones del LCA y el empeño puesto en conseguir técnicas quirúrgicas, que permitan su reparación han ido en aumento durante el tiempo, este es un tema discutido que todavía crea controversia y debate como por ejemplo es la utilización del injerto más adecuado para la reconstrucción del LCA (Frank CB *et al.*, 1985; Andre-Weimann M.D. et al, 2005).

Las lesiones ligamentarias de la rodilla, se producen como consecuencia de acciones más o menos violentas (en deportes de contacto son frecuentes) y durante las rotaciones forzadas. Se estima que una de cada 3.000 personas sufrirá una lesión del LCA en algún momento de la vida, y que las lesiones aisladas del LCA constituyen el 50% del total de las lesiones ligamentarias en la rodilla (Apaza, 2004). Así, sólo en los Estados Unidos se producen aproximadamente 50.000 intervenciones quirúrgicas de rodilla al año (Jensen et al. 1985). Además, la rodilla es la articulación que más se lesiona en la práctica deportiva y de competición (Munuera, 1996). Miyasaka et al. (1991), han encontrado que las lesiones agudas de ligamentos de rodilla con movimiento patológico afectan al 0.6 por 1000 de la población general. Estas laceraciones del LCA, representan el 50% de las roturas (Apaza C. L., 2004, Ramos et al., 2008), del total de las lesiones ligamentarías en rodillas, mientras que, las de los ligamentos posteriores, son menos frecuentes. Todas las estructuras blandas contribuyen al mantenimiento de la estabilidad articular, de manera tal que, a mayor violencia traumática, más grave será la lesión, tal como sucede en los impactos de alta energía.

Respecto al proceso curativo del LCA se ha de indicar que la cicatrización de los ligamentos cruzados no puede ser espontánea. Esto es debido a la imposibilidad de formación u organización de un hematoma y a que la movilidad articular, aún siendo mínima, tiende a separarlos (Munuera, 1996). Por tanto, o se interviene (tratamiento quirúrgico) o se deja la rodilla con el LCA roto (tratamiento conservador). La decisión de seguir uno u otro tratamiento depende de numerosos factores a tener en cuenta por el cirujano y que se discutirán a lo largo de este estudio.

Si se toma la decisión de intervenir el LCA se puede optar, por reparar el ligamento original, esta reparación es difícil, el potencial de cicatrización escaso, y los resultados clínicos mediocres (Sisk, 1993), o lo más habitual, como se ha indicado, que es realizar una reconstrucción del LCA utilizando un injerto, bien del propio paciente, autoinjerto, bien de otro paciente, aloinjerto. También se puede usar un injerto con material aloplástico, es decir, con tejido no vivo, polímeros sintéticos generalmente. Lo usual es emplear un autoinjerto tendinoso, dada su biocompatibilidad y ausencia de inmunogenicidad, normalmente el tendón rotuliano o los tendones de la pata de ganso.

El LCA original se encuentra uniendo la tibia y el fémur por el interior de la articulación, por lo que la operación de reconstrucción del LCA consiste, a grandes rasgos, en taladrar un túnel en la tibia y otro en el fémur y colocar el injerto a través de ellos de forma que reproduzca el comportamiento del LCA intacto. Obviamente, para que esta reconstrucción funcione, es necesario sujetar el injerto tanto al túnel femoral como al tibial.

La biomecánica médica ha ido desarrollando diversos dispositivos para la fijación del LCA. Entre estos elementos destacan las grapas, los tornillos con arandelas metálicas, los tornillos interferenciales, las suturas atadas a un poste, los broches y el tornillo transversal. Todos ellos han sido desarrollados y validados experimentalmente, y se distribuyen por distintas compañías fabricantes (Arthrotek, Arthrex, Linvatec, etc.). Cada uno de estos dispositivos o las técnicas asociadas para colocarlos presenta problemas que van desde el número excesivo de incisiones que hay que realizar en la intervención quirúrgica para su instalación, hasta la escasa fuerza de agarre y rigidez que presentan algunos de estos conectores. Hay que recordar que el objetivo que se persigue es la recuperación funcional del paciente, y, por tanto, reducir la inestabilidad articular. Para ello, es importante conseguir una elevada fuerza de sujeción y una rigidez adecuada del conjunto hueso-sistema de fijación-injerto, aunque algunos autores consideran que el objetivo de rigidez es más importante que el de alta fuerza inicial (Ishibashi *et al.* 1997; To *et al.* 1999). Introducción.

El ideal de fijación debe de poseer las siguientes características:

- Gran capacidad de fijación inicial.
- Construcción de rigidez similar al del LCA original.
- Capacidad de ser absorbido por el cuerpo a medida que se produce la osteointegración del injerto, de forma que quede un resultado lo más parecido posible al LCA original.
- □ Bajo daño al injerto en su colocación.
- Técnica quirúrgica poco agresiva para facilitar la pronta recuperación del paciente.
- Capacidad de ser extraído si existen problemas.
- □ Capacidad de aguantar esfuerzos cíclicos sin pérdida de propiedades.

1.2.- Objetivos.

 El primer objetivo de este trabajo ha consistido en rediseñar un nuevo sistema de fijación del injerto de LCA, basado en la expansión radial, partiendo del desarrollado en una tesis doctoral de nuestro departamento de Ingeniería Mecánica de la ULPGC (Martel O, 2003).

- El segundo objetivo es validar experimentalmente este dispositivo mediante ensayos en diferentes medios, como hueso de porcino o bloques de poliuretano de diferentes densidades, comparando los resultados obtenidos con el dispositivo más utilizado en la actualidad cuyo principio de funcionamiento conlleva la acción interferencial. Este segundo objetivo queda perfectamente configurado en el apartado de Materiales y Métodos en el definimos sus requisitos.

En efecto, el presente estudio evalúa la capacidad de fijación de un nuevo sistema basado en la expansión radial, teniendo como objetivo el cumplimiento de las características mencionadas en el aparatado anterior. El Departamento de Ingeniería Mecánica (D.I.M.) de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (U.L.P.G.C.) lleva intentando desarrollar un sistema de fijación basado en la expansión radial. El principio de funcionamiento de la expansión radial, consiste en la compresión entre el injerto y el túnel óseo, esta compresión genera unas fuerzas de rozamiento que son las responsables de fijarlo a su inserción ósea, a este sistema de fijación le hemos llamado por sencillez "tornillo de expansión". Fruto de ese empeño ya se ha desarrollado una tesis doctoral sobre este mecanismo (Martel O, 2003), en este trabajo, la idea original se ha rediseñado, en aras de conseguir optimizar los resultados que se plantearon, obteniéndose un dispositivo que supera con creces los resultados obtenidos con los primeros diseños. El mecanismo es válido tanto para la fijación tibial como para la femoral, y se introduce a través de los

túneles óseos con lo que no hacen falta más incisiones que las estrictamente necesarias para practicar los túneles.

Este nuevo tornillo de expansión, ha sido fabricado, y con el hemos realizado diferentes ensayos de tracción (pull-out) con diferentes velocidades y materiales (huesos de porcino y bloques de poliuretano con diferentes densidades), los resultados obtenidos se han comparado con el tornillo interferencial; así mismo para completar el trabajo, se ha realizado un estudio del comportamiento del mismo con cargas dinámicas comparando los resultados como en el caso anterior con el dispositivo interferencial.

CAPÍTULO

Biomecánica de la rodilla.

2.1.- Conceptos básicos de la rodilla.

Precisamos de un amplio conocimiento de la rodilla en nuestro estudio, pues vamos a diseñar un dispositivo de fijación para un injerto del LCA, que se alojara en el interior de esta articulación.

La rodilla es esencialmente una articulación en bisagra donde la punta del fémur (hueso del muslo) se une con la parte superior de la tibia. En esencia, la rodilla trabaja comprimida por el peso que aguanta y soporta una gran cantidad de presión en las actividades cotidianas, como levantar objetos y arrodillarse, y en otras actividades de gran impacto como correr y hacer ejercicios aeróbicos y anaeróbicos.

La articulación de la rodilla es una trocleartrosis que une el fémur a la tibia y la rótula, de modo que por su especial construcción reviste una importancia medular en el proceso de marcha, carrera y salto, a la vez que le corresponde una función estática de primer orden. En el presente trabajo se revisan los aspectos de la mecánica articular, pues la rodilla es uno de los

elementos más complejos del cuerpo humano, debido a su diseño, y su articulación está dotada de un principal grado de libertad de movimiento: la flexión-extensión, aunque de manera accesoria posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla ha sido flexionada.

Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno (Redfern Ms. et al., 2001. Nordin M. et al., 2002).

2.2.- Breve anatomía de la rodilla.

La articulación de la rodilla es la más voluminosa del organismo. Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos (Latarjet et al., 2001; Kuitinem et al., 2002).

Esta formada por tres grandes grupos de elementos, a saber: 1) estructuras óseas; 2) estructuras extraarticulares; y 3) estructuras intraarticulares. A continuación, pasamos a describir cada uno de ellos.

2.2.1.- Estructuras óseas.

En la rodilla se unen tres huesos:

Fémur - hueso del muslo o hueso de la parte superior de la pierna.

- Tibia hueso de la espinilla o hueso más grande de la parte inferior de la pierna.
- Rótula hueso plano situado delante de la articulación de la rodilla.

Los extremos de los huesos están cubiertos por una capa de cartílago que amortigua los golpes y protege la rodilla. Básicamente, la rodilla es la confluencia de dos huesos largos de la pierna unidos por músculos, ligamentos y tendones.

Como vemos, la rodilla articula a la tibia y el fémur, pero más exactamente las partes óseas intervinientes son tres: los cóndilos femorales dístales, los platillos o cóndilos tibiales proximales y la rótula.

El fémur en su extremo inferior se ensancha simultáneamente en sentido transversal y anteroposterior y se curva de delante atrás, de modo que el eje longidutinal del cuerpo del hueso, prolongado hacia abajo, forma dos partes muy desiguales siendo la posterior mucho más grande que la anterior.

Visto por delante, el extremo inferior del fémur muestra una superficie articular en forma de polea, llamada tróclea femoral. Está formada por dos caras laterales que se inclinan una hacia la otra formando la garganta de la tróclea. En la parte inferior del hueso, la garganta de la tróclea es remplazada por una amplia escotadura que divide el fémur en dos porciones laterales llamadas cóndilos. Por esta razón la escotadura se denomina fosa intercondilínea.

Los dos cóndilos se denominan interno y externo; el cóndilo interno es más pequeño que el externo. Este último presenta en su parte superior una fuerte elevación conocida como tuberosidad externa para la inserción del ligamento lateral externo. Inmediatamente por detrás de esta tuberosidad se observan dos excavaciones, la superior para la inserción del gemelo externo y la inferior para la inserción del poplíteo. Además, aunque no se localice directamente en la articulación, también se encuentra el peroné, de donde parten estructuras tendinosas y ligamentarías importantes para el funcionamiento de la rodilla. Las superficies articulares de la rodilla no son congruentes, es decir, del lado interno, el fémur se encuentra con la tibia como una rueda sobre una superficie plana, mientras que del lado externo, es como una rueda sobre una cúpula. Sólo los ligamentos, actuando junto con otras estructuras de las partes blandas, brindan a la rodilla la estabilidad necesaria. En la figura 2.1., se observan los componentes óseos junto con otros que más adelante se describen.

La rodilla humana está construida normalmente con un cierto grado de valguismo, lo que significa que, estando extendido el miembro inferior, los ejes del fémur y de la tibia no se continúan en línea recta, sino que forman un ángulo obtuso abierto hacia afuera (ángulo femorotibial). (Latarjet et al., 2001; Prives et al., 1989; Guiraldes et al., 2003).

Este ángulo de divergencia de los 2 huesos que constituyen la articulación mide, como término medio, de 170 a 177°. Conviene distinguir desde el punto de vista de construcción de la rodilla humana, el eje anatómico o diafisario del fémur (línea que une el centro de la escotadura intercondílea con el vértice del trocánter mayor) del llamado eje mecánico o dinámico de este, que es la línea que une el centro de la cabeza femoral con el centro anatómico de la rodilla y el centro de la articulación tibiotarsiana; este último eje representa la línea de apoyo o gravedad de toda la extremidad inferior. En los individuos normales, el eje mecánico o dinámico pasa por el centro de la articulación, o bien un poco por dentro (cóndilo interno), o un poco por fuera (cóndilo externo). No sucede lo mismo en las desviaciones patológicas conocidas como *genu valgum y genu varum*. En estos casos, la línea pasa completamente por fuera (*genu valgum*) o por dentro de la rodilla (*genu varum*).

10



Fig.2.1. Vista lateral. De University Healy Care. The University of Utah Health Sciences Center. Utah. 2007

2.2.2.- Estructuras extraarticulares.

Se componen básicamente de estructuras tendinosas por un lado y ligamentosas por otro. Recordemos que los tendones unen un músculo a un hueso, mientras que los ligamentos conectan huesos entre si. Entre las estructuras ligamentosas tenemos la cápsula articular, los ligamentos colaterales y otros como el ligamento poplíteo arqueado, el ligamento de la cabeza del peroné y el ligamento poplíteo oblicuo que refuerza la cápsula por su parte posterior (Ver figura 2.2.). La cápsula es una estructura fibrosa que recubre completamente la articulación, en particular sobre su cara posterior. Por su cara interna la cápsula está revestida por la membrana sinovial. Los ligamentos colaterales son dos, el interno o medial (LCI) y el externo (LCE), también llamado lateral o peroneo.





Entre las estructuras musculotendinosas que abarca la articulación tenemos principalmente el mecanismo del cuadriceps, la inserción de los gemelos (o gastrocnemios), los grupos musculares interno y externo del hueco poplíteo (corva), el músculo poplíteo y la cintilla o ligamento iliotibial.

El mecanismo del cuadriceps incluye el tendón del cuadriceps, la rótula y el ligamento (o tendón, según autores) rotuliano, como se ve en la figura 2.3. Las inserciones de los músculos gastrocnemios y del músculo poplíteo se pueden observar en la figura 2.2. Los grupos musculares que se insertan en la rodilla por su parte interna, es la denominada "pata de ganso", término con el que se designan la inserción conjunta de los músculos sartorio, semitendinoso y recto interno del muslo (gracilis o grácil) a lo largo de la porción proximal de la cara interna de la tibia como se observa en la figura 2.3. A este conjunto de tendones también se le denomina tendones de la corva.

Estos elementos son:

El músculo vasto interno (figura 2.3), reforzando el ligamento capsular anterior. Los músculos de la pata de ganso, pertenecientes al sistema estabilizador activo de la rodilla. Se constituye de arriba abajo y de delante atrás por el sartorio, el semitendinoso y el recto interno. El ligamento capsular anterior, constituido por un espesor de la cápsula situado por delante del ligamento lateral interno (LLI). Por sí solo no es un elemento importante, pero, se encuentra reforzado por las expansiones del vasto interno y por el ligamento menisco-rotuliano. El tubérculo condíleo interno, es el punto de convergencia de elementos pasivos, como el LLI, y de elementos activos, como el tendón del tercer aductor y la inserción superior del gemelo interno. El ligamento lateral interno LLI. Está formado por dos fascículos claramente diferenciados, uno superficial, de gran resistencia, que se mantiene tenso en extensión de la rodilla, y en flexión se relaja, permitiendo los movimientos rotatorios de la misma, y un fascículo profundo, que en realidad es un engrosamiento de la cápsula. El punto del ángulo posterointerno (PAPI). De esta manera denomina la escuela francesa al ligamento capsular posterior y está formado por dos elementos: Un elemento pasivo: el ligamento oblicuo posterior (LOP) y un elemento activo: los fascículos terminales del semimembranoso.



Fig.2.3. Vista de la articulación de la rodilla. De A.I. KAPANDJI, Fisiología Articular, 5ª Edición 1988: Editorial Médica Panameriacana, S.A. Madrid, España.

El semimembranoso. Este músculo termina en cinco fascículos:

Fascículo directo, que continúa la dirección del músculo cuando la rodilla está en extensión. Fascículo reflejo, que pasa bajo el ligamento oblicuo posterior y junto con el fascículo directo tensan a dicho ligamento. Fascículo recurrente o ligamento poplíteo oblicuo, que se dirige transversalmente a la fosa condílea externa. Fascículo de la escotadura, que junto con el anterior se encargan de cerrar la dehiscencia capsular intercondílea.

2.2.3.- Estructuras intraarticulares.

Las estructuras intraarticulares primordiales (figura 2.4.) son los meniscos interno (medial) y externo (lateral), y los ligamentos cruzados anterior (LCA) y posterior (LCP). Los meniscos actúan como un relleno articular que compensa la grosera incongruencia entre las superficies articulares femoral y tibial. Las funciones que cumplen los meniscos son facilitar la lubricación, la absorción de impactos, la estabilización de la articulación y una función de soporte de carga.

Los ligamentos cruzados de la rodilla están recubiertos en todo su perímetro por sinovial y aislados de otras estructuras. El LCA se origina en la parte posteromedial del cóndilo femoral lateral y se inserta relativamente centrado en la meseta tibial. El LCP se origina en el centro de la cara posterior de la epífisis tibial proximal, y se dirige hacia la cara lateral intercondílea del condilo femoral medial. Es más grueso, corto y resistente que el LCA, y la mayor parte de sus fibras se tensan en flexión.



Fig.2. 4. Ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla derecha.
 1.- Cuadriceps (recto femoral). 2.- Fémur. 3.- Rótula. 4.- Ligamento colateral peroneo. 5. Menisco lateral. 6.- Peroné. 7.- Tibia. 8.- Ligamento cruzado posterior. 9.- Ligamento colateral tibial 10.- Ligamento cruzado anterior. 11.- Ligamento Interno Izquierdo roto. 12.- Ligamento cruzado anterior roto.
 Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N. Articulación de

la rodilla y su mecánica articular. [artículo en línea]. MEDISAN 2003;7(2). http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm.

2.3.- Movimiento de la rodilla.

La cinemática de la rodilla es extraordinariamente compleja, y tenemos que tener un conocimiento de este movimiento para nuestro estudio y diseño, hasta tal punto es complicado, que su dinámica, se realiza en tres planos a la vez, de hecho, aún no se ha podido diseñar todavía una prótesis que reproduzca exactamente esta cinemática. (Mahiques, 2007). El movimiento de flexo-extensión, no es un simple movimiento de gozne alrededor de un eje transversal, en un solo plano. A él se le unen simultáneamente un movimiento da rotación interna y externa. Los últimos 15° de extensión son sincrónicos a una rotación externa, formando lo que se denomina "autoatornillamiento" de la rodilla, alcanzando la posición de máxima estabilidad (máximo contacto entre la superficies articulares y máxima tensión de los ligamentos).

Además, recordemos que la rodilla presenta en extensión un valgo fisiológico de 10° entre el fémur y la tibia. Pues bien sincrónicamente también, con el movimiento de flexión de la rodilla, se va perdiendo este valgo, que desaparece al estar la pierna en flexión.

Hay que tener en cuenta que aunque se pueda pensar en la rodilla como si fuera una bisagra, por su flexoextensión característica, la realidad es bastante más complicada. Para entender mejor sus movimientos podemos pensar en que si no existieran ni los ligamentos ni los tendones, la tibia, considerada como sólido rígido, podría presentar seis grados de libertad frente al fémur, a saber, giros y desplazamientos en tres ejes ortogonales. Al existir todas las estructuras de sostén características, la mayor parte de estos movimientos, sobre todo los desplazamientos, se ven restringidos en diferente medida. Por otra parte, la configuración de sus superficies articulares ofrece una limitada estabilidad, que debe ser reforzada en parte por los meniscos y sobre todo por el complejo sistema ligamentoso, tanto extracapsular como intracapsular, que se ha descrito anteriormente.

El movimiento menos restringido de todos, y, por tanto, el característico de esta articulación, es el de flexoextensión, que alcanza de 0º a 140º en movilidad activa, aunque pasivamente puede alcanzar desde una hiperextensión de 10º hasta una flexión de 160º. En este movimiento de flexoextensión no interviene solamente la rodadura, sino que es una combinación de rodadura con deslizamiento como se aprecia en la figura 2.5.B.

Si solamente hubiera rodadura, el fémur se luxaría en flexión, como se observa en la figura 2.5 A. El movimiento de rodadura es apreciable en los primeros 20° de flexión, después de lo cual pasa a predominar el movimiento de deslizamiento. La transmisión de una a otra forma de movimiento es gradual pero progresiva, empezando por una rodadura pura para terminar en deslizamiento puro.

De entre los otros movimientos menos importantes de la rodilla se tiene la rotación axial, que sólo puede producirse cuando la rodilla esta en flexión. En efecto, en extensión completa la configuración de las estructuras óseas y la tensión de los ligamentos de sostén y los meniscos impiden este movimiento. Los valores de las rotaciones máximas son de hasta 25-30º para una flexión de la rodilla de unos 90º, y el grado de rotación interna siempre supera al de rotación externa.

Para completar los posibles giros se puede observar el varo o aducción (rotación hacia dentro) y el valgo o abducción (rotación hacia fuera). Estos movimientos son sólo posibles con la rodilla flexada y oscilan alrededor de los 10°.

Por último, podemos decir que se detecta desplazamiento sagital de la tibia respecto del fémur tanto en dirección anterior como posterior cuando la rodilla adopta la posición de flexión. En condiciones normales, este movimiento no debe superar los 3-5 mm. Un desplazamiento mayor indicaría la rotura del LCA.



Fig.2.5. Movimientos de deslizamiento y rodadura del fémur sobre la tibia (B). Luxación si sólo existiera rodadura (A). Representación radiográfica del deslizamiento y rodadura.

La articulación de la rodilla puede permanecer estable cuando es sometida rápidamente a cambios de carga durante la actividad, lo cual se conoce como estabilidad dinámica de la rodilla (Musahi et al., 2002, Williams et al., 2001) y es el resultado de la integración de la geometría articular, restricciones de los tejidos blandos y cargas aplicadas a la articulación a través de la acción muscular y el punto de apoyo que sostiene el peso.

La arquitectura ósea de la rodilla suministra una pequeña estabilidad a la articulación, debido a la incongruencia de los cóndilos tibiales y femorales; sin embargo, la forma, orientación y propiedades funcionales de los meniscos mejora la congruencia de la articulación y puede suministrar alguna estabilidad,

que es mínima considerando los grandes pesos trasmitidos a través de la articulación (Williams et al., 2001, Zhang et al., 2001). La orientación y propiedades materiales de los ligamentos, cápsula y tejidos musculotendinosos de la rodilla contribuyen significativamente a su estabilidad (Caulfield et al., 2002).

2.4.- Tarea ejercida por los ligamentos en el movimiento de la rodilla.

Todas las estructuras blandas y en particular los ligamentos contribuyen al mantenimiento de la estabilidad articular. En efecto las funciones que cumplen los ligamentos y la cápsula de la rodilla son completar la estabilidad que las superficies articulares y los meniscos otorgan a la rodilla, y guiar, junto con estos elementos, los movimientos combinados de la misma. Se ha comprobado que, para cada movimiento, el control recae en una estructura ligamentosa específica, denominada estabilizador primario, cuya acción se ve suplida por elementos adicionales, denominados estabilizadores secundarios. Las contribuciones de los ligamentos se observan en la siguiente tabla 2.1 (Munuera, 1996).

Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos esqueléticos adyacentes durante los movimientos articulares y las restricciones primarias para la traslación de la rodilla durante la carga pasiva. Las restricciones de fibras de cada ligamento varía en dependencia del ángulo de la articulación y el plano en el cual la rodilla es cargada (Zhang et al., 2001, Di Rado 2003). La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los colaterales interno (tibial) y externo (peroneo). El ligamento cruzado anterior (LCA) tiene la función de evitar el desplazamiento hacia delante de la tibia respecto al fémur; el cruzado posterior (LCP) evita el desplazamiento hacia detrás de la tibia en relación con el fémur, que a 90° de flexión se verticaliza y tensa y por ello es el responsable del deslizamiento hacia atrás de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales en el momento de la flexión, lo cual proporciona estabilidad en los movimientos de extensión y flexión (Latarjet et al., 1996, Guiraldes et al., 2003, Di Rado 2003).

Los ligamentos laterales brindan una estabilidad adicional a la rodilla; así, el colateral externo o peroneo (LLE), situado en el exterior de la rodilla, impide que esta se desvíe hacia adentro, mientras que el colateral interno o tibial (LLI) se sitúa en el interior de la articulación, de forma que impide la desviación hacia afuera, y su estabilidad depende prácticamente de los ligamentos y los músculos asociados (Latarjet et al., 1996, Prives etal., 1989).

Desplazamiento	Estabilizador primario	Estabilizador secundario
Traslación tibial anterior	LCA (85%)	L. colateral interno
		Cápsula posterointerna
Traslación tibial	ón tibial LCP (95%)	L. colateral externo
posterior		Cápsula posteroexterna
	En flexión: L. colateral externo	
Varo	(70%)	Cápsula posteroexterna
	En extensión: ligamento iliotibial	
Valgo	L. colateral interno superficial y	L. cruzados, en especial
	profundo (80%)	LCA
Rotación tibial externa	L. colateral interno superficial y	I CA
	profundo	
Rotación tibial interna	L. colateral externo y cápsula posteroexterna	LCP

Tabla 2.1. Estabilizadores de los movimientos de la rodilla

De Munuera L, Introducción a la traumatología y cirugía ortopédica, 1ª edición 1996, editado por McGraw-Hill Interamericana: Madrid. Además de los ligamentos, determinados músculos contribuyen a la estabilización de la rodilla de forma sinérgica, la sinergia es la integración de sistemas que conforman un nuevo objeto, el cual tiene nuevas propiedades que emergen de la dinámica natural del sistema, de forma que una adecuada preparación muscular puede compensar funcionalmente, hasta cierto punto, una ruptura ligamentosa.



Fig.2.6. Funciones de los ligamentos cruzados y laterales durante la rotación de la tibia sobre el fémur.

Refiriéndonos a los ligamentos cruzados, podemos indicar que éstos funcionan como estabilizadores de la rodilla y ejes del movimiento rotatorio, tanto normal como patológico. Limitan el movimiento hacia atrás y hacia delante de la tibia respecto al fémur y ayudan al control de la rotación interna y externa de la tibia sobre el fémur. La rotación externa de la tibia provoca un desenrollamiento de los ligamentos cruzados y la rotación interna induce su enrollamiento. En la figura 2.6., se observan estos efectos. En A se observa como en la rotación externa son, son los ligamentos laterales los que se ponen en tensión e inhiben la rotación excesiva al quedar cruzados en el espacio. En rotación neutra (B), ninguno de los cuatro ligamentos laterales se tornan más

verticales y más laxos, mientras que los ligamentos cruzados se enrollan entre sí y se ponen muy en tensión.

2.5.- Biomecánica del L.C.A.

Dado que en nuestro estudio se va evaluar la capacidad de fijación de un dispositivo basado en la expansión radial, que va a fijar un injerto que intentará reproducir las funciones del LCA, parece lógico que hagamos un estudio en profundidad de este ligamento.

De los ligamentos existentes en la rodilla, los cruzados son los más importantes, pues proporcionan la mayor estabilidad pasiva en el movimiento anteroposterior.

A nivel estructural, el LCA se compone de fibrillas colágenas orientadas en sentido longitudinal que van de 20 a 170 micras de diámetro, dicho diámetro y el área de corte seccional se incrementan de sentido proximal a distal, el área ocupada por colágeno permanece constante a lo largo de su estructura. Los haces de fibras colágenas constituyen unidades subfasciculares rodeados de una delgada banda de tejido conectivo. Varios subfascículos se agrupan juntos para formar los fascículos. (Noyes et al., 2001).

El LCA se origina, como hemos indicado, en la región preespinal de la meseta tibial, parcialmente confundido con el extremo anterior del menisco externo, y se inserta en parte posterior de la superficie interna del codillo femoral externo. Tiene forma de reloj de arena debido a que una parte de sus fibras se une al periostio.

El LCA, se inserta en la meseta tibial, algo por delante y lateralmente a la espina tibial anterior. Se dirige hacia arriba, atrás y afuera para insertarse en la parte posterior de la superficie interna del cóndilo femoral interno; esta última zona es de difícil acceso quirúrgico, y su adecuada identificación representa uno de los principales problemas de la cirugía de reconstrucción de este ligamento. En el LCA se distinguen dos haces (Girgis FG et al., 1975), como se observa en la figura 2.7., uno anteromedial AM, que permanece tenso tanto en flexión como en extensión, y otro posterolateral PL, más grueso, que sólo se tensa en extensión. (Ver figura 2.8.).



Fig.2.7. Los dos haces el anteromedial (AM) y el posterolateral (PL).
Bellier G, Christel P, Colombet Ph.La reconstruction du ligament croise anterieur par greffe a deux faisceaux utilisant les tendons de la patte d'oie. Maîtrise Orthopédique. MO Nº 128.
Paris.2003.

Durante la flexión de la rodilla el ligamento gira sobre si mismo, dando lugar a que uno de los dos haces principales, el anteromedial, se torne posterior y a su vez el posterolateral se torne anterior (rotación externa). El has anteromedial se acorta en los 0 y 30 grados de flexión de la rodilla, seguido de alargamiento progresivo de 30 a 120 grados. De 30 a 70 grados, el ligamento retorna a su longitud basal y a 120 grados alcanza su distensión máxima (DeLee et al., 2002).



Fig.2.8. Cambios de forma y tensión de los componentes del LCA. De Girgis F G, Marshall JL y Al Monajem ARS: Clin Orthop 106: 217, 1975.



Fig.2.9. Vascularización del LCA resaltada por contraste Wenceslao Atson. Sutura de Menisco. Anatomía e Indicaciones. www.biolaster.com. 2009.

La vascularización del LCA (y del LCP también) es específica para los ligamentos intrarticulares. La cobertura sinovial contiene vasos procedentes de la arteria geniculada media que, bifurcándose, se distribuye en ramas longitudinales intraligamentarias, como se aprecia en la figura 2.9. No parecen existir aportes desde las inserciones óseas (Munuera, 1996).



Fig.2.10. Vista posterior de la rodilla que muestra el flujo de sangre. Blood supply to the anterior cruciate ligament and supporting structures. The Orthopedic clinics of North America. United States. 1985

En la figura 2.10., tenemos una representación del flujo de sangre en una vista posterior de la rodilla donde: 1. Arteria popliteal 2. Arteria genicular lateral superior 3. Arteria genicular intermedia superior 4. Arteria articulada media 5. Arteria genicular lateral inferior 6. Arteria genicular intermedia inferior

A diferencia de otras estructuras ligamentarias, en las cuales la respuesta inflamatoria a una agresión lleva a la recuperación de la función, el LCA responde de manera diferente a la agresión, fracasando sus mecanismos de reparación razón que hace que el tratamiento frente a su ruptura casi siempre sea quirúrgico. El LCA se encuentra en un medio intraarticular, razón por la cual durante su ruptura no hay la posibilidad de formación de hematoma que secundariamente al fenómeno inflamatorio y a la diferenciación celular vaya a dar lugar a la reparación del mismo (mecanismo extrínseco). Además se
ha visto que la población de fibroblastos a pesar de tener gran producción de matriz extracelular y colágeno, muestran pobre movilidad y lenta migración de proliferación. (Cyril et al., 1997, Murray et al., 2000). Por tanto, en el proceso curativo del LCA, se ha de indicar que la cicatrización de los ligamentos cruzados no puede ser espontánea. Esto es debido a que es imposible que se forme u organice un hematoma, ya que la sangre se difunde y diluye en la cavidad articular y los extremos alargados están bañados en líquido sinovial reactivo y hemorrágico. Por ello, aunque los cabos dislacerados son asiento de importante reacción vascular, no es posible la formación de tejido de granulación indispensable para la cicatrización. Además, incluso en el caso de proximidad razonable de los extremos, la movilidad articular, aunque sea mínima, tiende a separarlos. Si a esto se añade la práctica imposibilidad de suturar los extremos deshilachados, es fácil entender la necesidad del empleo de injertos que reparen la lesión de los ligamentos cruzados.

Resumiendo los párrafos anteriores podemos decir que la situación intracapsular del LCA introduce inconvenientes importantes para su reparación, en relación con su vascularización y el proceso cicatricial (hay que recordar que "los fibroblastos reptan por el tejido conectivo pero no nadan en el líquido sinovial"), entre otras razones.

La función principal del LCA es la de prevenir la traslación anterior de la tibia sobre el fémur. En máxima extensión, el LCA absorbe el 75% de las fuerzas de traslación, y el 85% cuando la rodilla se encuentra entre 30° y 90° de flexión. Así mismo otra de las funciones del LCA es la de resistir la rotación interna de la tibia y el desplazamiento varo-valgo de la misma en presencia de una lesión de los ligamentos colaterales.

Como resumen de todo lo anterior y centrándonos en el LCA, podemos indicar que las funciones de éste comprenden el control de los siguientes movimientos:

- Deslizamiento hacia delante de la tibia sobre el fémur, que es su función principal y en la que ejerce el 85% del control. Los estabilizadores secundarios de este movimiento son el ligamento colateral medial y la cápsula posterointerna.
- 2) Movilidad lateral extrema hacia fuera (valgo)
- Rotación tibial interna, debido a que en rotación interna de la tibia se provoca un enrollamiento de los ligamentos cruzados que pone en tensión al LCA.
- 4) *Hiperextensión e hiperflexión*. Evidentemente, cualquiera de estos dos estados pone en tensión al LCA.

CAPÍTULO

Reparación del LCA.

3.1.- Historia de la cirugía de la rotura del LCA.

Para situar este estudio temporalmente, creemos correcto una pequeña reseña de los adelantos, que consideramos más relevantes, introducidos en el transcurso del tiempo, en la reparación del LCA, así las primeras descripciones de la lesión de LCA datan de 1845, Amédée Bonnet de la escuela de Lyon, escribió un tratado sobre alteraciones articulares causantes de derrames de sangre en la cavidad articular. Analizaba en él, las lesiones de la rodilla. Describió tres signos esenciales indicativos de rotura de ligamento cruzado anterior: En pacientes que no han sufrido una fractura; un crujido, presencia de sangre en la articulación (hermatrosis) y perdida de la función son características de la rotura del ligamento en la rodilla. (Bonnet, 1845).

George K. Noulis (Noulis G. 1875) escribió una tesis titulada "Entorse du genou" (Esguince de la rodilla). En ella describió la función del ligamento cruzado anterior. También demostró que la integridad del LCA debía testarse con la rodilla en extensión. Ya entonces propuso un ensayo idéntico al que ahora conocemos como Test de Lachman. (Noulis, 1875).

Paul F. Segond, cirujano de París, escribió un estudio titulado "Recherches cliniques et expérimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse". (Segond, 1879). Para este estudio, ha repetido el trabajo de Bonnet, que produce lesiones en la extensión forzada en 90 rodillas. Fue en este estudio en el que describió la que hoy se conoce como Fractura de Segond, del margen anterolateral de la tibia y que se asociaba de forma rutinaria a las lesiones del LCA. Hoy en día se considera patognomónica (Se dice del síntoma o signo que caracteriza y define una determinada enfermedad) de la rotura del LCA.

Las primeras intervenciones tienen lugar a finales del siglo XIX, A. W. Mayo Robson, procedente de Leeds, en el Reino Unido, llevó a cabo la primera reparación quirúrgica de LCA. Se trataba de un grapado en el área de inserción femoral de ambos ligamentos cruzados. El paciente presentaba inestabilidad y debilidad de 36 meses de evolución. Sanó por completo y los episodios de inestabilidad desaparecieron. (Mayo, 1903)

A principios del siglo XX, se desarrollan las primeras técnicas. F. Lange, de Munich, llevó a cabo la primera sustitución de LCA. Utilizó seda trenzada unida al tendón del semitendinoso como sustituto. Sin embargo, la intervención fue un fracaso. (Lange, 1903)

Más tarde, Ernest W. Hey Groves, de Bristol, llevó a cabo la primera reconstrucción de LCA mediante un transplante de cintilla iliotibial. La vía de abordaje incluía una osteotomía de la tuberosidad tibial anterior para conseguir una buena exposición de la articulación. (Hey, 1917)

Años después, Willis C. Campbell, de Memphis, Tennesse, comunicó por primera vez el uso de un injerto del tercio central del tendón patelar. Este injerto quedaba unido a la tibia y se pasaba a través de dos túneles, uno en tibia y otro en fémur. Tras ello se suturaba al periostio del fémur. (Campbell, 1936)

Harry B. Macey, de Rochester, Minnesota, describió la primera técnica de reparación del LCA usando tendón semitendinoso (figura 3.1.). También se pasaba a través de un túnel en la tibia y otro en fémur. Se dejaba anclado en la tibia y se suturaba al periostio del fémur, tensándolo en extensión completa. Del mismo modo reparaba el ligamento cruzado posterior. Tras ello se colocaba un yeso durante cuatro semanas. (Macey, 1939)



Fig.3.1. Procedimiento de Macey H. B. Utilizando el tendón semitendinoso. P. Colombet, M. Allard, V. Bousquet, C. Lavigne, P.H. Flurin.The history of ACL surgery. Maitrise Orthopédique. MO Nº 87 France. 1999.

El período desde 1940 a 1950 fue un "agujero negro" en la cirugía del LCA, posiblemente debido a la Segunda Guerra Mundial. Se produjeron avances únicamente en técnicas de estabilización activa y retensionado de ligamentos.

Kenneth G. Jones, de Little Rock, Arkansas, retomó la idea de usar como injerto el tercio central del tendón rotuliano con un bloque óseo de la patela. En su técnica original, el tendón quedaba anclado en su posición original en la tibia; no realizaba túnel tibial, sino que, desde esta posición, llevaba la plastia hacia el área de inserción femoral. Debido a que el injerto quedaba corto, el túnel femoral se realizaba en una posición muy anterior. Publicó once casos operados con resultados satisfactorios. Suturaba el injerto al periostio femoral a la salida del túnel. No respetaba la anatomía original. (Jones, 1963. Jones, 1970) Esta fue la crítica fundamental que recibió por parte de algunos autores, sin embargo aportó como avances un traumatismo quirúrgico mínimo y una técnica sencilla.

Helmut Brückner, un cirujano alemán, describió una técnica similar en el que se tomaba como injerto el tercio medial del tendón patelar junto con un bloque óseo de rotula (patela) (figura 3.2.). Se dejaba anclado a la tibia y para conseguir mayor longitud, se pasaba a través de un túnel tibial. Después se anclaba en un túnel femoral y se fijaban las suturas a un botón en el aspecto lateral del cóndilo femoral lateral. (Brückner, 1966).



Fig.3.2. Procedimiento de Helmut Brückner. P. Colombet, M. Allard, V. Bousquet, C. Lavigne, P.H. Flurin.The history of ACL surgery. Maitrise Orthopédique. MO Nº 87 France. 1999.

Kurt Franke de Berlín, fue el pionero en el uso de un injerto libre huesotendón-hueso, de un cuarto del grosor del tendón patelar, unido a los bloques de hueso de la patela (rotula) y de la tuberosidad tibial anterior contiguos. Lo fijaba con cuñas de hueso en tibia y en fémur con un fragmento óseo en forma de concha. Este trabajo estaba basado en los anteriores de Brückner y Larson, pero tuvo la originalidad de utilizar un injerto libre por primera vez. Recomendaba realizar la reparación del LCA cuanto antes para evitar la lesión cartilaginosa. (Franke, 1970).

A partir de los años setenta se desarrollaron técnicas de estabilización extraarticulares. D. L. MacIntosh, propuso las primeras técnicas de reparación extraarticular. Estaban basadas en un injerto de fascia lata que se dejaba anclado a la tibia y después se fijaba mediante diferentes métodos. (MacIntosh et al., 1972)

M. Lemaire describió sus técnicas de estabilización exclusivamente extraarticulares. Para lesiones del LCA usaba la fascia lata. Esta técnica se conocía como Lemaire lateral. Se propusieron variantes de la técnica conocidas como Lemaire II, III, IV. El propio Lemaire comunicó un 91% de buenos resultados en pacientes con lesiones aisladas del LCA. (Lemaire, 1975).

D. L. MacIntosh y J.L. Marshall decidieron usar el tercio central del aparato extensor, tomando también una porción amplia del tejido aponeurótico prepatelar para reforzar el injerto. En esta técnica, el injerto estaba basado en la tibia, haciendo que la porción tibial fuera la más resistente. (Marshall et al., 1979).

En la década de los ochenta se caracteriza por la utilización de los ligamentos artificiales y la artroscopia. En los primeros años ochenta se usaron plastias reforzadas con fibra de carbono, que era un material de moda en esa época. D. J. Dandy, de Cambridge, fue el primero en usar una plastia ligamentaría con refuerzo de fibra de carbono, mediante técnica artroscópica. Los resultados del uso de la fibra de carbono fueron en general pobres. Se detectaron partículas de carbono en la membrana sinovial y en el hígado. Estos hallazgos contribuyeron a que este material fuera abandonado. (Dandy, 1981. Dandy et al., 1982).

Rubin, Marshall y Wang desarrollaron una técnica experimental usando una prótesis fabricada con Dacron. A medida que se abandonaban los refuerzos con fibra de carbono, el Dacron y el Gore-Tex se fueron empleando cada vez más. La reconstrucción artroscópica también fue siendo cada vez más popular. Mediante la combinación de estas técnicas, se conseguía una cirugía más rápida, con mínimo trauma quirúrgico. Sin embargo, la tasa de sinovitis (inflamación de la membrana sinovial de la articulación) fue incrementándose y al mismo tiempo la de rotura subsiguiente de los neoligamentos. También esta línea de trabajo tuvo que ser abandonada. (Rubin et al., 1975).

El uso de los autoinjertos no había sido abandonado del todo. Hubo cirujanos que se mantuvieron fieles a esta filosofía y poco a poco, introdujeron la artroscopia en sus técnicas quirúrgicas. De estos últimos cirujanos, se podía decir que estaban agrupados en dos escuelas enfrentadas, que defendían dos conceptos diferentes en cuanto a la colocación de la plastia:

- Outside-in, dirigiendo el injerto al interior de la articulación a través de un túnel labrado en el fémur. Los valedores de esta escuela más representativos fueron Clacy, Noyes y H. Dejour. (Clancy et al., 1981. Noyes et al., 1983. Dejour et al., 1984)

 Inside-Out, pasando el injerto desde dentro de la articulación a una cavidad creada a tal fin en el fémur. Rosenberg y Gillquist defendían esta postura. (Rosenberg, 1993. Gillquist et al., 1988).

El florecimiento en la década de los años ochenta del uso de la artroscopia llevó a un mejor conocimiento de las inserciones ligamentarías. Este pudo ser uno de los motivos fundamentales que influyeron en los buenos resultados que se consiguieron en este período.

En los años noventa aparece la técnica de Jones; tornillos interferenciales y refuerzos extraarticulares. La llamada técnica de Jones se estableció como un referente debido a su simplicidad, reproductibilidad y consistentes buenos resultados. Se trataba del injerto libre hueso-tendón-hueso del tercio central del tendón patelar. (Jones, 1963. Jones, 1970).

M. Kurosaka demostró que la parte más débil de la plastia era la fijación del injerto. La investigación se ha hecho en cadáveres humanos jóvenes, y mostró claramente que el tornillo de 9 mm de diámetro era muy superior a otros sistemas de fijación. Inicialmente se fabricaron en acero inoxidable. Más tarde en titanio y en materiales reabsorbibles: ácido poliláctico o ácido poliglicólico. (Kurosaka et al., 1987).

En los inicios de los noventa, se tendió a reforzar la técnica de Jones con un procedimiento lateral. A mediados los noventa, se volvió a realizar aislada, obteniendo los mismos buenos resultados. De entre los motivos varios por los que el éxito de las reconstrucciones fue aumentando, destaca el hecho de que se diagnosticara precozmente la lesión, evitando la demora en el tratamiento y con ello las lesiones asociadas subsiguientes, responsables de un empeoramiento de los resultados.

La técnica de Jones tenía problemas: podía llevar a cierta rigidez articular y, fundamentalmente, podían producir problemas del aparato extensor. Estos problemas llevaron a nuevos cambios. A.B. Lipscomb, de Nashville, U.S., empezó a usar tendones de la pata de ganso (semitendinoso y recto interno), pediculados (tallo delgado que une una estructura anatómica al órgano o tejido correspondiente) en la tibia, en lugar del clásico hueso-tendón-hueso. (Lipscomb et al., 1982).

M. J. Friedman inició el uso de cuatro fascículos (tejido conectivo que une estructuras corporales) autólogos (referido a transplantes, que proceden

del mismo organismo) de isquiotibiales (parte posterior del muslo). Le siguieron S. M. Howell, Tom Rosenberg y Leo Pinczewski. Usaban los mismos isquiotibiales en tres o cuatro fascículos. Pinczewski utiliza un tornillo interferencial especial de 8 mm conocido como el tornillo de RCI (Friedman, 1988. Howell, 1993. Rosenberg, 1993. Pinczewski et al., 1997).

Hay múltiples variantes. Tom Rosemberg diseñó el llamado "Endo-Button", que autobloquea la plastia al aspecto lateral del cóndilo femoral (Eminencia redondeada, en la extremidad de un hueso, que forma articulación encajando en el hueco correspondiente de otro hueso). (Rosenberg, 1993). L. Paulos usaba un ancla de polietileno (Paulos et al., 1991); S. Howell y E. Wolf, pivotes cruzados (Howell, 1993. Wolf, 1999); A. Staehelin, tornillos interferenciales reabsorbibles (Staehelin, 1997); L. Johnson, una grapa y otros tornillos y arandelas. (Johnson, 1993 y 1995).

Aún quedan muchos problemas por resolver y puntos por investigar. En el futuro es posible que veamos avances en el sentido de que los injertos sean producidos como "bioimplantes"; se podrían producir a partir de células madre y cultivos celulares. Cabe esperar también avances en la terapia génica.

3.2.- Propiedades de los ligamentos.

La elasticidad de los ligamentos permite una cierta distensión hasta la rotura del mismo, por lo cual los esguinces son las lesiones de rodilla más frecuentes. Los mecanismos usuales de obtención de estas roturas son la rotación del cuerpo hacia adentro y afuera sobre un pie fijado en el suelo, la extensión y flexión exagerada de la rodilla y la aplicación sobre un pie y la aplicación con suficiente fuerza en un lado de la articulación, para distender y romper el ligamento opuesto.

Los ligamentos son bandas resistentes de tejido conectivo fibroso que mantienen unidos los huesos o que sujetan órganos en su posición. Los ligamentos se originan y se insertan en hueso. A los ligamentos muchas veces se les llama estabilizadores pasivos de las articulaciones y junto con los contornos de las articulaciones determinan el rango de movimientos de una articulación. La lesión en los ligamentos ocurre cuando se fuerza a la articulación más allá de su rango funcional. Los ligamentos laxos o rotos, aparte de provocar inestabilidad en la articulación, pueden precipitar la degradación de los cartílagos.

Una segunda y menos apreciada función de los ligamentos es la función propioceptiva, es decir, receptores sensoriales que reciben estímulos internos que captan información sobre la posición y el movimiento del aparato locomotor y la envía al cerebro, son los denominados mecanoreceptores sensibles al estiramiento. Estudios en gatos (Palmer et al., 1958), han demostrado que los mecanoreceptores de los ligamentos y la cápsula de la rodilla lanzan impulsos de contracción a los músculos que protegen a la rodilla de movimientos extremos. Evidencias recientes sugieren que actos reflejos similares ayudan a proteger la rodilla humana (Borsa et al. 1997, MacDonald et al., 1996). De esta forma debemos de tener en cuenta que los procedimientos de reconstrucción pueden restaurar el papel estructural de los ligamentos originales, sin embargo, la pérdida de la función propioceptiva es muy probablemente permanente (Sisk, 1993).

En la estructura microscópica ligamentaría el agua es el componente mayoritario (Spindler et al., 2002). Destaca una proporción de colágeno tipo I muy predominante (70% del peso seco). El colágeno tipo III está presente en una proporción menor (10% del peso seco). Por tanto los ligamentos están compuestos por haces de colágeno tipo I (principal constituyente del tejido conjuntivo y de la sustancia orgánica de los huesos y cartílagos), fibra de elastina (Proteína similar al colágeno que forma las fibras elásticas), matriz extracelular y un escaso número de células de tipo fibroblástico (Células del tejido conjuntivo que secreta proteínas como el colágeno). La disposición predominante de colágeno es longitudinal, sin existir conexiones entre los diferentes haces, envueltos por tejido conectivo laxo que permite que los haces se deslicen entre sí. Debido a su composición, los ligamentos no presentan un comportamiento elástico lineal, es decir, su rigidez aumenta con la carga. Además, los ligamentos son viscoelásticos: la deformación producida no sólo depende de la magnitud de la tensión ejercida, sino del tiempo de aplicación de la misma. Como ejemplo, se puede observar que después de unas horas de inactividad articular, la respuesta inicial es rígida, haciéndose más flexible tras un tiempo de calentamiento. En general, los ligamentos cuanto más avanzada es la edad de la persona, más rígidos son.

En cuanto al fallo de los ligamentos, la microscopia electrónica de barrido y la fotografía de alta velocidad han mostrado que los ligamentos fallan por un mecanismo progresivo, seriado y secuencial de insuficiencia de las microfibras. La ruptura completa con pérdida de la continuidad requiere desplazamiento articular extremo.

3.3.- Mecanismo de la rotura del L.C.A.

Durante la actividad normal diaria el LCA, como otros ligamentos, soporta sólo pequeñas cargas, que se estiman en un 20% de su capacidad (Beynnon et al., 1995) Las lesiones de los ligamentos de la rodilla se suelen producir, por tanto, en actividades deportivas, sobre todo en la que se caracterizan por el contacto. Además, el esquí, hockey sobre hielo, gimnasia y otros deportes también son capaces de provocar suficiente estrés súbito como para romper los ligamentos de la rodilla.

Como se ha visto en la biomecánica de la rodilla, las estructuras de sostén de la rodilla funcionan conjuntamente, y es probable que ningún ligamento aislado se pueda romper sin que medie cierto grado de lesión de otras estructuras de sostén. La lesión de éstas puede ser mínima y curar con medidas conservadoras, dejando aparentemente una lesión aislada en el examen clínico.



Fig.3.3. Rotura del LCA producida por traslación tibial anterior. www.teknon.es. Traumatología – Cirugía ortopédica. Dr. D. Josep Planas de Martí. 2006

Teniendo en cuenta todo lo anterior, los mecanismos lesiónales del LCA son fáciles de entender una vez que se ha entendido la misión que cumple el LCA en los movimientos de la articulación. De esta forma, todo movimiento o combinación de movimientos que hagan trabajar al LCA a una mayor tensión de la que es capaz de soportar, producirá la lesión, y en caso extremo, la rotura del mismo. Por ejemplo, se puede ver en la figura 3.3. un esquema de cómo el LCA impide el movimiento de traslación anterior de la tibia, y cuando este movimiento de traslación es mayor al permisible sobreviene la rotura de este ligamento.

Los mecanismos lesiónales que pueden producir una rotura del LCA con lesión mínima de otras estructuras son la hiperextensión de la rodilla (figura 3.4.), la marcada rotación interna de la tibia respecto al fémur y la desaceleración pura.



Fig.3.4. Mecanismo lesional del LCA por hiperextensión de la rodilla. De Norwood LA [h.] y Cross MJ: Am J Sports Med,5: 171, 1977. © 1977 The Williams & Wilkins Co, Baltimore.

Además, otros tipos de movimientos como traumatismos de menor energía y de carácter indirecto en valgo y rotación externa de la tibia, o en varo, rotación interna e hiperextensión se traducen en lesiones asociadas del LCA con el ligamento colateral medial o la cápsula posterolateral, respectivamente, como se puede apreciar en los esquemas de la figura 3.5.



Fig.3.5. Rotura del LCA combinada con la cápsula y con el LCI (B). Ídem con el LCP (C) De Müller W: The knee:form, function, and ligamentous reconstruction, Nueva York, 1983, Springer-Verlag.

Por último, indicar que la carga de rotura del LCA no es un valor determinado. En efecto, debido a la disposición que toman las fibras que

componen el LCA para cada posición, éste puede fallar bajo valores de carga muy diferentes, dependiendo de la posición de los huesos y la dirección en la que se aplican las cargas en el momento de la lesión (Woo et al., 1987 y 1993)

La consecuencia de una rotura del LCA es una inestabilidad de la rodilla. Efectivamente, como hemos visto en el epígrafe de la biomecánica del movimiento de la rodilla, el LCA interviene en el control de una serie de movimientos de la rodilla, al faltar éste, se produce una inestabilidad de la articulación.

Hay que tener en cuenta que el objetivo del tratamiento de las lesiones traumáticas de los ligamentos es restablecer la anatomía y la estabilidad lo más cercanas posibles al estado previo a la lesión. Si esto no se logra, la articulación resulta cada vez más susceptible a nuevas lesiones secundarias, como pueden ser daños a los meniscos y los cartílagos articulares, y osteoartritis.

A la hora de enfrentarnos a una lesión del LCA tenemos básicamente dos tipos de tratamiento, a saber, el tratamiento conservador y el quirúrgico. El tratamiento conservador incluye un adecuado programa de rehabilitación y suele conseguir niveles funcionales satisfactorios. Por otro lado, la reconstrucción quirúrgica consiste en, utilizando un tejido -usualmente un tendón del cuerpo del propio paciente- fabricar un injerto e insertarlo en el lugar anatómico que ocupaba el ligamento original dañado. Para optar por una de las dos decisiones hay que tener en cuenta las consideraciones del siguiente párrafo.

En general, un paciente mayor, o incluso joven, que esté dispuesto a modificar su patrón de actividad (correr, saltar, etc.) evolucionará bien sin intervención quirúrgica. Por el contrario, todo paciente que no esté dispuesto a modificar sus actividades evolucionará probablemente mejor después de la cirugía. Esto es particularmente cierto para los deportistas de competición.

Cuando no se interviene quirúrgicamente el LCA, se confía en los estabilizadores secundarios para dar estabilidad a la rodilla. Estos estabilizadores son los otros ligamentos de la rodilla, en especial el ligamento colateral medial y la cápsula posteromedial. Sin embargo, hay pacientes que presentan rodillas dependientes del LCA, en los que los estabilizadores secundarios son inefectivos o bien han resultado también dañados, y que, por tanto, requieren intervención. Resumiendo, hay que tener en cuenta tres factores esencialmente: 1) La edad del paciente, 2) las expectativas y necesidades funcionales (tanto profesionales como recreativas) del mismo, y 3) que la presencia de una lesión no tratada del LCA puede dar lugar a artrosis y lesiones meniscales secundarias.

3.4.- Reparación del L.C.A.

Cuando se presenta un desgarro de LCA y se decide su intervención quirúrgica, existe un amplísimo abanico de posibilidades de reparación de esta insuficiencia cruzada anterior. Básicamente los podemos clasificar en dos grupos: la reparación primaria y la reconstrucción del LCA.

La reparación primaria consiste en suturar simplemente el ligamento desgarrado, y esto, a menos que esté avulsionado (arrancado) con hueso, da lugar a resultados clínicos muy mediocres. Teniendo esto en cuenta, se puede plantear aumentar o reforzar la reparación primaria, ya sea con tejido autógeno (propio), sintético o técnicas más depuradas de reconstrucción primaria. Aún así, un estudio (Grontvedt et al., 1996) no ha encontrado que este refuerzo mejore los resultados conseguidos con la sutura primaria solamente. Otra posible mejora de la reparación primaria consiste en reforzar la articulación con procedimientos extra-articulares laterales, que consisten en colocar un tejido más débil que el LCA en una posición no anatómica. La mayoría de estos procedimientos también han fallado a la hora de restaurar satisfactoriamente la

estabilidad de la rodilla (Amirault et al., 1988). Por tanto, la reparación primaria no es una técnica actualmente recomendada (Fu et al., 2000).

La reconstrucción del LCA consiste en colocar un injerto en la posición original del ligamento. Para ello es necesario practicar un taladro en la tibia y otro en el fémur e implantar el injerto a través de ellos de forma que reproduzca lo más aproximadamente posible las funciones del LCA intacto. Obviamente, para que esta reconstrucción funcione es necesario sujetar el injerto tanto al túnel femoral como al tibial, apartado que desarrollaremos ampliamente en este trabajo de investigación. Como injerto se puede colocar un tejido del propio paciente (autoinjerto), un tejido de otro espécimen (aloinjerto) o un injerto con material aloplástico, (implante de material sintético aloplástico: metales inertes, cerámica o plásticos) es decir, con tejido no vivo, polímeros sintéticos generalmente.

El uso de injertos sintéticos parece causar más complicaciones que la utilización de injertos biológicos. Varios estudios han demostrado el fallo a medio plazo de los injertos sintéticos (Frank et al., 1997. Maletius et al., 1997, Rubin et al., 1975). Esto puede ser parcialmente debido a los residuos producidos por el desgaste del material, dando lugar inflamación de la membrana sinovial de la articulación. De esta forma, el uso de injertos de material no biológico está actualmente desaconsejado (Fu et al., 2000)

3.5.- Recomendación de tratamiento quirúrgico.

Vamos a indicar en este apartado cuando es recomendable un tratamiento quirúrgico y cuando no lo es. La solución quirúrgica para la reparación del LCA pasa actualmente por la reconstrucción del mismo con injertos de origen biológicos, esta operación puede ser por artroscopia o por cirugía abierta. Para el tejido del nuevo ligamento puede emplearse un autoinjerto (tejido del propio cuerpo del paciente) o un aloinjerto (tejido de otro

paciente). No obstante, la operación no es totalmente necesaria en algunos pacientes que realicen poca actividad física, quienes podrán llevar una vida normal sin este ligamento tras una rehabilitación de fortalecimiento muscular. La prueba de Lachmann (eventualmente asociada de otros exámenes clínicos o radiográficos) permite detectar una ruptura del LCA.

Ha quedado demostrado que la colocación final de la plastia debe reproducir al máximo, tanto como sea posible, la localización original anatómica del LCA (Khalfayan et al., 1996). De ello va a depender el pronóstico de la reparación.

Los injertos utilizados para la reconstrucción del LCA, como hemos indicado se dividen en dos tipos, aloinjertos y autoinjertos, con ambos métodos los pacientes presentan subjetivamente rodillas estables, por tanto ambas opciones de tratamiento son igualmente adecuadas, ya que presentan resultados estadísticamente similares (M. Pajares-López, et al., 2004).

Las situaciones en las que no se debe indicar tratamiento quirúrgico son:

- Edad (avanzada) y nivel de actividad física del paciente (bajo).
- Grado de inestabilidad de la rodilla: si globalmente parece buena y el nivel de actividad física es bajo.
- Si no hay lesiones asociadas: rotura de meniscos, ligamentos, cartílago.

El tratamiento no quirúrgico implica:

- Capacidad del lesionado para cumplir con un programa de rehabilitación prolongado: reforzamiento muscular (cuadriceps, isquiotibiales)
- A menudo se precisa una rodillera estabilizadora para realizar determinadas actividades deportivas (especialmente en las que existe un stress rotación de la rodilla) o simplemente para caminar.
- Probablemente cambiar el nivel y tipo de actividad deportiva.

Se indica tratamiento quirúrgico los pacientes con:

- Rotura reciente del LCA y un estilo de vida activo.
- Deficiencia crónica del LCA que desestabiliza la rodilla y lesiona los meniscos y el cartílago.
- Rotura del LCA y práctica de deportes en los que se precise saltar, correr y pararse bruscamente, girar bruscamente la rodilla mientras el pie está apoyado en el suelo (pivotar)...

Sin cirugía estos pacientes son incapaces de volver a su actividad deportiva debido a la inestabilidad de su rodilla, y hay riesgo elevado de presentar otras lesiones. Afortunadamente la cirugía reconstructiva del LCA recupera al lesionado por completo.

Las lesiones asociadas son:

- Las roturas del LCA suelen llevar asociadas una lesión meniscal. (Apley et al., 1993,Graf et al., 1992, Millett et al., 2002, Busch MT, 1990)
- La ausencia parcial o total del menisco aumenta el deterioro de la rodilla, por tanto el objetivo es preservar el máximo posible de menisco, por lo que se debe reconstruir el LCA y reparar el menisco lo máximo posible.
- Otro ligamento: puede precisar reconstrucción del ligamento lesionado y del LCA.
- Cartílago: puede precisar reparación del cartílago dañado y reconstrucción del LCA.

3.6.- Aloinjertos.

Cuando los injertos se obtienen de otros pacientes se denominan aloinjertos. Los tejidos para realizar aloinjertos más usados son, el tendón de

Aquiles, el hueso-tendón rotuliano-hueso o los tendones de la pata de ganso. Las ventajas del uso de aloinjertos comparadas con los autoinjertos son indudables: por un lado se elimina la morbilidad asociada a la toma del injerto y por otro se reduce el tiempo de intervención. Como inconveniente presenta la transmisión de enfermedades y que hace necesaria la existencia de un banco de tejidos o su adquisición a precio elevado. Siempre, ya sea donante cadáver o vivo, el donante es evaluado para evitar la posibilidad de trasmitir enfermedad alguna al receptor. Para ello se realizan estudios orientados a la detección de enfermedad de origen infeccioso o maligno (cáncer) en el donante, estas enfermedades infecciosas pueden en pacientes jóvenes, hipotecar futuros transplantes de órganos vitales (Lee et al., 1997), que pudieran necesitar a lo largo de su vida.

El uso de aloinjertos ha sido propuesto por muchos autores (Peterson et al., 2001, Shelton et al., 1997, Sala et al., 1994), como alternativa quirúrgica con la ventaja como hemos indicado de reducir la morbilidad en la zona donante, reducir el tiempo quirúrgico y las incisiones. Como inconveniente expone al paciente a un riesgo de infecciones, como el virus de la inmunodeficiencia humana (VIH) y la hepatitis, aunque de incidencias muy bajas (Buck et al., 1989).

Algunos artículos científicos apoyan la idea del uso de aloinjertos en la reconstrucción del LCA, en particular, se han obtenido tanto datos animales como clínicos que indican, al igual que con autoinjertos, que la revascularización de los aloinjertos es posible y que son viables tras su implantación (Arnoczky *et al.*, 1986, Jackson 1993, Shino *et al.*, 1984 y 2000). Sin embargo, también hay otros artículos que indican que la velocidad de incorporación y remodelación del aloinjerto es menor que la del autoinjerto (Jackson *et al.*, 1993, Fu *et al.*, 1994, Noyes *et al.*, 1996, Shino *et al.*, 1986 y 1991) demuestran que los resultados obtenidos con aloinjertos son similares a los obtenidos con autoinjertos en reconstrucciones recientes del LCA. Además,

46

la incidencia de derrame articular crónico en la rodilla parece estar disminuyendo después de la reconstrucción con aloinjertos, quizás debido a la mejora en las técnicas de obtención del injerto y a que se evita el uso de la esterilización con óxido de etileno (Fu, *et al.*, 2000).

La resistencia y duración de los aloinjertos han sido objeto de varios estudios (Shelton et al., 1997, Jackson et al., 1996, Sala et al., 1994). Shino et al., Noyes et al., y Noyes et al., han obtenido buenos resultados clínicos en más del 89% de las reconstrucciones del L.C.A. con aloinjertos.

Por todo ello, el uso de aloinjertos se considera una buena alternativa a los autoinjertos, aunque todavía no es una técnica extendida. De cualquier forma, se ha de asegurar que el injerto no padece enfermedades víricas, y que las técnicas de extracción, esterilización y conservación del mismo no lo debiliten antes de su uso.

3.7.- Autoinjertos.

Como su nombre indica son injertos obtenidos del propio paciente. Representan la solución estándar para la reparación del LCA. El autoinjerto presenta las evidentes ventajas de biocompatibilidad y ausencia de inmunogenicidad. Sin embargo, su inconveniente principal es la morbilidad en la zona de extracción del injerto del propio paciente, fractura de la rótula y/ó tendinitis rotuliana y/ó debilitamiento del tendón rotuliano (para tendones hueso-tendón rotuliano-hueso), cicatriz dolorosa y síntomas sensitivos por lesión de la rama infrapatelar del nervio safeno (Shelton et al., 1997). Además, también se precisa de un mayor tiempo quirúrgico, precisamente por la necesidad de la extracción.

Entre los tendones más usados se encuentran los tres siguientes:

1) El tendón rotuliano. Hueso-tendón-hueso.

Obtenidos del extremo inferior de la rótula, usualmente extraído de su tercio central, incluyendo una pastilla ósea central de rótula y otra distal de la tuberosidad anterior de la tibia (figura 3.6.). Esta zona de donde se obtiene el injerto se regenera por completo y al año muestra las mismas características que presentaba anteriormente. (Planas, 2009).



Fig.3.6. Zona de extracción del injerto hueso-tendón rotuliano-hueso. http://www.teknon.es/consultorio/planas/imagenes/lca/figura4.jpg Reparación quirúrgica mediante tenodesis con anclajes óseos de los tendones del aparato extensor de la rodilla. Matías Costa Paz, Arturo Makino, Gonzalo Paniego, Rafael Narváez, Miguel Ayerza y d. Luis Muscolo. Rev Asoc Argent Ortop Traumatol, pp. 70-74. 1972.

2) Tendón cuadricipital.

El tendón del cuádriceps, con o sin inserción ósea de la rótula (figura 3.7.).



Fig.3.7. Injerto del tendón del cuádriceps con el taco rotuliano o pastilla ósea de la rótula.
Evaluación funcional de la técnica quirúrgica de la plastia del ligamento cruzado anterior con tendón patelar a cielo abierto en pacientes con inestabilidad anterior crónica de rodilla.
Dr. Adolfo Zárate Barchello. Auxiliar de la Enseñanza. Cátedra de Ortopedia y Traumatología.
Facultad de Ciencias Médicas – U.N.A. 2008.

3) Semitendinoso y el gracilis.

Los tendones de la pata de ganso, que incluyen el semitendinoso y el gracilis, simples o doblados (figura 3.8.), para obtener mayor resistencia del injerto.



Fig.3.8. Zona de extracción de los tendones gracilis y semitendinoso. De Susan E. Brust, CMI. © 1999 Susan E. Brust

También, se pueden considerar otros injertos como la cintilla iliotibial o la fascia lata (Ver figura 3.9.), pero está muy poco extendido su uso y no los tendremos en cuenta en lo siguiente. Además, Noyes *et al.* (1984) informan de que algunos de estos injertos no tienen una resistencia suficiente como para ser usados como injertos del LCA. La cuestión de cual de los tres anteriores es el mejor la debatiremos en los próximos párrafos, pero antes es conveniente recordar que aunque cada cirujano prefiere un tipo determinado de tendón para la reconstrucción del LCA, el cirujano actual de rodilla debe ser capaz de implantar más de un tipo de injerto, para poder seleccionar aquel que mejor se adapta a un paciente determinado.



Fig.3.9. Cintilla iliotibial y fascia lata. Memorial Sport Medicine Institute. Portland Physiotherapy. 2008.

3.8.- Comparación de los tipos de injertos.

Usualmente en la literatura científica relacionada con el LCA se acostumbra a denominar al injerto de tendón rotuliano con inserciones óseas de la rótula y de la tibia como injerto hueso-tendón rotuliano-hueso (en inglés, *bone-patellar tendon-bone*), por lo que en lo siguiente emplearemos el acrónimo BPTB para referirnos a este tipo de injerto. Usualmente, el BPTB se toma del tercio central de la rótula y es de 10 mm de ancho (figura 3.6.). De la misma forma emplearemos el acrónimo SG (semitendinoso-gracilis) para referirnos al injerto de los tendones de los músculos gracilis y semitendinoso, que como normalmente se presentan doblados (figura 3.10.) para aumentar su sección transversal y con ello su resistencia, lo denominaremos DLSG (del inglés, *double looped semitendinosus and gracilis*).



Fig.3.10. El tendón del gracilis con una disposición en dos haces. S. Plaweski. Technique de reconstruction du ligament croisé antérieur par les tendons de la patte d'oie.Maîtrise Orthopédique. 66, rue de Ponthieu. 75008 Paris. N°95. http://www.maitriseorthop.com/ . 2000.

A este último tipo también se le conoce como cuádruple, por quedar formado el injerto por cuatro miembros. Aunque es menos común, también se puede usar el tendón del semitendinoso por si sólo; en este caso se usa como, semitendinoso doble, DS (*doubled semitendinosus*), o triple, TS (*tripled semitendinosus*).

Para realizar la comparación entre ambos tipos de injerto es importante distinguir entre la fuerza del injerto sólo y la fuerza de extracción del injerto del sistema de fijación. Becker *et al.* (2001), ensayando sólo los injertos, encontró que el DLSG resiste mayor carga de rotura que el BPTB. Asimismo, Simonian *et al.* (1998), somete 6 especímenes (72 años de media) a ensayos cíclicos (1000 ciclos, 1Hz) de 0 a 300 N de fuerza y no observa diferencia significativa en deformación, tensión o módulo de elasticidad entre el DLSG y el BPTB. De ahí sostiene los excelentes resultados clínicos obtenidos con ambos tipos de tendones. Sin embargo, esta característica no es tan importante como inicialmente podría pensarse por dos razones:

 En una primera fase de la curación, cuando todavía no se ha producido la osteointegración (primeras semanas después de la reconstrucción) la fuerza necesaria para romper el injerto es mucho mayor que para extraerlo de su sistema de fijación al hueso, demostrable por el hecho de que en la práctica totalidad de los ensayos realizados por diversos autores, la reconstrucción se rompe por el sistema de fijación. Por tanto, no es relevante la fuerza del injerto por si solo, sino la resistencia del conjunto fijación más injerto.

2) Cuando se ha producido la osteointegración y la parte más débil de la fijación ya no es el punto de fijación, sino las zonas intermedias del injerto (según evidencias de Pinczewski *et al.*, 1997 en humanos, y Walton 1999 en ovejas), la resistencia propia del injerto debería ser un factor importante, siempre que las propiedades del injerto no cambien. Paradójicamente, esto no es lo que ocurre, ya que el injerto sufre una remodelación a nivel biológico de forma que cambia también sus propiedades biomecánicas (Frank *et al.*, 1997). Por tanto, tampoco es una variable de principal importancia la resistencia inicial del injerto, siempre y cuando supere el mínimo de los sistemas de fijación, cosa que ocurre con el BPTB y el DLSG.

A continuación vamos a comentar los resultados más destacados publicados acerca de la comparación entre la resistencia inicial entre el BPTB y el DLSG. Todos los estudios se llevaron a cabo sobre rodillas de cadáveres humanos.

Aune *et al.* (1998), con especímenes de 43 años de media, compara el injerto BPTB con el DLSG para un mismo sistema de fijación, un tornillo interferencial metálico, y concluye que tanto la fuerza como la rigidez inicial en el sitio de fijación del injerto DLSG implantado es apreciablemente menor que la del BPTB, y eso a pesar de que el sistema de fijación estaba especialmente diseñado para el DLSG. Sin embargo, Rowden *et al.* (1997) haciendo un estudio en 20 especímenes jóvenes (26 ± 6 años), llega a la conclusión de que la fuerza inicial de agarre para la reconstrucción del LCA con el injerto DLSG (fijado con broche proximal y suturas atadas a un poste) es un 50% mejor que el BPTB (fijados con tornillos interferenciales proximal y distalmente). Las rigideces iniciales obtenidas con ambos tipos de injerto fueron similares. En

consonancia con esto, Scheffler *et al.* (2002), con veinte especímenes de 39 años de media, encontró que la fuerza inicial de agarre era mayor para el DLSG (fijado con arandelas) que para el BPTB (fijado con tornillo interferencial). Sin embargo, la rigidez del BPTB es ligeramente mayor.

Stapleton *et al.* (1999) ensaya con especímenes jóvenes (de 18 a 55 años) los injertos DLSG, BPTB, DS, TS y el tendón del cuadriceps, usando diversos tipos de fijaciones. Los resultados de los diferentes tipos de injertos fueron similares y de adecuada resistencia inicial absoluta para poder llevar a cabo con ellos una reconstrucción del LCA. Asimismo, Steiner *et al.* (1994), ensayando con especímenes mayores (69.5 años de media) y usando diversas técnicas de fijación, obtuvo valores de resistencia de los injertos BPTB y DLSG comparables. También obtuvo una mayor rigidez con el BPTB.

En definitiva, se observa como la resistencia inicial de ambos tipos de injertos es comparable y adecuada para llevar a cabo la reconstrucción del LCA, siempre que se use la técnica de fijación adecuada. Esto explica porque Aune obtiene valores más bajos con el DLSG, utiliza un tornillo interferencial, que no es la técnica adecuada si se trata de buscar una alta resistencia inicial con este tipo de injerto.

Otra cuestión a destacar es la diferencia observada entre la resistencia inicial del LCA comparada con su reconstrucción. Rowden *et al.* (1997) y Scheffler *et al.* (2002) obtienen un valor medio de rotura del LCA intacto sobre los 2000 N; obteniendo asimismo que las rodillas reconstruidas, en el momento de la reconstrucción, sólo son capaces de soportar de un 20% a un 30% de esta fuerza. Por el contrario, Steiner *et al.* (1994) obtuvo una resistencia del LCA intacto sobre los 800 N, comparable a la de las reconstrucciones que realizó. Esta diferencia es muy probable que se explique debido a la edad de los especímenes usados, así mientras Rowden y Scheffler usaron especímenes jóvenes, Steiner utilizó ejemplares mayores.

3.9.- Ventajas e inconvenientes entre los diferentes tipos de injertos.

El BPTB presenta como ventaja el tener una pastilla ósea a cada extremo, lo que puede facilitar la rapidez de la osteointegración al ponerse en contacto hueso con hueso. Se utiliza generalmente para deportistas jóvenes de alto rendimiento gracias a su capacidad de carga hasta rotura, rigidez, calidad de la fijación conseguida con él, durabilidad y éxito en su revisión a largo plazo. Este injerto, además, permite que el tiempo para el inicio de las actividades deportivas de alto nivel sea el menor posible (Fu *et al.* 2000). Como inconveniente se ha detectado principalmente dolor patelofemoral, además, de otras complicaciones relacionadas con la debilidad de la zona donde se ha extraído el injerto, a saber, atrofia del cuadriceps, tendinitis rotuliana, rotura del tendón rotuliano y fractura de la rótula (Bonatus *et al.*, 1991; Brown (1) *et al.* 1993; Marder *et al.*, 1991, Rosemberg *et al.*, 1992, Sachs *et al.*, 1989, Saddemi *et al.*, 1993).

Los injertos procedentes de la pata de ganso (semitendinoso y gracilis, DLSG) presentan la ventaja de una menor incisión, un teóricamente menor dolor de la parte anterior de la rodilla y un mayor espesor de tendón en la articulación de la rodilla y en los túneles óseos practicados para colocar los injertos (Fu *et al.*, 2000, Limpscomb *et al.*, 1982, Yashuda *et al.*, 1995, Cross *et al.*, 1992). Como desventaja presentan un menor momento pico capaz de ser desarrollado por los músculos de la pata de ganso (Marder *et al.*, 1991). También se ha argumentado como desventaja la menor resistencia inicial de la fijación comparada con el BPTB, pero como hemos visto en el epígrafe anterior, esto es debido a la utilización del sistema de fijación no adecuado.

El tendón del cuadriceps se usa mucho menos como injerto que el BPTB o el DLSG y por ello ha sido mucho menos estudiado. Presenta como ventaja una porción de tendón potencialmente ancha con una pastilla ósea para su fijación en uno de sus extremos. Como posible desventaja se tiene el tamaño y la localización de la cicatriz necesaria para su obtención en el paciente (Fu *et al.*, 2000).

Como conclusión podemos quedarnos con lo dicho por Frank *et al.* (1997) y Fu *et al.* (2000), en sendos estudios donde se resume la información de una gran cantidad de artículos relacionados con el LCA. Estos autores concluyen que actualmente no hay razones de peso para decantarse unilateralmente por el uso de los tendones de la pata de ganso o por el tendón rotuliano con inserciones óseas. Asimismo, indican que ambos se presentan como soluciones adecuadas para la reconstrucción del LCA. El tendón del cuádriceps ha sido poco estudiado pero parece ser una solución válida desde el punto de vista biomecánico, pero con el problema de la morbilidad creada en la zona de extracción.

3.10.- Técnicas quirúrgicas de sustitución de LCA.

Las técnicas para la sustitución del LCA, pueden ser técnicas abiertas, como la artrotomía (abrir la rodilla con largas incisiones) y la miniartrotomía (en este caso la incisión es más pequeña) y la artroscópica (incisiones muy pequeñas). En la actualidad la mayor parte de los trabajos se refieren a técnicas artroscópicas, con diferentes injertos y tipos de fijación del injerto.

Las técnicas quirúrgicas de sustitución del LCA se llevan a cabo a través de túneles óseos que en su trayecto atraviesan el fémur y la tibia, como se ha indicado anteriormente, para fijar el injerto que va a cumplir las funciones del LCA hace falta un dispositivo que lo ancle de alguna forma a los túneles óseos femoral y tibial. La importancia del sistema de fijación es clave, sobre todo en las primeras semanas después de la intervención, pues durante este periodo es el sitio más débil de la reconstrucción, como ya se hizo notar al analizar los tipos de injerto. Ha quedado demostrado que la colocación final de la plastia debe reproducir al máximo, tanto como sea posible, la localización original anatómica del LCA (Khalfayan et al., 1996). De ello va a depender el pronóstico de la reparación.

Por otro lado, mantener una rodilla sin reparar su LCA roto es una actitud terapéutica controvertida y que conlleva riesgos demostrados de deterioro meniscal y cartilaginoso. (Angel et al., 1989, Mizuta et al., 1995). A diferencia de otras estructuras ligamentarías, en las cuales la respuesta inflamatoria a una agresión lleva a la larga a la recuperación de la función, el LCA responde de una manera diferente a la agresión, fracasando sus mecanismos de reparación, por lo que su tratamiento ante la rotura es casi siempre quirúrgico. (Lysholm et al., 1982; Brand RA, 2000; Murray et al., 2000)

Para la realización de la intervención se utilizan actualmente técnicas no invasivas, desarrolladas para disminuir el daño causado al mecanismo extensor y la cicatrización de la rodilla. Entre las dos técnicas usadas están la artroscopia y la miniartrotomía. (Ver figura 3.11.) La técnica artroscópica presenta las siguientes ventajas potenciales: incisiones cutáneas y capsulares más pequeñas, menor traumatismo del aparato extensor, mejor visualización de la escotadura intercondílea para la colocación del túnel y de los sitios de la inserción, menor dolor posquirúrgico, menor cantidad de adherencias, movimiento temprano y rehabilitación más sencilla. Sin embargo, a pesar de las ventajas antes esgrimidas, la artroscopia ha mostrado sólo pequeñas mejoras en la solución de los síntomas recientes postquirúrgicos cuando se la compara con la miniartrotomia (Buss et al., 1993, Cameron et al.; 1995, Raab et al.; 1993, Shelbourne(1) et al., 1993); de hecho, las diferencias en el uso de uno u otro método no son significativas si se hace un seguimiento a los dos años de la intervención (Harner et al., 1994; O'Neill et al.; 1996; Shelbourne(1) et al.; 1993).



Fig.3.11. Mini artronomia antero medial. Zárate Barchello, Adolfo. Evaluación funcional de la técnica quirúrgica de la plastia del ligamento cruzado anterior con tendón patelar a cielo abierto en pacientes con inestabilidad anterior crónica de rodilla. 2005

Entre los procedimientos endoscópicos destacan básicamente dos: la técnica endoscópica de incisión simple y la técnica de doble incisión asistida artroscópicamente. Al comparar estas dos técnicas, solo se han detectado pequeñas diferencias en los resultados a corto plazo, tanto en los subjetivos como en los objetivos (Arciero *et al.*, 1996; Harner *et al.*, 1994; O'Neill 1996).

3.11.- Descripción del tratamiento quirúrgico.

Las actuales técnicas mínimamente invasivas de reconstrucción resaltan la colocación anatómica de injertos ligamentosos, utilizando técnicas de fijación rígidas.

Teniendo en cuenta la cantidad de alternativas posibles para la reconstrucción del LCA (tipo de injerto, tipo de fijación, técnica quirúrgica, etc.) no se puede hablar de un tipo de operación, sino de múltiples. Sin embargo, todas las intervenciones quirúrgicas de este tipo tienen una serie de etapas comunes, como son la extracción del injerto, la apertura de los túneles óseos y la fijación del injerto. De esta forma, aún cuando la operación que se va a describir es la intervención artroscópica con injerto de los tendones de la pata

de ganso y fijación por tornillos interferenciales, los pasos que se comentan son relativamente generales para todos los tipos de intervenciones de reconstrucción del LCA.

3.11.1.- Preparación, posicionamiento y exploración bajo anestesia del paciente.

El paciente se coloca en posición supina sobre la mesa de operaciones (ver figura 3.12. A), y se procede a la limpieza del miembro afectado de raíz del muslo a dedos del pie, asepsia y antisepsia con alcohol yodado o iodopovidona alcohólica. (Calderón N., 2007). Posteriormente se pasa a la colocación de la pierna en su posición anatómica adecuada para la intervención (Ver figura 3.12 D, E y F). Previa a la intervención se le coloca un torniquete en la raíz del miembro (Calderón N. 2007), este dispositivo estrangulara el flujo de sangre a la pierna (Ver figura 3.12 B y C), este aspecto es importante porque va a limitar el tiempo de la intervención, por falta de irrigación en la pierna.



Fig.3.12. Fases previas a la operación de colocación y desinfección de la pierna. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

La repetición de los test clínicos de inestabilidad bajo anestesia peridural o raquidea es fundamental al desaparecer el control muscular. Confirmaremos la inestabilidad y confirmaremos la presencia de otras lesiones ligamentosas (internas, externas, posteriores, rotacionales) asociadas a la inestabilidad anterior. (Ver figura 3.13.).



Fig.3.13. Comprobación de la inestabilidad bajo anestesia general. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

3.11.2.- Valoración artroscópica.

El procedimiento de diagnóstico y la forma más frecuente de abordar la realización de la intervención es la endoscópica, es decir, con un aparato (endoscopio) que nos permitirá la visión interna de una parte del cuerpo, sin necesidad de practicar una gran abertura para acceder a la zona de operación. Las endoscopias realizadas en el interior de las articulaciones se denominan artroscopias, y el aparato, artroscopio.

En este procedimiento se emplea un pequeño tubo óptico iluminado (artroscopio) que se inserta en la articulación a través de una pequeña incisión practicada en ella. Las imágenes del interior de la articulación se proyectan en una pantalla y se utilizan para evaluar cualquier cambio degenerativo y, o artrítico en la articulación, para detectar enfermedades y tumores de los huesos y para determinar las causas de la inflamación o dolor de los huesos.

En esta técnica artroscópica, las imágenes se obtienen por un pequeño telescopio de fibra óptica, que como hemos indicado se inserta en una articulación. A continuación, se inyecta fluido en dicha articulación, para distenderla y permitir la visualización de las estructuras internas de la articulación. Usualmente, la cirugía se va viendo en un monitor, de forma que todo el equipo médico puede ver el procedimiento que se lleva a cabo. (Ver figura 3.14.).

Los artroscopios son de aproximadamente 5 mm de diámetro, por lo que las incisiones necesarias son muy pequeñas. Por esta razón, la artroscopia es mucho menos traumática para los músculos, ligamentos y tejidos que el método quirúrgico tradicional de abrir la rodilla con largas incisiones (artrotomía).



Fig.3.14. Realización de la artroscopia de rodilla. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

En la artroscopia para la intervención de insuficiencia cruzada de rodilla, se marcan los lugares de las incisiones y los portales artroscópicos sobre la piel con un rotulador marcador y se realizan las incisiones. El portal de la cámara está colocado lateralmente al tendón rotuliano a la altura de la parte baja de la rótula. El portal de trabajo se encuentra por la parte medial del tendón rotuliano, justo por encima del eje de la articulación. El procedimiento completo se puede realizar sin torniquete si las incisiones y la articulación de la rodilla se infiltran con una solución adecuada.

Se valorará tanto el estado del LCA como de las lesiones complementarias meniscales y cartilaginosas. En la figura 3.15., se ve la

importancia de la palpación para la valoración de la competencia del LCA, en esa figura el apartado A denota que la rotura fue reciente y se aprecia la sangre. Practicaremos su tratamiento artroscópico independientemente de la ligamentoplastia. El menisco será tratado mediante meniscectomía o sutura meniscal. Las lesiones cartilaginosas se tratarán mediante limpieza, fijación cartilaginosa, microfracturas o incluso trasplante cartilaginoso según el aspecto de la lesión



Fig.3.15. Visión artroscópica de una rotura reciente del Ligamento Cruzado Anterior. http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/tratamiento_inestabilidad_rodilla/cirugia_inestabili dad_anterior_rodilla

3.11.3.- Extracción de la plastia.

En el caso de realizar una plastia autóloga, se practicará la extracción seguida de preparación con el instrumental específico, la cual se va a colocar para ejercer las funciones del LCA roto. Si el injerto a colocar es un aloinjerto procedente de un donante la extracción del mismo no forma parte de la intervención. Sin embargo, usualmente los injertos son tendones autólogos, es decir, del propio paciente. Los tipos de injerto utilizados son muy variados, como se ha visto en los epígrafes anteriores, siendo los más usuales el tendón rotuliano con inserciones óseas (BPTB) y los tendones de la pata de ganso. Como también se ha comentado anteriormente, debido a que la extracción del BPTB implica siempre, en mayor o menor medida, morbilidad en la zona de
extracción del injerto, se ha tendido hacia el uso de los tendones de la pata de ganso. Por esta razón, aquí se va a describir la intervención realizada con tendones de la pata de ganso, semitendinoso-gracilis (SG).

Para obtener los tendones de la pata de ganso, la pierna se rota hacia el exterior y la rodilla se flexiona a 60°. La piel se secciona 2 cm distalmente y 1 cm medialmente a la tuberosidad de la tibia, a lo largo de las líneas de Langer, aproximadamente unos 4 cm (figura 3.16.). La incisión debe estar centrada sobre la parte inferior de la pata de ganso, cuyo margen superior frecuentemente puede ser palpado con bastante claridad bajo la piel. La capa más superficial de la pata de ganso, la delgada fascia del músculo sartorio, se abre en línea con la inserción de la piel. Los tendones gracilis y semitendinoso pueden ser identificados palpándolos en donde se separan y pasan sobre el borde posteromedial de la tibia. En este momento hay que decidir si se va a utilizar el tendón semitendinosos solamente o el gracilis y semitendinoso conjuntamente. En cualquier caso los pasos a seguir son similares. Describiremos la extracción del tendón semitendinoso solamente.

El tendón que se encuentra en la posición inferior, el semitendinoso, se separa de la parte posterior de la incisión usando un gancho de tendones y un clamp curvo, como se observa en la figura 3.16. Acto seguido, se libera el tendón. Todas las hojas tendinosas de la fascia del músculo gastrocnemio medial deben de ser identificadas y seccionadas. Se tira del tendón todo lo lejos posible hacia fuera de la herida y se coloca un seccionador de tendones proximalmente a todas las fibras del tendón, como se aprecia en las figuras 3.16. y 3.17.













Ē

Fig.3.16. Primeros pasos para la extracción de la plastia. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.



Fig.3.17. Fases finales de la extracción de la plastia. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

Con ligeros movimientos oscilantes se va avanzando hasta aproximadamente 17 cm de longitud y entonces se secciona el tendón. La parte distal del tendón, todavía unida al músculo, puede ser liberada de los tejidos blandos usando la hoja de unas tijeras grandes.

3.11.4.- Preparación de la plastia.

Una vez finalizada la extracción de los tendones, se continúa con la preparación de los mismos con el instrumental específico. (Ver figura 3.18).



Fig.3.18. Preparación de la plastia. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

Extraído el o los tendones, se procede a la limpieza de los mismos. Esta operación consiste en quitarle los restos de otros tipos de tejidos blandos y cuerpos extraños que estén unidos al tendón (Ver figura 3.18).

Una vez limpios los tendones se doblan y agrupan en ramales con la longitud adecuada para sustituir con éxito al LCA. (Ver figura 3.19.). A continuación, se unen los extremos de los tendones con hilo de sutura.



Fig.3.19. Los dos tendones de la pata de ganso saturados juntos (A). Esquema de los pasos de preparación (B).

Plaweski S. Technique de reconstruction du ligament croisé antérieur par les tendons de la patte d'oie. Maîtrise Orthopédique N° 95. 2000.

Finalmente obtendremos una plastia que mediremos cuidadosamente tanto en su longitud como en su grosor (Ver figura 3.20). Normalmente necesitamos una plastia de al menos 7 mm de diámetro y 100 mm de larga, siendo muy frecuente obtener diámetros de 9 ó más milímetros de diámetro. La longitud total del injerto conviene que no sea menor de 85 mm, una longitud óptima debería ser 110 mm (Plaweski S., 2000).



Fig.3.20. Medida del la longitud y diámetro de los tendones. Plaweski S. Technique de reconstruction du ligament croisé antérieur par les tendons de la patte d'oie. Maîtrise Orthopédique n°95. 2000.



Fig.3.21. Banco de trabajo para la pretensión de los injertos. Atson W. Biolaster. Andoain. Gipuzkoa. 2009.

Los tendones limpios, suturados y doblados con la longitud adecuada para sustituir con éxito al LCA, se sitúan sobre un marco de preparación de injertos (figura 3.21), donde para evitar la relajación viscoelástica, son pretensados (Graf et al., 1994), dejándolos preparados para su inserción ó en otras ocasiones simplemente se cubre con una esponja húmeda y se almacena hasta su inserción en los túneles óseos. De ninguna manera el injerto se debe sumergir en solución salina, esto puede ser la causa de hinchazón. (Plaweski S., 2000).

3.11.5.- Eliminación del LCA roto.

Mientras se prepara el injerto por un ayudante, el cirujano puede comenzar la artroscopia. El artroscopío se introduce por un portal lateral situado por la parte superior infrarrotuliana. Tenemos el portal de trabajo medial bajo, que esta situado justo por encima de la línea de la articulación, a través de este portal se procede a eliminar todos los tejidos blandos y restos remanentes del LCA roto, tanto tibial como femoral, esto se realiza mediante una cauterización o quemado de estas partes blandas, restos de los ligamentos, grasas, etc, los cuales son arrastrado por medio de una circulación de agua, con esto obtenemos una buena visión de la zona. Además nos permite despejar una zona, para obtener una colocación isométrica de la plastia, ya se ha indicado que el lugar de posicionamiento de los ligamentos es importante, y están bien descritos en la literatura; se han diseñado diversos materiales accesorios precisos para encontrar estos puntos y la gran mayoría de ellos han sido fabricados para procedimientos artroscópicos (Calderón N, 2007; Barry P et al., 2001). Si la visión de la parte posterior de la escotadura intercondílea es insuficiente, se deben eliminar 2 o 3 mm de hueso de la pared lateral. (Ver figura 3.22.).



Fig.3.22. Cauterización y limpieza con agua de los tejidos blandos. Fotos realizadas por el autor en una operación realizada por el Dr. Garcés.

El techo de la escotadura intercondílea está inclinado 40° con respecto del eje longitudinal del fémur, de modo que cuando la rodilla se encuentra en extensión completa, el techo se aproxima a la superficie anterior del LCA. Esta estrecha relación del LCA con el techo de la escotadura intercondílea favorece con frecuencia la ruptura del ligamento en las lesiones por hiperextensión de la rodilla. En la hiperextensión, el techo de la escotadura hace palanca sobre la porción media del ligamento y puede provocar su ruptura (Sisk, 1993), como se aprecia en la figura 3.23. En el caso de insuficiencia crónica del ligamento cruzado anterior, el agrandamiento de la escotadura intercondílea (plástica de la escotadura) se convierte en una valiosa etapa de la intervención.



Fig.3.23. Efecto de palanca de la escotadura intercondilea sobre el LCA en la hiperextensión. De Campbell Cirugía Ortopédica. Editorial médica Panamericana, S.A. Buenos Aires. Argentina. 1992. © Elsevier.

3.11.6.- Realización de los túneles femoral y tibial.

Verificada la posición del punto isométrico tibial, es el momento de realizar los túneles óseos, tibial y femoral, por donde va a pasar el injerto. Dependiendo del tipo de técnica elegida se puede realizar primero el túnel tibial y después el femoral, o viceversa. Es muy importante que los túneles se realicen en su posición adecuada, pues se ha demostrado que el error operativo más común es la localización excesivamente anterior del túnel femoral, del tibial, o de ambos conjuntamente (Frank y Jackson, 1997; Fu *et al.*, 2000).

La colocación de los túneles femoral y tibial tratan de restaurar lo mejor posible la anatomía original del LCA, y así restablecer su función biomecánica lo más fielmente posible. Con ello se limita el estiramiento y daño al injerto, y el constreñimiento de la rodilla, que da lugar a pérdida de movilidad y fallo del injerto (Frank y Jackson, 1997; Fu *et al.*, 2000). Sin embargo, y a pesar de consideraciones biomecánicas (Penner *et al.*, 1988; Raunest, 1991), los ensayos clínicos han demostrado que la colocación del injerto de LCA sobre la parte superior del condilo femoral lateral es similar a aquellos en los que el túnel femoral se ha practicado en la inserción anatómica del LCA original (Fleming *et al.*, 1992; Gómez *et al.*, 1990; Jonsson *et al.*, 1994; Karlson *et al.*, 1994).

El efecto de la posición del comienzo del túnel tibial sobre la longitud del túnel femoral, cuando éste último se realiza alineado con el tibial, es muy importante solo un túnel femoral de unos 50 a 60 mm es correcto (Brown y Sklar, 1999), la obtención de túneles femorales muy largos o cortos pueden tener consecuencias en la restauración biomecánica de la rodilla.

Túnel Tibial: Para la adecuada localización del túnel que se va a practicar en la tibia se puede utilizar una guía tibial o compás con un ángulo de 40 a 45 grados par alcanzar el punto isométrico tibial, que esta situado a 7 u 8 mm delante del LCP, la longitud del túnel abierto en la tibia debe tener entre 35 y 45 mm de longitud. La secuencia queda registrada en la figura 3.24.

Con ayuda de una guía tibial, practicaremos un canal del mismo tamaño de la plastia. El canal se inicia en cara anterointerna de la tibia y va a terminar en la inserción tibial del LCA. Utilizaremos primero perforación con una aguja fina para ampliar el túnel con una broca acanalada del diámetro adecuado. (Ver figura 3.25.).



Fig.3.24. Colocación de la guía y realización del túnel tibial. Arthrex, Inc. Corporate. http://www.arthrex.com/aboutus/contact/index.cfm . Animation of ACL Using Transfix. Florida. USA.



Fig.3.25. A: Colocación de la guía tibial y colocado de aguja. B: Pasado de la broca, del mismo diámetro de la plastia de sustitución del LCA. Atson W. Biolaster. Andoain. Gipuzkoa. 2009.

Túnel femoral: La realización del túnel femoral puede llevarse a cabo a través del túnel tibial (figura 3.26. B), primero limpiaremos y en su caso ampliaremos la escotadura intercondilea del fémur muchas veces estrechada en las inestabilidades crónicas. La visión completa de la escotadura es esencial para colocar la plastia adecuadamente.

A través del túnel tibial, realizaremos el túnel femoral. La elección del punto femoral (punto isométrico) es esencial para la dinámica de la plastia. (Ver figura 3.26 A). La rodilla tiene un eje de giro donde, de forma obligada, debe de estar fijada la plastia. La localización del punto isométrico ha sido objeto de numerosos estudios y se localiza en la zona posterior del cóndilo externo junto al casquete condral posterior dejando un pequeño puente óseo lo suficientemente resistente para que no se fracture durante la fijación de la plastia.



Fig.3.26. A. La elección del punto femoral. B. El túnel femoral y la distancia de "seguridad" al borde posterior del cóndilo externo. Atson W. Biolaster. Andoain. Gipuzkoa. 2009.

3.11.7.- Introducción de los injertos en los túneles.

Para colocar el injerto a través de los túneles óseos, y su posterior fijación, se puede hacer de muy distintas maneras, dependiendo del tipo de fijación que se vaya a utilizar. En el caso de utilizar tornillos interferenciales tanto en la tibia como en el fémur se puede proceder de la siguiente manera: se inserta una aguja en el túnel femoral con una sutura doble (sutura de arrastre) enhebrada en su ojal. A continuación, se tira de ella hasta formar un lazo, atravesando el túnel femoral. Una vez realizado esto, se pasa el injerto a través de la incisión de la rótula hasta alojarlo en el túnel tibial con ayuda de una guía. Se pasan las suturas propias del injerto a través de la sutura de arrastre, y tirando de ella a la salida del túnel femoral. En la figura 3.27. se puede ver el proceso descrito.



Fig.3.27. A. Inserción de la sutura de arrastre. B. Sutura de arrastre colocada. C. Inserción tibial del injerto. D. Enhebrado de suturas. F. Colocación femoral del injerto. De Kruzlifix´s ACL reconstruction. http:// www. staehelin.ch. © 1998 Andreas C. Staehelin, Basel, Switzerland

3.11.8.- Fijación de la plastia.

La fijación de la plastia en el lado femoral puede hacerse de diferentes formas como técnicas de suspensión (tenosuspensión) mediante clavos transversales que se colocan en el cóndilo externo y de donde "cuelga" la plastia (Ver figura 3.28) o la utilización de tornillos que bloqueen la plastia en el interior del túnel óseo (tornillos interferenciales metálicos o bioabsorbibles) o (Ver figura 3.29. A).



Fig.3.28. Dispositivo metálico perpendicular al eje femoral. S. Plaweski. Technique de reconstruction du ligament croisé antérieur par les tendons de la patte d'oie.Maîtrise Orthopédique. 66, rue de Ponthieu. 75008 Paris. N°95. http://www.maitrise-orthop.com/. 2000.

La fijación tibial suele hacerse con tornillo interferencial al que suele asociarse, especialmente en la plastia de 4 bandas, con una grapa metálica. (Ver figura 3.29 B).



Fig.3.29. A. Fijación de una plastia de 4 bandas en su inserción femoral mediante un tornillo reabsorbible de ácido poliláctico. B. Fijación tibial. Véase el grapado en la cortical ósea tibial. http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/tratamiento_inestabilidad_rodilla/cirugia_inestabili dad_anterior_rodilla

3.11.9.- Cuidados finales.

Además de la ubicación del injerto, la tensión aplicada al injerto de reemplazo en el momento de la fijación, puede alterar significativamente la cinemática articular y las fuerzas in situ del injerto durante la movilización de la rodilla. Una baja tensión inicial del injerto no proveería estabilidad articular. Una excesiva tensión inicial del injerto puede restringir la movilidad articular y comprometer la supervivencia del injerto.

Comprobaremos mediante tracción de la plastia la estabilidad y la fortaleza del conjunto (Ver figura 3.30.). También valoraremos mediante flexoextensión que la plastia mide lo mismo en cualquier grado de la misma (isometría), para garantizar que se mantiene con el mismo grado de tensión y por lo tanto es capaz de estabilizar la rodilla en cualquier posición articular. Verificaremos si la plastia roza en algún punto, especialmente en el borde superior de la escotadura o en alguna irregularidad del cóndilo. Cerraremos las heridas cutáneas, colocando un vendaje compresivo suave.

A los injertos se les debe aplicar una tensión inicial. El objetivo de aplicar tensión al injerto es restablecer y mantener la estabilidad normal de la articulación, eliminando la movilidad del eje y restaurando el rango normal de los movimientos óseos (Frank y Jackson, 1997). Si la tensión en el injerto es insuficiente, puede darse el caso de que continue la inestabilidad (Fu *et al.*, 2000). Sin embargo, la aplicación de una tensión excesiva al injerto puede restringir la movilidad y crear una rigidez anómala de la articulación, produciendo tensiones anormales en el cartílago articular y en el menisco, que pueden potencialmente interferir en la revascularización del injerto (Yoshiya *et al.*, 1987). Además, puede acelerar la artrosis de la rodilla (Fu *et al.*, 2000).

La tensión aplicada al injerto es uno de los factores fundamentales en la reconstrucción ya que el desplazamiento final dependerá de ésta. (Matsumoto et al., 1999)

El protocolo óptimo y la restauración del patrón tensión a aplicar no ha sido definido todavía (Bergfeld J. et al. 2008; Nabors *et al.*, 1995; Stewart *et al.* 1993), y probablemente varíe con el individuo, una tensión inadecuada es una causa potencial de fracaso del injerto de LCA (Peña E et al., 2006). Las máximas propiedades biomecánicas, todos los miembros del injerto deben estar igual de tensionados (Hammer *et al.*, 1999; Magen *et al.*, 1999; To *et al.*, 1999).



Fig.3.30. Tensión del injerto a través del túnel tibial con la porción femoral fija. Ilizaliturri Sánchez VM, Ilizaliturri ValverdeVM, Almazán Díaz A, Delgado Cedillo E Artrometría en la evaluación pre, trans y postoperatoria en la reconstrucción artroscópica del ligamento cruzado anterior. http://www.medigraphic.com/pdfs/endosco/ce-2001/ce011f.pdf

3.11.10.- Cicatrización de la plastia.

Toda plastia implantada sigue el siguiente proceso de maduración: necrosis avascular, revascularización, proliferación celular y remodelado. Estos estadios pueden no tener un desarrollo escalonado y varios concurrir al unísono. El tiempo de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, esta entre los 3 y los 12 meses, pudiendo afirmar de que después de los 12 meses, la madurez se asemeja a un injerto de ligamento cruzado anterior normal (Falconiero RP et al., 1985). Esto nos sugiere que exigir mucho a la plastia entre el 4º-6º mes pueden conllevar un riesgo de estiramiento y ruptura de la plastia. Estos aspectos, extrapolados de estudios con animales, pueden tener una distinta evolución en humanos. Existen estudios que sugiere la revascularización desde la 3ª semana, el remodelado entre 2 y 10 meses (Rougraff et al., 1993) y habla de una mejor predisposición de la plastia huesotendón-hueso para la rehabilitación acelerada, y unos 3 años para que la plastia sea histológicamente como un ligamento. Un trabajo más reciente apunta sobre la posibilidad de que a los 6 meses, las plastias se comporten tanto a nivel de vascularización como de tejido colágeno igual que el ligamento normal. (Noyes et al., 1984, Woo et al., 2002). Esto último parece estar favorecido por una rápida participación en la actividad física que estimularía un incremento del metabolismo que aumentaría la síntesis de colágeno y el aumento de fuerza y tamaño de la plastia.

Por tanto, la revascularización del neoligamento es asegurada por el ligamento adiposo y los orificios o túneles óseos. La revascularización parece ser rápida ya que a las 3 semanas en el caso del hombre, se objetiva una revascularización de la superficie del transplante (en el caso del 1/3 medio de tendón rotuliano). En esta fase aparecerá un aumento importante de neovasos y de la celularidad (células inflamatorias, fibroblastos) y del metabolismo. Esta fase de revascularización se acompaña de una bajada de las propiedades mecánicas durante al menos las 6 primeras semanas y será seguido por una fase de aumentación progresiva de su resistencia (Arnocsky, 1997).

3.11.11.- Cuidados postoperatorios.

Normalmente el paciente es dado de alta hospitalaria en algunas horas colocando una rodillera en extensión que mantenemos para andar durante 2 semanas. (Ver figura 3.31.) Auque una vez realizada la intervención se puede optar por la inmovilización de la articulación o por un programa de rehabilitación con movimiento y carga progresiva según nos decantemos por un protocolo clásico o actual (Soler et al., 2004).

Existen una gran variedad de protocolos de rehabilitación, y variaciones de los dos nombrados como clásico y actual y en muchos casos dependen las modificaciones dependen del cirujano, pero los dos prototipos son:

Tratamiento Clasico. (Paulos et al., 1981).

- 1.- Respeto radical de la plastia.
- 2.- Retraso en el tiempo del objetivo de alcanzar arcos máximos.
- 3.- Retraso en el desarrollo de la fuerza.
- 4.- Duración del tratamiento muy prolongado.

Tratamiento actual. (Shelbourne et al., 1990).

- 1.- Extensión completa de rodilla precoz
- 2.- Realización de trote a las seis semanas.

3.- Incorporación a la actividad laboral ó deportiva hacia el cuarto mes tras la reconstrucción.

No obstante muchos aspectos del programa postoperatorio siguen resultando controvertidos, las evidencias indican que la rehabilitación intensiva puede prevenir la artrofibrosis prematura y que restaura más rápidamente la resistencia y la funcionalidad (Paulos y Stern 1993; Shelbourne y Nitz, 1990; Shelbourne y Wilckens, 1990; Shelbourne *et al.*, 1991). Mientras no se realicen

experiencias más cuidadosamente diseñadas, el protocolo óptimo de rehabilitación seguirá resultando controvertido (Frank y Jackson, 1997).



Fig.3.31. Rodillera para la recuperación de LCA. rodillera-brauerfeind. www.ppadel.com

Se permite el apoyo parcial inmediato y ejercicios isométricos, existen técnicas como la electroestimulación muscular (La electroestimulación es la técnica que utiliza la corriente eléctrica, para provocar una contracción muscular) que pueden ayudar en la buena evolución del proceso de recuperación. Una vez retirados los apósitos, se inicia la flexo-extensión y la actividad. Los trabajos sedentarios y la conducción se permiten a partir de la 4ª semana precisando al menos 90º de flexión. Como ya se ha explicado en otros apartados, las ligamentoplastias pueden considerarse fijadas entre las semanas 3 a 6 permitiéndose la bicicleta estática y la utilización suave de pesos a partir de ese momento. Normalmente se permite carrera continua al tercer mes y la actividad deportiva de giro y contacto a partir del sexto mes aunque naturalmente los plazos variarán a criterio del cirujano, dependiendo del grado de inestabilidad, la fortaleza de los tejidos y de la fijación de los mismos, la técnica utilizada así como la escuela y los protocolos desarrollados en cada servicio de fisioterapia.

En el postoperatorio, es posible soportar peso (parcialmente) sobre la pierna operada, utilizando muletas los primeros 7 a 10 días después de la

cirugía. Cuando el paciente se encuentre cómodo, se dejarán de usar muletas. La terapia de rehabilitación supervisada por los médicos, formada por un plan de ejercicios, se comienza habitualmente el segundo o tercer día después de la operación.

Adicionalmente, se puede aplicar a la pierna lesionada un aparato de movimiento continuo pasivo en el postoperatorio. Muchos pacientes usan este dispositivo mientras duermen las primeras dos semanas. El aparato mueve lentamente la rodilla, reduciendo así el riesgo de rigidez y pérdida de movilidad. Después de un periodo de 6 a 10 semanas de terapia médicamente supervisada, muchos pacientes se apuntan a un programa autodirigido de ejercicios, que pueden llevar a cabo en un gimnasio. Al plan de ejercicios se le pueden añadir estiramientos cuando se alcanza el rango completo de movimientos, normalmente después de un mes.

Inicialmente los protocolos eran absolutamente limitantes. En el siglo pasado, los protocolos descritos limitaban la movilidad, impedían el apoyo y obligaba al uso prolongado de muletas. En 1990, Shelbourne y Niz revolucionan la rehabilitación, con un protocolo que pretende incorporar a los atletas a actividades deportivas en 8 semanas, aplicando un programa que se caracteriza por la rápida recuperación del rango de movimiento articular (ROM) y el apoyo casi inmediato (Shelbourne et al., 1990).

CAPÍTULO

Materiales utilizados y sistemas de fijación del LCA.

4.1.- Introducción.

Vamos a ver los sistemas de sujeción del LCA, así como los materiales en los que se fabrican estos dispositivos de fijación, nos centraremos primero en este aspecto de los materiales para luego enumerar y estudiar cada tipo de fijación detenidamente.

Se han desarrollado muchos sistemas y analizaremos las características de cada modelo y las indicaciones precisas para cada combinación, pero todos tienden a técnicas mínimamente invasivas de reconstrucción y a una colocación anatómica de los injertos ligamentosos, utilizando técnicas de fijación rígidas. Actualmente existen muy variados dispositivos comerciales para la fijación del LCA. Todos ellos han sido desarrollados y validados experimentalmente y se distribuyen por distintas compañías de fabricantes. Cada uno de estos dispositivos o las técnicas asociadas para colocarlos, presenta problemas, que van desde el número excesivo de incisiones que hay que realizar, hasta la escasa fuerza de agarre y rigidez que presentan.

Idealmente las características deseables para un sistema de fijación de injertos de LCA son las siguientes:

1) Gran capacidad de fijación inicial. Hasta que no se produce la integración biológica, toda la transmisión de carga desde el injerto de LCA al hueso, pasa por el dispositivo de fijación. Como el mejor método de recuperar la funcionalidad de la rodilla se produce con un programa de rehabilitación precoz, es muy importante que el sistema de fijación sea capaz de resistir estos esfuerzos tempranos. Además, una buena resistencia inicial protege contra un estrés súbito de media intensidad.

2) Capacidad de aguantar esfuerzos cíclicos sin pérdida de propiedades. Teniendo en cuenta que el programa de rehabilitación consiste en aplicar cargas de forma repetida, está clara esta necesidad.

3) Construcción de rigidez similar al del LCA original. Es importante no perder de vista que el objetivo que se persigue con una reconstrucción del LCA es la recuperación funcional del paciente y, por tanto, reducir la inestabilidad articular. Para conseguir esta meta, lograr una rigidez lo más parecida posible al LCA intacto es más importante que alcanzar su resistencia última (Ishibashi *et al.*, 1997; To *et al.*, 1999). Debido a que la rigidez de la fijación femoral es de 4 a 40 veces menor que la rigidez del injerto (To *et al.*, 1999), para incrementar la rigidez de la plastia de LCA es mejor seleccionar métodos de fijación con elevada rigidez que no tratar de disminuir la rigidez del injerto, disminuyendo su longitud o aumentando su área transversal.

4) Capacidad de absorción por el cuerpo. Cualquier tipo de fijación de injertos de LCA debe ser útil hasta que se produzca la osteointegración entre el tendón y el hueso. A partir de ese momento, la unión pasa a ser biológica y las fijaciones no ejercen función alguna. De este modo, lo mejor es que desaparecieran solas, dejando así más espacio para el crecimiento óseo. Además, en el caso de necesitarse una cirugía de revisión, la presencia del

sistema de fijación puede ser molesta. Otras veces, debido a los problemas que crea el elemento de fijación, es necesario quitarlo, provocando otra intervención quirúrgica. Otro problema que se presenta es la interferencia que crean los cuerpos metálicos cuando se desea realizar un diagnóstico por imagen. Todos estos problemas serían eliminados si el dispositivo de fijación fuera siendo absorbido por el organismo a medida que se produce la osteointegración del injerto, de forma que quedara un resultado lo más parecido posible al LCA original. Esta característica no sería aplicable a injertos sintéticos, pero como se ha comentado en el segundo capítulo, este tipo de injertos está desaconsejado.

5) Bajo daño al injerto. Estimamos, aunque no ha sido suficientemente demostrado, que un injerto al que se le produce un bajo daño, se osteintegrará con el hueso de forma más rápida y aceptable que otro que sufra cortes o desgarros en su colocación.

6) Técnica quirúrgica poco agresiva. Cuanto menor número de incisiones y de menor tamaño haya que realizar para llevar a cabo la intervención, más probable será la baja morbilidad asociada y la pronta recuperación del paciente.

7) Facilidad de extracción. En el caso de que, durante la colocación o una vez colocado el injerto, se haga necesario quitar el sistema de fijación por rotura o mala colocación del propio sistema de fijación o del injerto, es necesario que se pueda efectuar esta operación de manera rápida y efectiva.

En el presente capítulo se describen los tipos de fijación existentes. Para ello, se expone primeramente un breve estudio de los materiales que son susceptibles de ser utilizados en fijaciones biológicas. A continuación, se describen los sistemas actuales de fijación del LCA y, finalmente, se realiza un análisis crítico de estos sistemas de fijación.

4.2.- Biomateriales implantables utilizados en la fijación de la plastia.

Un aspecto fundamental, en el momento de fabricar el artilugio a implantar es el de la elección del material con el que se va a fabricar, ya que es está característica la que determina aspectos fundamentales tales como la aceptación del nuevo cuerpo extraño por parte del organismo, es decir, el material debe ser biocompatible ya que de lo contrario sería rechazado por el cuerpo con las consiguientes consecuencias negativas, desde el punto de vista médico. Por otro lado el material debe poseer una serie de propiedades mecánicas que aseguren su perfecto funcionamiento e impida el deterioro del mismo en un plazo de tiempo considerado.

Existen numerosos intentos, en la literatura biomecánica, para definir los requisitos que han de satisfacer los materiales implantables. Generalmente, estos requisitos pueden ser clasificados en dos grandes grupos:

- Los relacionados con la compatibilidad entre el material y los tejidos con los que se haya en contacto.

- Los vinculados a las propiedades mecánicas de material necesarias apara cubrir los objetivos marcados.

La resistencia de los implantes viene condicionada a que dentro del cuerpo van a tener que aguantar una serie de agresiones mecánicas causadas por el peso del cuerpo del individuo y las fuerzas musculares y otras agresiones químicas por la naturaleza de los líquidos orgánicos (López Navarro T. Orígenes de la formabilidad de los metales en frío. Editorial Prensa XXI. Barcelona, 1984).

La influencia de las características y factores, que van a ser descritos seguidamente, en el éxito o rechazo de un implante es obvia pero no

totalmente objetivable con los conocimientos que actualmente se disponen. Efectivamente, no es posible, o al menos resulta muy difícil, predecir la reacción de un determinado tejido ante un material implantado, lo mismo que es difícil prever la corrosión de este mismo material. Paralelamente, las condiciones mecánicas a las que se hallan sometidos los implantes, una vez se han ubicado en el organismo, son conocidas con una aproximación somera.

La naturaleza y la magnitud de las solicitaciones actuantes sobre los implantes resultan muy difícil de medir y, sobre todo, es prácticamente imposible generalizar a partir de los escasos datos disponibles, ya que cada caso es un problema, con particularidades propias, que han de estudiarse aisladamente. De ahí que conceptos como el diseño ante la rotura, los coeficientes de seguridad y la elección de materiales no puedan establecerse sobre la base de conocimientos técnicos fiables.

El primer requisito que debe evaluarse cuando se trate de enjuiciar si un material determinado puede ser implantable o no, es la biocompatibilidad. La repulsa del organismo a un cuerpo extraño es señal de una incompatibilidad biológica, lo que vulgarmente se conoce con el nombre de rechazo. Si el requisito de la compatibilidad se satisface, pueden comprobarse con sentido el resto de restricciones, puesto que, en caso contrario, es tiempo perdido. El concepto de compatibilidad hace referencia, tanto al efecto del material en los tejidos biológicos que lo rodean, como el posible deterioro que este material puede experimentar como consecuencia de hallarse implantado en un medio agresivo, como es el biológico.

Los biomateriales deberían tener una resistencia mecánica y unas propiedades a fatiga y físicas adecuadas, para cada aplicación, y deberían ser químicamente inertes y estables, y no provocar reacciones alérgicas, carcinógenas o tóxicas. Además, deben ser elegidos teniendo en cuenta el bajo coste y el diseño adecuado (Dejoz en *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación;* Prat *et al.*, 1999).

89

Generalmente se emplean los metales y cerámicas para implantes que soportan cargas moderadas y altas, mientras que los elastómeros, plásticos y carbones se suelen utilizar para sustituir tejidos blandos e implantes en contacto con la sangre.

El término *biomaterial* designa a los materiales biológicos comunes tales como piel, madera, o cualquier otro de origen no biológico utilizados en la fabricación de dispositivos que interactúan con sistemas biológicos y que se aplican en diversas ramas de la medicina. En otros términos, un biomaterial es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo (Abraham et al., 1998)

Debido a que los biomateriales restauran funciones de tejidos vivos y órganos en el cuerpo, es esencial entender las relaciones existentes entre las propiedades, funciones y estructuras de materiales biológicos, por lo que son estudiados bajo tres aspectos fundamentales: materiales biológicos, materiales de implante y la interacción existente entre ellos dentro del cuerpo.

Los requisitos que debe cumplir un biomaterial son:

- 1. Ser biocompatibles, es decir, debe ser aceptado por el organismo.
- 2. No ser tóxico, ni carcinógeno.
- 3. Tener una resistencia mecánica adecuada.
- 4. Tener un tiempo de fatiga adecuado.
- 5. Tener densidad y peso adecuados.
- Ser relativamente barato, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción en gran escala.

Existen cuatro grupos de materiales sintéticos usados para implantación: metálicos, cerámicos, polímeros y compuestos. A continuación se muestran

algunas ventajas y desventajas de los distintos tipos de biomateriales utilizados.

4.2.1.- Biomateriales metálicos.

Es bien conocido que la corrosión es un problema general de los metales, más aún si están inmersos en un medio hostil como es el organismo humano, y a temperaturas del orden de 37 °C., este es el factor principal que determina la utilización de los mismos como implantes; este mecanismo de corrosión deteriora el material y el implante se debilita mientras que al mismo tiempo los producto de la corrosión que se liberan a los tejidos circundantes producen efectos adversos. Los metales empleados como implantes han sido muchos históricamente, aunque en la actualidad el número de ellos y las aleaciones que se utilizan de manera habitual es bastante limitado, teniendo todos ellos en común una buena resistencia a la corrosión. Los metales más utilizados como implantes son el acero inoxidable, aleaciones base cromocobalto y el titanio y sus aleaciones. Otros metales en menor medida son el tantalio y metales nobles como platino y oro.

Aceros inoxidables.

Los primeros aceros inoxidables que se utilizaron para implantes fueron los austeníticos 18%Cr – 8%Ni (AISI 304). Posteriormente se añadió Mo para mejorar la resistencia a la corrosión en agua salina. En la actualidad se utilizan aceros del tipo AISI 316 y 316L, con contenidos en carbono inferiores al 0,08 y al 0,03% respectivamente.

Los aceros inoxidables martensíticos se utilizan para la fabricación de material quirúrgico dada su extremada dureza. Por su parte, los aceros inoxidables ferríticos, auque poseen una buena resistencia a la corrosión bajo tensiones, tienen propiedades mecánicas, capacidades de endurecimiento por trabajo y resistencias a la corrosión claramente inferiores a la de los austeníticos, por lo que no tienen ninguna aplicación en este campo. Los aceros inoxidables austeníticos del tipo 316L pueden llegar a corroerse a largo plazo en el interior del cuerpo humano, por ello, sólo se utilizan y recomiendan en implantes temporales como placas, tornillos y clavos utilizados en traumatología; en la actualidad estan siendo sustituido por el *Titanio*.

Los aceros inoxidables austeníticos se endurecen por deformación con mucha rapidez y por consiguiente en muchos casos pueden trabajarse en frío sin recocidos intermedios. Así los implantes de acero inoxidable se obtienen por trabajo en frío y rara vez se someten a soldadura. Su superficie se pule y pasiva con ácido nítrico antes de esterilizar y empaquetar.

Aleaciones base cobalto-cromo.

Estos materiales se utilizaron en primer lugar en odontología. Existen cuatro tipos: la aleación colable CoCrMo y las forjadas CoCrWNi, CoNiCrMo y CoNiCrMoWFe, aunque en la actualidad sólo la aleación colable y la forjada CoNiCrMo se utilizan de forma habitual.

Los dos principales elementos de dicha aleación, Co y Cr, forman una solución sólida de 65% de Co y 35% de Cr.

Estas aleaciones poseen un pobre comportamiento frente a la fricción, por eso las cabezas articulares de prótesis se fabrican de material cerámico. Las propiedades mecánicas de estas aleaciones son superiores a las de los aceros inoxidables y del titanio y sus aleaciones, por sus buenas resistencia a la fatiga y a la corrosión pero tiene mayor coste en los procesos de fabricación debido a que no se puede mecanizar para la obtención de la geometría final de la pieza, por endurecer tremendamente por acritud.

Titanio y sus aleaciones.

La principal característica del titanio es la de poseer una perfecta integración con el tejido óseo sin provocar rechazo y uniéndose fuertemente al mismo, es decir, es un material biocompatible. Las características que permiten una mejora de la adaptación del implante al entorno en el que deberá sustituir de forma óptima al miembro dañado dadas de forma resumida son las siguientes:

a) La primera es la biocompatibilidad.

b) La ausencia de partículas que generen reacciones tóxicas y/o alérgicas.

c) La tercera es que posee una buena resistencia, lo cual es considerado como un factor de seguridad del implante ya fabricado, y un bajo módulo elástico, el cual es importante porque disminuye los efectos protectores – esfuerzos de los huesos debidos a la presencia de los implantes.

El titanio presenta una estructura cristalina α , hexagonal compacta, a temperatura ambiente, que se transforma en estructura cúbica centrada en el cuerpo a los 880 °C. y aunque descubierto muy tardíamente (1.870 por W. Gregor) es muy abundante en la naturaleza, encareciendo su uso las dificultades que se presentan en su extracción.

Las formas puras del titanio son muy difíciles de encontrar comercialmente, ya que contiene pequeñas cantidades de otros elementos, principalmente hierro y oxigeno, que afectan marcadamente a su estructura granular y a sus propiedades mecánicas.



B Micrografía: 1200x Fig.4.1. Microestructuras de titanio puro. Micrografía realizadas por el autor.

Las microestructura de una probeta de titanio puro comercial quedan reflejadas en la figura 4.1. en la que vemos la fase α .



Fig. 4.2. *Diagrama de equilibrio del titanio.* Sydnney H. Avner. "*Introducción a la metalurgia física, Segunda Edición*". McGraw-Hill, México.1985

La adición de elementos como el cromo, molibdeno, vanadio, aluminio, hierro, níquel, niobio y tántalo, afecta a la temperatura a la que se produce la transmisión de la estructura α a la β , como queda reflejado en el diagrama de equilibrio representado en la figura 4.2.

Como podemos apreciar, en este diagrama, a partir de una determinada aleación porcentual se puede llegar a estabilizar la fase β a temperatura ambiente.

El titanio puro presenta unas características mecánicas como las ofrecidas a continuación en la tabla 4.1:

Material	Límite elástico (kgf/cm²)	Resistencia a la rotura (kg/cm²)	Elongación (%)	Módulo elástico (kg/cm²)
Ti	1'6-4'7 10 ³	4-7 10 ³	15-30	1'1 10 ⁶

Tabla 4.1. Propiedades mecánicas del Ti puro.

Aunque el titanio puro muestra una excelente resistencia a la corrosión en medio biológico, su resistencia a la erosión, producida en el movimiento relativo entre superficies que deslizan entre sí, es muy baja.

Su baja densidad, 4,7, comparada con 7,9 del acero inoxidable, 8,3 de la aleación CoCrMo y 9,2 de la CoNiCrMo, junto a sus buenas propiedades mecánicas y su excelente resistencia a la corrosión, proporcionan a este metal un excelente potencial como material implantable.

Estas propiedades mecánicas pueden mejorarse con la adición de ciertos elementos, como queda puesto de manifiesto en la tabla 4.2 en la que se recogen las características mecánicas de la aleaciones de titanio más utilizada, la Ti-6%Al -4%V.

Composición de la aleación de titanio	Límite elástico (kgf/cm²)	Resistencia a la rotura (kg/cm²)	Elongación (%)	Módulo elástico (kg/cm²)
Ti-6%Al -4%V	9'7 10 ³	10'2 10 ³	12	1'05 10 ⁶

Tabla 4.2. Propiedades mecánicas de la aleación Ti-6%AI -4%V.

El módulo de Young del Ti y sus aleaciones es de alrededor de 110GPa, es decir, la mitad del de los aceros inoxidables y de las aleaciones de Co-Cr con lo que dicho metal es el más compatible con el hueso desde el punto de vista de la elasticidad, tratándose sin duda de uno de los metales más adecuados para fabricar implantes.

4.2.2.- Biomateriales poliméricos biostables.

Un material polimérico bioestables, es aquel que se va a utilizar, con carácter permanente, particularmente útiles, para sustituir parcial o totalmente tejidos u órganos lesionados o destruidos, recordemos que un plástico ó polímero es un material orgánicos formados por largas cadenas moleculares, (normalmente largas cadenas de átomos de carbono), en las que se repite una pequeña moléculas llamado monómero (Ver figura 4.3).



Fig. 4.3. *Estructura del polietileno con su monómero.* Madre Sediles A. Polímeros: Introducción y clasificación. Universidad de Zaragoza. 1999

Las propiedades de los plásticos son:

- Resistencia a la corrosión y a los ataque químicos.
- Baja densidad, lo que implica productos ligeros.
- Aislantes eléctricos y térmicos.
- La mayoría presentan buena flexibilidad.

 Aunque la resistencia mecánica y el módulo de elasticidad son bajos, sus valores por unidad de peso o volumen tienen magnitudes del mismo orden, o superiores, a las aleaciones metálicas.

Como hemos indicado los polímeros están formados por largas cadenas de enlaces covalentes. Su rigidez depende del entrecruzamiento y poca movilidad de sus cadenas, aumentando la rigidez al aumentar su peso molecular, y su longitud determina la densidad y módulo elástico del material, ya que las cadenas cortas actúan como plastificadores. En resumen, las características mecánicas de los polímeros están determinadas por su estructura y tamaño molecular, su variedad conformacional y su morfología. El principal problema de los polímeros es la escasa respuesta a la fatiga. A continuación se describen los más empleados.

El polietileno (PE) es un termoplástico lineal de estructura (-CH2-CH2-)_n, soporta grandes cargas, reacciona bien a la fricción, y no se disuelve en ningún agente conocido a temperatura ambiente. Se comercializa, en función de su grado de polimerización "n" como de baja densidad, alta densidad y ultra-alto peso molecular, como se indica a continuación:

<u>20<n<200</u> L.D.P.E (Valores bajos de n) Son de baja densidad y suelen tener estructura ramificada, siendo muy baratos, pero con bajas propiedades.

<u>200.000<n<500.000.</u> H.D.P.E. Son de alta densidad y tienen estructura lineal, con mejores propiedades, son los más utilizados.

<u>3.000.000<n<6.000.000</u> U.H.P.W.P.E. Son de ultra alto peso molecular con excelentes propiedades pero mucho más caros.

Los implantes quirúrgicos se suelen fabricar con polietileno lineal de alta densidad desde hace tiempo, este biomaterial permite el crecimiento interno del tejido gracias a su estructura de poro abierto interconectada.

El polipropleno (PP) con estructura (-CH2-CHCH3-)_n, se caracteriza por su alta dureza y soporta muy bien la fatiga, y tiene una gran resistencia a la propagación de grietas.

El policloruro de vinilo (P.V.C.) de estructura (-CH2-CHCl-)_n tiene una alta tenacidad, resistencia mecánica y química, pero tiene el grave problema de su elevado índice de toxicidad acumulativo, la temperatura puede hacer que esa molécula de cloro se desprenda. Se emplea principalmente en tubos y drenes.

Las poliamidas se caracterizan por poseer el grupo amida (-CO-NH-)_n son higroscópicas y su resistencia mecánica disminuye en condiciones in vivo, se emplea principalmente como hilo de sutura bioestable, existen tres grandes plásticos que pertenecen a este grupo, Nylon, Kevlar y Nomex, presentándose en forma de fibras.

La poliamida (Nylon), se utiliza mucho como sutura sintética no absorbible, se presenta como monofilamento ó trenzado. A pesar de considerarse no absorbible el nylon se ve afectado por hidrólisis y pierde aproximadamente del 15 % al 20% de su fuerza de tracción por año. El nylon trenzado pierde fuerza con más rapidez. Se fabrica en varios colores para facilitar su visibilidad. Las suturas pequeñas de nylon se fabrican a partir de una forma particular de nylon llamada nylon 6.

El Polimetacrilato de metilo. (P.M.M.A).



El polímero acrílico más usado en cirugía ortopédica es el poli-metil metacrilato (PMMA), por su resistencia a la tracción y temperatura de reblandecimiento, superior al polimetacrilato (PMA), asimismo tiene un elevado coeficiente de transmisión de la luz (es trasparente) y un alto índice de refracción, además de una excelente resistencia a la temperatura, poca afinidad química, es biocompatible, pero es más frágil que otros polímeros. Son

comúnmente usados como lentes de contacto, cemento para fijación de prótesis, y cirugía máxilofacial, etc.

Los fluoroplásticos conocido como teflones. El fluor cuando esta formando parte de una molécula, no le agrada que otras moléculas se le acerquen. Rechaza cualquier cosa que intente acercársele incluso otras moléculas de fluor. Los polímeros fluorocarbonatos se emplean como biomateriales teniendo en cuenta su baja adherencia a los tejidos, su gran inercia química, que los hace inalterables frente a fluidos biológicos, su pobre resistencia al desgaste, y su estructura microporosa. Existen dos tipos de teflones y el utilizado en medicina es el politetrafluoroetileno (P.T.F.E.) con formula (-CF2-CF2-)_n, tiene un bajo coeficiente de fricción, autolubricación y antiadherencia.

Los elastómeros son materiales que a temperatura ambiente pueden estirarse repetidamente hasta al menos el doble de su longitud inicial, recobrando ésta cuando se suprime la carga. Los tres grandes grupos de elastómeros usados como biomateriales son los cauchos naturales y sintéticos, las siliconas y los poliuretanos. Los cauchos naturales puros son hemocompatibles y en general suelen tener agentes antioxidantes para retrasar su envejecimiento. Las siliconas usadas como biomateriales son las vulcanizadas mediante activación térmica, las vulcanizadas a temperatura ambiente y las fluidas. Los poliuretanos (PU) tienen una gran flexibilidad y tenacidad, son viscoelásticos y tras unos ciclos de carga, se reblandecen, además, son resistentes a aceites y agentes químicos.

Los poliésteres termoplásticos tienen una buena resistencia a los disolventes orgánicos, moderada a bases diluidas y mala a ácidos y bases concentradas, además de buenas propiedades físicas. Existen tres básicos, Polietilentereftalato (P.E.T.) Polibutilentereftalato (P.B.T.) y el Polietilenaftalato (P.E.N.) se caracterizan por tener el grupo éster, el más conocido es el

99
Polietilentereftalato (P.E.T.). Se procesan en formas de fibras y mallas tejidas de gran resistencia.

Los policarbonatos. (P.C.) al tener una estructura amorfa, su principal características es su gran transparencia y estabilidad dimensional (permite tolerancias estrictas), su alta resistencia a agentes químicos y al agua en un amplio rango de temperaturas, aunque absorben humedad en granzas (Defecto de ráfagas, lo que disminuye la resistencia mecánica y transparencia.) Dada su gran transparencia se utilizan para fabricar cristales orgánicos, lentillas, lentes ultraligeras, etc.

4.2.3.- Biomateriales poliméricos biodegradables.

Los polímeros biodegradables, son aquellos que se van a incorpora al cuerpo, con carácter temporal, por tanto, con una funcionalidad adecuada durante un tiempo limitado, el necesario mientras el problema subsista, estos han adquirido una importancia cada vez mayor, en la primera mitad de este siglo, la investigación en materiales sintetizados a partir de ácido glicólico y otros α-hidroxiácidos fue abandonada debido a que se obtuvieron como resultado unos polímeros demasiado inestables a largo plazo para los usos industriales. Sin embargo, esta misma inestabilidad a demostrado ser sumamente importante en las aplicaciones médicas en los últimos tres decenios. Polímeros elaborados a partir de ácido glicólico y ácido láctico han encontrado una multitud de usos en la industria médica, comenzando por las suturas biodegradables probadas por primera vez en el decenio de 1960. Desde entonces, diversos productos basados en láctico y ácido glicólico y otros materiales, han sido aceptados para su uso como dispositivos médicos.

La más básica de las razones por la cual un médico quiere un material degradable, comienza con el simple deseo de tener un dispositivo que puede utilizarse como un implante y no requerirá una segunda intervención quirúrgica

para su eliminación. Además de eliminar la necesidad de una segunda cirugía, la biodegradación puede ofrecer otras ventajas. Por ejemplo, un hueso fracturado que se ha reparado con implante rígido metálico no biodegradable tiene una tendencia a que vuelva a fracturar si se retira el implante. Debido a que el esfuerzo recibido es compensado por el material metálico que es rígido, por ejemplo el acero inoxidable o el titanio, el hueso no ha llevado la suficiente carga durante el proceso de curación. Sin embargo, un implante preparado a partir de polímeros biodegradables que pueden ser diseñados para degradar a un ritmo lento, conlleva una transferencia de carga para la curación del hueso.

Otro uso alternativo de polímeros biodegradables, que a nosotros no nos interesa tanto en este trabajo pero que es evidente, es el potencial enorme de estos materiales tienen para el suministro de drogas, analgésicos, etc.

Los polímeros biodegradables pueden clasificarse básicamente en cuatro categorías principales (Calmon et al., 1998):

- a) Polímeros naturales: como la celulosa, el almidón y las proteínas
- b) Polímeros naturales modificados: como el acetato de celulosa o los polialcanoatos
- c) Materiales compuestos que combinan partículas biodegradables (por ejemplo, el almidón, la celulosa regenerada o gomas naturales) con polímeros sintéticos (por ejemplo, mezclas de almidón y poliestireno, o almidón y policaprolactona)
- d) Polímeros sintéticos: como lo poliésteres, las poliésteramidas u los poliuretanos entre otros.

En general, los polímeros sintéticos ofrecen mayores ventajas sobre los materiales naturales y los compuestos porque pueden ser diseñados según propiedades requeridas, Además, éstas se pueden predecir o estimar teóricamente.

Con respecto a la constitución química, los materiales biodegradables de mayor uso pueden clasificarse en tres categorías: derivados de azúcares, poliésteres y alcohol polivinílico.

Los compuestos macromoleculares más usados son el poli-para-dioxano (PDS) que es el que posee propiedades mecánica superiores en comparación con el resto de materiales biodegradables a excepción de la rigidez (Kfuri et al., 2001), el ácido poli- β -hidroxibutírico (PHBA) que es un poliéster basados en microorganismos, este es un método de fabricación de polímeros biodegradables con un menor coste, el acido poliglicólico (PGA) que es el poliéster alifático lineal más simple, fue utilizado para desarrollar la primera sutura sintética totalmente absorbible se caracteriza por una elevada cristalinidad (45-55%), un alto punto de fusión (220-225°C) y una temperatura de transición vítrea de 35 - 40° C. el PGA pierden alrededor del 50% de su resistencia después de dos semanas, el 100% en un mes, v son completamente absorbidas en 4 - 6 meses. (Armelin, 2002) y el ácido poliláctico (PLA) que es un polímero es muy adecuado para aplicaciones que tienen que se tiene que soportar una carga, como ocurre en las suturaras y fijaciones ortopédicas. Sus características térmicas están definidas por un elevado punto de fusión (175-178°C) y una temperatura de transición vítrea de 60 - 65° C. En la figura 4.4. tenemos un ejemplo de utilización del PLA.



Fig. 4.4. Prototipo de una estructura intravascular biodegradable moldeada a partir de una mezcla de poliláctico y poli(trimetilcarbonato). Cardis Corp. Prototype Molded by Tesco Associates, Inc. http://www.bioe.eng.utoledo.edu/,Biodegradable: Multifunctional Devices

4.2.4.- Biomateriales cerámicos.

Los materiales cerámicos son compuestos inorgánicos no metálicos: los silicatos, óxidos metálicos, carburos, hidruros, sulfuros y seleniuros refractarios. Son duros, no son dúctiles, ni sensibles a fenómenos de fluencia lenta, su comportamiento a fatiga ante cargas alterantes es deficiente, su resistencia a tracción es reducida y su resistencia a compresión elevada, y son inertes a los fluidos corporales.

El óxido de aluminio o alúmina presenta una buena resistencia mecánica a compresión, pero su resistencia a tracción es baja y varía en función del procedimiento de fabricación. Es resistente al desgaste, su comportamiento a la fatiga y al envejecimiento es muy bueno. La circonia tiene un módulo de elasticidad menor que la alúmina y mayor resistencia mecánica y una mayor tenacidad. Los fosfatos de calcio, principalmente la hidroxiapatita, se emplean para reemplazar o reforzar tejidos dañados del cuerpo humano, por su similitud química con el componente inorgánico de los huesos de los vertebrados.

4.3.- Sistemas de fijación del LCA existentes.

Las fijaciones que vamos a describir en este capítulo se pueden dividir entre fijaciones prominentes y fijaciones anatómicas. Las primeras sobresalen del hueso y las segundas quedan insertadas en él, normalmente en el propio túnel óseo realizado para colocar el injerto. Además, entre las fijaciones prominentes se pueden encontrar con la parte sobresaliente del hueso reducida, llamadas de perfil bajo.

En los siguientes epígrafes se describen los distintos tipos de fijación. En cada uno de ellos se indica si se puede colocar en la tibia, en el fémur, o en ambos. También se señala si es de tipo prominente o de tipo anatómico. Además, se indican las casas comerciales que fabrican algunos de estos

productos y, para facilitar ulteriores consultas, en la bibliografía se dispone de un listado de las páginas web de algunas de estas empresas.

4.3.1.- Tornillo interferencial.

El tornillo interferencial (interference screw) es un tornillo que se inserta en el túnel óseo practicado para colocar el injerto. El tornillo se coloca después del injerto y presiona a éste contra las paredes del túnel, realizando una fijación por interferencia. Se puede colocar tanto en la parte femoral como en la tibial (figura 4.5) y por quedar dentro del túnel óseo, es una fijación anatómica. Viene canulado para facilitar su colocación. Pueden ser de material no absorbible por el cuerpo humano (metálico, normalmente aleación de titanio) figura 4.6. o bien de material absorbible por el cuerpo humano (usualmente ácido poliláctico), como en la figura 4.7. A, en la figura 4.7. B se puede apreciar la cánula o conducto interno. Hay distintas variantes como son: rosca no cortante, cabeza redondeada, completamente roscado, etc.



Fig. 4.5. Vistas radiográficas del tornillo interferencial. Autoinjerto y aloinjerto en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. M. Pajares-López, J. Tercedor-Sánchez, N. Prados-Olleta y J.M. Vidal-Martín de Rosales. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.2004 www.conquestchronicles.com/special/the_acl_injury



Fig. 4.6. Tornillos interferenciales de titanio totalmente roscados (A). Tornillos interferenciales de titanio con cabeza redondeada (B). http://www.pce-brasil.com/artroscopia%20joelho%20reconstrucao.htm Biomet Sports Medicine http://www.biomet.com/



Fig. 4.7. Tornillos interferenciales biodegradables Biomet Sports Medicine http://www.biomet.com/

También hay un tornillo interferencial menor, para ser usado en combinación con el interferencial normal, de forma que se tenga una doble fijación, como se observa en la figura 4.8. A este sistema de fijación se le denomina fijación tricortical. Se recomienda su uso cuando el par de inserción del tornillo interferencial de la tibia es menor de 15 pulg*lib.



Fig. 4.8. Fijación tricortical. Arthrex De General Catalogue © Arthrex Inc, 2000. Naples, Forida. USA

El tornillo interferencial es el sistema de fijación más ampliamente estudiado en la bibliografía científica de la reparación del LCA, por ello, se puede decir que es el sistema de fijación estándar. Los tornillos interferenciales son válidos para fijar injertos con pastillas óseas asociadas, del tipo BPTB; o bien tendones libres, tipo DLSG. A estos tendones libres se les pueden suturar un trozo de hueso o de material absorbible (figura 4.9) para aumentar su fijación y evitar así el deslizamiento del injerto.



Fig. 4.9. Uso del tornillo en tendón libre con una cuña ósea

Hay un tipo de tornillo interferencial fabricado en material bioabsorbible, denominado Hexalon ® (Inion Ltd., Tampere, Finland) que tiene la particularidad de ser coloreado, facilitando así su visión artroscópica al colocarlo, ver figura 4.10.



Fig. 4.10. Tornillo coloreado Hexalon ®

En la figura 4.11. se pueden observar los fragmentos 20 meses después de la implantación, de un tornillo interferencial comparado con el original no usado, el tornillo es de L-PLA, es decir de Acido Poliláctico, pero el homopolímero L, este homopolímero presenta un mayor grado de cristalinidad, que el PLA, lo cual se confirma por el aspecto cristalino de los restos encontrados.



Fig. 4.11. Restos encontrados de un tornillo interferencia de PLLA 20 meses después de la implantación.

Stohelin et al. Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: A report of six cases. Arthroscopy; 13:238-244. 1997

Existe un sistema de tornillo interferencial con vaina, que nos parece muy interesante pues es de los que se aproxima a nuestro diseño, el sistema Johnson & Johnson Gateway®. El sistema no absorbible está compuesto por una camisa de expansión de polietileno de alta densidad y un tornillo interferencial de expansión. Al disponer de vaina, la rosca del tornillo no daña al injerto y el contacto injerto-hueso además, debido a la técnica operativa (ver figura 4.12.), cada uno de las partes del injerto quedan igualmente comprimidas contra el túnel óseo.



Fig. 4.12. Tornillo interferencial con vaina. Johnson & Johnson Gateway, LLC 2000-2008

Los tornillos interferenciales se fabrican en dimensiones variadas para conseguir una buena fijación con distintos tamaños de túneles óseos y de injertos. Así, los diámetros oscilan entre 6 y 12 mm, siendo los más comunes los comprendidos entre 7 y 9 mm. En cuanto a las longitudes, éstas varían desde 17 a 50 mm, siendo los más usuales los comprendidos entre 20 y 40 mm.

4.3.2.- Arandela dentada.

La arandela dentada (spiked washer) consiste en una arandela con pequeños dientes que aseguran el injerto contra la cortical de la tibia mediante un tornillo (figura 4.13). Este tornillo puede ser bicortical, usualmente de 4.5 mm de diámetro y de una longitud que varia de 30 a 80 mm; o bien un tornillo de esponjosa, usualmente de 6.5 mm de diámetro y de una longitud que varia de 25 a 65 mm. En la fijación se recomienda disponer dos arandelas metálicas, y cuando se colocan, dos de las cuatro partes del injerto se enrollan 180° alrededor del tornillo en sentido horario, mientras las otras dos lo hacen en sentido antihorario, Las arandelas metálicas se pueden usar tanto en fijación tibial, que es lo más frecuente, como en la femoral, como estudian Scheffler et al. (2002) en su artículo. Es una fijación no anatómica, pues las arandelas sobresalen del hueso. Las arandelas suelen ser metálicas, de aleación de titanio para uso quirúrgico, sin embargo, también existen arandelas dentadas de material plástico.



Fig. 4.13. Arandela metálica dentada y arandelas plásticas dentadas. http://www.socinser.es/i-d-i_desarrollados.php De Brown CH, Sklar JH. Op. Tech. in Sports Medicine, Vol 7, N° 4, 1999: pp 201-213. © Lippincott Williams & Wilkins.

El Washerloc (marca registrada de Arthrotek Inc., Ontario, Canadá) es una arandela metálica dentada grande que tiene cuatro clavos que sujetan el injerto y otros 19 dientes más pequeños que lo enclavan, como se ve en la figura 4.14. El conjunto se agarra con un tornillo de cortical que llega hasta la cortical posterior de la tibia. Esta fijación es de perfil bajo porque se realiza un avellanado en la tibia de manera que el Washerloc queda incluida en esta. La fijación con Washerloc es exclusivamente tibial.



Fig. 4.14. Fijación del injerto con tornillo y arandela metálica WasherLocTM www.lovimedic.com

4.3.3.- Grapas.

Existe una gran variedad de grapas de fijación con distintas ventajas y diseños, como muestra la figura 4.15. A, las usadas para fijar LCA son las mostradas en la figura 4.15 B. La fijación mediante grapas incluye normalmente dos grapas y es una fijación exclusivamente tibial. La técnica de las grapas dobles (two staples) consiste en grapar contra la cortical de la tibia los

miembros del injerto, darles la vuelta sobre la primera grapa ya puesta, y aplicar la segunda grapa (figura 4.16.). Es una fijación de perfil prominente, por quedar parte de las grapas fuera del hueso.





Fig. 4.15. Distintos tipos de grapas. A. http://www.ortho.smith-nephew.com B. http://www.conmed.com





Fig. 4.16. Fijación con dos grapas. **Fig. 4.17.** Fijación contornillo interferencial y grapa P. Imbert. Contrôle de la stabilite rotatoire et ligamentoplastie du LCA. Maîtrise Orthopédique. Paris. 2006.

A veces, la parte sobresaliente del injerto fijado con un tornillo interferencial, se refuerza con una o dos grapas. Ver figura 4.17. Las grapas son metálicas, realizadas, por ejemplo, con aleación de cromo-cobalto.

4.3.4.- Suturas atadas a un poste.

La técnica de fijación denominada suturas atadas a un poste (sutures tied to a post), consiste en amarrar el injerto, que puede ser simple, doble, triple o cuádruple, con una sutura y atarlas a un tornillo, que hace de poste, colocado a una cierta distancia en sentido distal del túnel de la tibia (figura 4.18 y 4.19). El tornillo al que van amarradas las suturas puede ser como el necesario para la fijación por arandelas, es decir, bicortical, usualmente de 4.5 mm de diámetro y de una longitud que varia de 30 a 80 mm; o bien un tornillo de esponjosa, usualmente de 6.5 mm de diámetro y de una longitud que varia te y de uso exclusivamente tibial. Una variante de esta técnica de fijación consiste en amarrar las suturas a arandelas, fijando éstas con los tornillos.





Fig. 4.18. Fijación por sutura atada a un poste. Fig. 4.19. Postes CONMED. ConMed Linvatec, ConMed Corporation.

4.3.5.- Broche y Anclaje óseo.

El broche (button) consiste en una pieza metálica (aleación de titanio) que se atornilla a la salida del túnel femoral. A esta pieza se le coloca una cinta de poliéster, que por un lado sujeta al doblez del injerto y por el otro agarra al propio broche (figura 4.20 y 4.21). De esta forma queda sujeto el injerto. Esta fijación sólo se usa para el fémur y, obviamente, es de perfil prominente. El broche esta registrado como marca comercial y se denomina EndoButton ® (Acufex, Mansfield, MA, USA).



Fig. 4.20. Fijación con broche EndoButton ® De Brown CH, Sklar JH. Op. Tech. in Sports Medicine, Vol 7, N° 4, 1999: pp 201-213. © Lippincott Williams & Wilkins.



Fig. 4.21. Detalles de la fijación femoral con broche EndoButton ® Reconstrucción ligamento cruzado anterior con tendones flexores. R. Vega Mayer. http://contacto.med.puc.cl/varios/martes_uc/conferencia_figueroa.html

El EndoButton es la pieza metálica solamente. Sin embargo, debido a que la cinta es la parte más débil de la fijación y que los nudos realizados en ella se deslizan cuando están bajo carga, se puede adquirir el EndoButton con la cinta de poliéster ya puesta en un lazo cerrado (EndoButton CL).



Fig. 4.22. Fijación femoral con anclaje óseo De Mitek surgical product. © Johnson & Johnson Gateway

El anclaje óseo (anchor) consiste en una pieza metálica que mediante unas aletas se enclava en el hueso (figuras 4.22). A esta pieza va atada una cinta de poliéster que recoge el doblez del injerto. Es una fijación exclusivamente femoral y anatómica por quedar insertada en el túnel óseo. El anclaje óseo se comercializa como Mitek Ligament Anchor ® (Mitek Surgical Products, Norwood, MA, USA).

4.3.6.- Tornillo transversal.

El tornillo transversal es una fijación exclusiva de la parte femoral. Básicamente consiste en un elemento metálico que atraviesa la parte distal del fémur transversalmente. Sobre el se va a doblar el injerto de LCA, resultando una fijación muy resistente. Existen diversos tipos como que se puede ver en la figura 4.23. el TransFix® (Arthrex Inc., Naples, Florida, USA). y consiste en un tornillo con una parte delantera lisa, por donde se va a doblar el injerto, y una trasera roscada, que lo ancla al hueso. Otro tipo es el Bone Mulch® (Arthrotek, Ontario, Canadá), que se aprecia en la figura 4.24., muy parecido aunque más corto.



Fig. 4.23. Fijación femoral con TransFix® Arthrex Inc., Naples, Florida, USA.



Fig. 4.24. Fijación femoral con Bone Mulch ® Screw Llovimedic S.A. Micromed System S.A.

4.3.7.- Tornillo expansivo.

Estos dispositivos se basan en el mismo principio para la fijación de injertos de LCA que el que se defiende en esta tesis, es decir, la expansión radial. Los tornillos expansivos se encuentran en fase de experimentación, ya que, a nuestro conocimiento, todavía no se han comercializado.

El primero de los dispositivos es el estudiado por Tuompo et al. (1996 y 1999). Este dispositivo de fijación consiste en un tornillo interferencial canulado de material bioabsorbible (ácido poliláctico) al que se le han practicado ranuras longitudinales para permitir que se acomode en su interior una aguja expansora de mayor diámetro que la cánula. (Ver figura 4.25) De esta forma, el tornillo entra roscando y, una vez colocado en el lugar adecuado, se inserta la aguja expansora, provocando un aumento del diámetro exterior del tornillo interferencial. El diámetro del tornillo es de 6 mm, al insertarle la aguja pasa a ser de 8 mm Se ha probado a nivel de experimentación sobre fémures bovinos, obteniendo una resistencia de fijación de 1379 ± 328 N. El uso de tejido bovino, de mayor calidad que el humano, puede dar lugar a sobreestimar la resistencia (Magen et al., 1999). Este dispositivo, además, ha sido probado clínicamente (Tuompo et al., 1999) obteniendo que, tras un periodo de revisión medio de 3.2 años, no se notó diferencia significativa entre los resultados logrados con este dispositivo y los conseguidos con un tornillo interferencial biodegradable.





Fig. 4.25. Tornillo interferencial canulado y barra expansora de 2 milímetros. Comparison of polylactide screw and expansion bolt in bioabsorbable fixation with patellar tendon bone graft for anterior cruciate ligament rupture of the knee P. Tuompo et al. 1999. http://www.springerlink.com/content/k1uj7bemeqc9m6qk/fulltext.pdf

Un dispositivo similar ha sido desarrollado por Seitz et al. (1999) para la fijación ósea tanto femoral como tibial de injertos BPTB. El dispositivo consiste en un taco de aleación de titanio de 5x28 mm con 12 aristas no cortantes de 2 mm de paso entre ellas; y un tornillo interior de acero inoxidable de 3x25 mm Cuando el tornillo está completamente insertado, el taco se abre hasta 7 mm de diámetro. (Ver figura 4.26.)



Fig. 4.26. Taco expansivo. Seitz et al. (1999)

De Seitz et al. Comparison of femoral and tibial pullout forces in BPTB ACL reconstructions with a new interference fixation device. Arthroscopy 15(2): 173-178. 1999.

El dispositivo ha sido probado por los propios diseñadores en fémures y tibias de cadáveres humanos (32 años de media, rango de 21 a 38 años) a una velocidad de 100 mm/min, obteniendo los siguientes resultados: Carga máxima en la parte lineal: 920 \pm 283 N (femoral) y 635 \pm 247 N (tibial). Carga máxima: 938 \pm 275 N (femoral) y 705 \pm 293 N (tibial). Rigidez 274 \pm 58 N/mm (femoral) y 261 \pm 46 N/mm (tibial).

En enero del 2003 se publica en la revista MD Supply un perno expansor muy parecido a nuestro tornillo de expansión, como se puede comprobar en la figura 4.27., con la marca comercial Resofix, fabricado en PLLA (Acido poliláctico 100%) con una longitud de 35,0 mm, un ancho de 9,5 mm y una altura antes de la fijación de 5,85mm, una vez insertada la aguja se expande hasta 8,05 mm, es decir, no es cilíndrico, sino que en realidad se trata de dos tapas, que al entrarle una cuña, se expande, sirve tanto para implantes del tendón rotuliano y el semitendinoso. Entre la ventajas que indica su utilización enumera, el no cortar los tendones y huesos con la rosca, no torcer los tendones o desplazamientos de los injertos como a menudo ocurre con los tornillos interferenciales, mejorar la estabilidad como resultado de un mayor contacto y una mayor zona de presión entre implante y el hueso, rápida y fácil implantación ya sea abierta o mediante técnica endoscopia.



Fig. 4.27. Taco expansivo Resofix. MD Supply Sarl. Switzerland. 2003

Aunque nos hubiese gustado, poder ensayar y comparar este dispositivo, con nuestro tornillo expansor y determinar ventajas e inconvenientes, por la escasa lectura que hemos podido encontrar podemos indicar que su principal ventaja es tal vez el material en el que esta realizado, que es biodegradable, pero tiene el inconveniente de no ser cilíndrico, por lo que necesita un taladro especial para su inserción cosa que no ocurre con el desarrollado por nosotros, además esta expansión no será totalmente radial y uniforme y la inserción se realiza con un clavo interior, y por nuestra experiencia, ya que nosotros realizamos un prototipo con clavo de inserción, este método resulta bastante engorroso y se tiene que hacer la introducción a golpes, no existiendo una expansión suave, como se ha conseguido tornillo interior expansor totalmente roscado.

4.3.8.- Análisis critico de los sistemas de fijación.

Para comparar los sistemas de fijación expondremos en primer lugar una tabla de valores de resistencia inicial y rigidez de los sistemas de fijación. La interpretación de los valores de la tabla está de acuerdo con los siguientes códigos:

- Fijación: AR: Arandela; INT: Tornillo interferencial metálico; INT bio (n): Tornillo interferencial de material biodegradable (n indica distintos tipos dentro de un mismo estudio); SP: Suturas atadas a un poste; Ttrans: Tornillo transversal
- Autores: Se indica sólo el autor principal. Para detalles consultar la bibliografía.
- ESP (Espécimen): H: humano; P: porcino; B: bovino. F: fémur; T: tibia; FT: fémur y tibia conjuntamente (rodilla completa); F-T: fémur y tibia separadamente; TT: injerto fijado en dos tibias.

- Tipo Injerto: DLSG: Semitendinoso y gracilis doblado; SG: Semitendinoso y gracilis; DS: Doble semitendinoso; TS: Triple semitendinoso; QS: Cuádruple semitendinoso; BPTB (*n*): Hueso-tendón rotuliano-hueso (*n* indica el ancho en mm); EDP: Extensor Digital Porcino; EDB: Extensor Digital Bovino.
- Edad media: Sólo aparece en caso de especímenes humanos. Entre paréntesis se encuentra el rango de edades. En algunos casos la edad media de los huesos (h) es distinta a la de los tendones (t).
- Carga máxima: Valor de la carga máxima alcanzada en un ensayo de carga hasta rotura (no cíclico).
- Rigidez: Se refiere al valor de la rigidez total, es decir, no se especifica la del sistema de fijación y tendón por separado. Es importante tener en cuenta que para el valor de rigidez, no es lo mismo que se pruebe toda la rodilla completa que sólo una parte, pues en este último caso las rigideces serán mayores.

Fijación	Autores	ESP	Tipo injerto	Edad media (años)	Carga máxima (N)	Rigidez (N/mm)
Anclaje óseo	To (1999)	ΗF	DLSG	64 (t), 35 (h)	312 ± 35	25 ± 3
AR	Paschal (1994)	P T-F	BPTB		309 ± 168	
AR	Steiner (1994)	H FT	DLSG	69.5 (48-79)	821 ± 219	29 ± 7
AR	Giurea (1999)	B F-T	EDB		502 ± 128	
AR	Magen (1999)	ΡT	EDB		930 ± 323	126 ± 28
AR	Steiner (1994)	H FT	SG	69.5 (48-79)	519 ± 165	20 ± 5
AR + SP	Stapleton (1999)	H FT	DLSG	(18-55)	736 ± 227	50 ± 22
AR + SP	Stapleton (1999)	H FT	DS	(18-55)	588 ± 314	23 ± 7
AR + SP	Stapleton (1999)	H FT	TS	(18-55)	699 ± 239	33 ± 11
AR tand + SP	Scheffler (2002)	H FT	DLSG	39 (18-56)	554 ± 91	43 ± 10
AR tandem	Magen (1999)	ΗТ	DLSG	47 (t), 35 (h)	768 ± 293	181 ± 39
AR tandem	Magen (1999)	ΡT	EDB		1375 ± 213	$\textbf{203} \pm \textbf{42}$
Broche	To (1999)	ΗF	DLSG	64 (t), 35 (h)	430 ± 27	23 ± 2
Broche + SP	Scheffler (2002)	H FT	DLSG	39 (18-56)	505 ± 43	42 ± 10
Estribo	Giurea (1999)	B F-T	EDB		898 ± 74	
Grapas	Magen (1999)	ΡT	EDB		705 ± 174	118 ± 47
INT	Becker (2001)	ΡF	BPTB		763 ± 103	68 ± 10
INT	Kousa (2001)	ΡT	BPTB		863 ± 192	80 ± 15
INT	Paschal (1994)	P T-F	BPTB		535 ± 169	
INT	Pena (1996)	ΗF	BPTB	42 (32-57)	640 ± 201	

Tabla 4.2. Valores de resistencia inicial y rigidez obtenidos por diversos autores

$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	Fijación	Autores	FSP	Tipo	Edad media	Carga	Rigidez
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	Fijacion	Autores	LOF	injerto	(años)	máxima (N)	(N/mm)
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT	Rowden (1997)	H FT	BPTB	26 ± 6 (<42)	416 ± 166	51 ± 17
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT	Rupp (1999)	P TT	BPTB		785 ± 210	
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT	Scheffler (2002)	H FT	BPTB	39 (18-56)	384 ± 170	66 ± 22
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT	Steiner (1994)	HFT	BPTB	69.5 (48-79)	423 ± 175	46 ± 24
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT	Stapleton (1999)	H FT	BPTB 10	(18-55)	583 ± 214	50 ± 22
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT	Stapleton (1999)	H FT	BPTB 11	(18-55)	597 ± 240	42 ± 15
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT	Stapleton (1999)	H FT	BPTB 9	(18-55)	506 ± 109	36 ± 14
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT	Magen (1999)	ΗТ	DLSG	47 (t), 35 (h)	350 ± 134	248 ± 52
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT	Giurea (1999)	B F-T	EDB		691 ± 107	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT	Magen (1999)	ΡT	EDB		776 ± 155	226 ± 56
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT	Rowden (1997)	H FT	QS	26 ± 6 (<42)	612 ± 73	42 ± 23
$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	INT (conc)	Shino (2000)	ΗТ	DLSG	51 (49-54)	344 ± 130	106 ± 34
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT (excen)	Shino (2000)	ΗТ	DLSG	51 (49-54)	340 ± 84	74 ± 24
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI 1)	Stadelmaier (1999)	ΗТ	DLSG	62.2 (42-85)	336 ± 124	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI 2)	Stadelmaier (1999)	ΗТ	DLSG	62.2 (42-85)	336 ± 109	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI)	Aune (1998)	ΗF	BPTB	43 (33-52)	505 ± 25	46 ± 11
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI)	Aune (1998)	ΗF	DLSG	43 (33-52)	240 ± 47	22 ± 11
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI)	Caborn (1998)	ΗF	DLSG	69.4 ± 5	242 ± 91	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI)	Scheffler (2002)	H FT	DLSG	39 (18-56)	207 ± 50	35 ± 10
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT (RCI)	Giurea (1999)	B F-T	EDB		445 ± 44	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT + SP	Steiner (1994)	H FT	BPTB	69.5 (48-79)	588 ± 282	33 ± 14
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT + SP(2)	Steiner (1994)	H FT	BPTB	69.5 (48-79)	674 ± 206	50 ± 21
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT 7 mm	Shapiro (1995)	B FT	BPTB		1161 ± 93	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT 9 mm	Shapiro (1995)	B FT	BPTB		1198 ± 142	
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT bio	Kousa (2001)	ΡТ	BPTB		837 ± 260	76 ± 20
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT bio	Caborn (1998)	ΗF	DLSG	69.4 ± 5	341 ± 163	
$\begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT bio	Becker (2001)	ΡF	EDP		480 ±133	126 ± 14
$ \begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT bio	Scheffler (2002)	HFT	TS	39 (18-56)	375 ± 144	52 ± 15
$ \begin{array}{c c c c c c c c c c c c c c c c c c c $	INT bio a	Rupp (1999)	P TT	BPTB	. ,	592 ± 136	
$ \begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT bio b	Rupp (1999)	P TT	BPTB		555 ± 108	
$ \begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	INT bio c	Rupp (1999)	P TT	BPTB		843 ± 302	
INT bio β Pena (1996) H F BPTB 42 (32-57) 418 ± 118 INT bio1 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 367 ± 78 18 ± 3 INT bio2 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 479 ± 111 23 ± 4	INT bio α	Pena (1996)	ΗF	BPTB	42 (32-57)	330 ± 130	
INT bio1 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 367 ± 78 18 ± 3 INT bio2 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 479 ± 111 23 ± 4	INT bio β	Pena (1996)	ΗF	BPTB	42 (32-57)	418 ± 118	
INT bio2 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 479 ± 111 23 ± 4	INT bio1	Weiler (2000)	ΒТ	TS (hum)	57.8 (t)	367 ± 78	18 ± 3
	INT bio2	Weiler (2000)	ΒТ	TS (hum)	57.8 (t)	479 ± 111	23 ± 4
INT bio3 Weiler (2000) B T TS (hum) 57.8 (t) 537 ± 139 39 ± 13	INT bio3	Weiler (2000)	ΒТ	TS (hum)	57.8 (t)	537 ± 139	39 ± 13
SP Steiner (1994) H FT BPTB 69.5 (48-79) 396 + 124 27 + 13	SP	Steiner (1994)	HFT	BPTB	69.5 (48-79)	396 + 124	27 + 13
SP Steiner (1994) H FT DLSG 69.5 (48-79) 573 + 109 18 + 5	SP	Steiner (1994)	HFT	DLSG	69.5 (48-79)	573 + 109	18 + 5
SP Magen (1999) PT EDB 830 + 187 60 + 14	SP	Magen (1999)	РТ	EDB	· · · ·	830 + 187	60 + 14
SP Steiner (1994) H FT SG 69.5 (48-79) 335 + 87 66 + 26	SP	Steiner (1994)	HFT	SG	69.5 (48-79)	335 + 87	66 + 26
Ttrans To (1999) H F DLSG 64 (t). 35 (h) 1126 ± 80 225 ± 23	Ttrans	To (1999)	HF	DLSG	64 (t), 35 (h)	1126 ± 80	225 ± 23
Ttrans Becker (2001) P F EDP 1303 +282 184 + 34	Ttrans	Becker (2001)	PF	EDP		1303 +282	184 + 34
WasherLoc Magen (1999) HT DLSG 47 (t) 35 (h) 905 + 291 273 + 56	WasherLoc	Magen (1999)	нт	DLSG	47 (t), 35 (h)	905 + 291	273 + 56
WasherLoc Magen (1999) PT EDB 821 + 193 200 + 76	WasherLoc	Magen (1999)	РТ	EDB	(-), (-))	821 ± 193	200 + 76

Tabla 4.2. Valores de resistencia inicial y rigidez obtenidos por diversos autores. Continuación.

4.3.9.- Fijaciones anatómicas frente a las no anatómicas.

La tendencia entre los investigadores sobre la fijación del LCA es que las fijaciones anatómicas (tornillo interferencial, tornillo transversal y tornillo expansivo) son preferibles a las extracorticales por varias razones que se exponen a continuación.

Desde el punto de vista del paciente, la fijación anatómica es la que resulta más cómoda, porque no advierte el mismo la presencia de cuerpos extraños a través de la piel. Según Magen *et al.* (1999), las fijaciones de perfil prominente son peores porque causan dolor e irritación. Fu y otros (datos no publicados, referidos por Nagarkatti *et al.*, 2001) sugieren que la fijación con suturas atadas a un poste o los broches dan lugar a una baja rigidez y permite los micromovimientos del injerto en el túnel, lo que llamaron *"bungee cord effect"*, y que puede causar un agrandamiento del túnel y un fallo temprano del injerto. Un problema adicional de la fijación externa en la tibia es la falta de tejido blando sobre el elemento fijador, lo que puede provocar irritación y a veces requiere una extracción del hardware (Shino y Pflaster, 2000)

El problema de las fijaciones externas con materiales de aporte (Scheffler *et al.*, 2002) consiste en que, aunque la resistencia sea elevada, la rigidez es bastante baja. En realidad no hay más que pensar que estamos colocando elementos en serie, y que en este caso la rigidez total siempre es más baja que la más baja de cualquiera de los elementos conectados. En esta línea, Paschal *et al.* (1994) concluyen que la fijación con tornillo interferencial es mejor que la postfijación, formada por suturas amarradas a un tornillo y arandela. Scheffler *et al.* (2002) muestran claramente que la fijación anatómica del injerto mejora significativamente la rigidez anterior de las reconstrucciones de rodilla durante la carga cíclica. Sugieren estos investigadores que la fijación anatómica se debe preferir al anclaje de los tendones de la corva y que se debe evitar el uso de materiales de unión.

Existe, según Magen *et al.* (1999) una fijación extracortical tibial que en cuanto a rigidez es capaz de competir con las anatómicas, el Whaserloc. Éste proporciona elevados valores de resistencia y adecuada rigidez. Las arandelas en tándem también funcionan muy bien en humanos, pero sólo cuando está bien realizado, con los dos tendones (gracilis y semitendinoso) de la longitud adecuada. Si el gracilis es muy pequeño y no llega a la segunda arandela el sistema de fijación es mucho peor. Por tanto, si el gracilis es muy pequeño es adecuado considerar otro método de fijación (Magen *et al.*, 1999).

No obstante, las fijaciones extracorticales producen unas resistencias iniciales de fijación más elevadas que las anatómicas (Scheffler *et al.*, 2002), excepto para el tornillo transversal. El estudio de los datos de la tabla 30 parece sostener esta hipótesis, aunque sería necesario un análisis estadístico para confirmarlo.

4.3.10.- Análisis de las fijaciones anatómicas.

El tornillo interferencial es el dispositivo de fijación sobre el que más literatura se dispone y, según numerosos autores, es considerado el estándar de fijación. Además, sirva para fijar tanto tendones sin inserciones óseas (DLSG), como con pastillas de hueso (BPTB). Sin embargo, el tornillo interferencial metálico tiene algunas desventajas. Primero, la cirugía de revisión con tornillos metálicos es a veces complicada porque los tornillos interferenciales son difíciles de retirar (Pena *et al.*, 1996). Segundo, el tornillo metálico puede distorsionar las imágenes de los scanners de resonancia magnética. Sin embargo, si se usan tornillos de titanio en vez de acero inoxidable se minimizan los problemas con los scanners (Rupp (2) *et al.*, 1999). Tercero, se puede producir la divergencia (Schroeder, 1990; Seitz *et al.*, 1999), que consiste en que el tornillo no siga exactamente la misma dirección del túnel óseo, lo que da lugar a una fijación de muy mala calidad. Cuarto, la laceración de la sutura por el tornillo y el daño del injerto con la rosca del mismo, puede

provocar una más lenta osteointegración. Con el tornillo RCI se reduce el daño al injerto y Stadelmaier *et al.* (1999) no encontraron evidencias de laceración debidas al tornillo cuando ensayaron con este tipo de tornillos, sin embargo, a la vista de los resultados de la tabla 30, el RCI no parece un buen sistema de fijación.

Para evitar algunos de los inconvenientes del tornillo interferencial metálico se ha desarrollado el tornillo interferencial biodegradable. La fijación con tornillos biodegradables parece ser una alternativa razonable a los tornillos de titanio (Kousa et al. 2001; Caborn et al. 1998). Estos autores no encuentran diferencia significativa en la carga máxima que son capaces de soportar los dos tipos de tornillo. Pena *et al.* (1996) indican que, aunque detectaron mayor resistencia con los tornillos metálicos, la resistencia de la fijación con tornillos biodegradables sigue siendo aceptable. La complicación intraoperatoria peor que presentan los biodegradables es que se pueden romper (6.3% de 189 operaciones, McGuire et al., datos no publicados, referidos por Pena et al. 1996).

El tornillo transversal presenta el inconveniente de la incisión extra que hay que realizar en la parte distal del fémur. Sin embargo, el concepto de fijación, a nuestro entender, es el mejor que se puede practicar, porque al pasar el tendón doblado se puede desarrollar una alta fuerza de agarre. No obstante, es una fijación sólo femoral y que no vale para fijar la inserción ósea de los injertos.

Los tornillos expansivos han demostrado buenas propiedades y avalan la idea de que la expansión radial es un buen método para la fijación de injertos de LCA.

CAPÍTULO

Evolución del nuevo sistema de fijación del LCA.

5.1.- Introducción.

Se han descrito los sistemas de fijación para injertos de LCA de la rodilla, incluyendo las ventajas e inconvenientes de estos dispositivos. El Departamento de Ingeniería Mecánica de la ULPGC lleva intentando desarrollar un sistema de fijación basado en la expansión radial, fruto de ese empeño ya se ha desarrollado una tesis doctoral (Martel, 2003) sobre este mecanismo, la idea original se ha rediseñado, en aras de conseguir optimizar los resultados que se plantearon. El principio de funcionamiento de la expansión radial, consiste en la compresión entre el injerto y el túnel óseo; esta compresión genera unas fuerzas de rozamiento que son las responsables de fijarlo a su inserción ósea. Este dispositivo es válido tanto para la fijación tibial como para la femoral, y se introduce a través de los túneles óseos con lo que no hacen falta más incisiones que las estrictamente necesarias para practicar los túneles.

El concepto de la fijación radial nace de la idea de conseguir una fijación anatómica que no provoque daño al injerto, como ocurre con el tornillo interferencial, con la ventaja de no cortar los tendones y huesos con la rosca, y evitar torcer los tendones o que se produzcan desplazamientos de los injertos como a menudo ocurre con los tornillos interferenciales, mejorando la estabilidad como resultado de un mayor contacto y una mayor zona de presión entre el implante y el hueso, rápida y fácil implantación ya sea abierta o mediante técnica endoscopia facilitando su osteointegración. Los sistemas de fijación femoral con tornillo transversal consiguen esto, pero sólo son válidos para el fémur y requieren una incisión adicional. Por esto, se ha pensado en que la idea de expansión que provoca una compresión del injerto contra el hueso solventaría estos problemas, ya que según Having (datos no publicados, referidos por Nagarkatti *et al.*, 2001) la compresión del injerto contra la pared del túnel puede producir una mejora en la curación. En esta línea se han desarrollado algunos sistemas de fijación como el tornillo interferencial con vaina (figura 4.12), y el tornillo expansivo (apartado 4.3.7), pero pensamos que la expansión que consiguen estos dispositivos no es tan uniforme como la lograda con nuestro mecanismo.

El nuevo mecanismo está diseñado para injertos libres, es decir, sin inserciones óseas, normalmente de los tendones gracilis y semitendinoso (DLSG). No obstante, no se descarta su validez para injertos con pastillas óseas, como habitualmente se hace con el tendón rotuliano (BPTB). En este estudio no se comprobará este extremo, porque se utilizaran exclusivamente tendones libres.

5.2.- Descripción del anterior mecanismo y sus modificaciones.

Para nuestro trabajo partimos del diseño base indicado en la fotografía, Nº 5.1 desarrollado en la tesis de Martel, 2003.

5.2.1.- Dispositivo con clavo interior expansor.

Este mecanismo de expansión mostrado en la figura 5.1, tiene 31 mm, de largo por 8 mm, de diámetro sin expandir y el material empleado en su fabricación es aleación de titanio grado 5, TiAl6V4, que es el mismo empleado en el tornillo interferencial, en la imagen se puede apreciar el dispositivo montado y expandido. En el despiece (figura 5.7) se puede ver como el elemento interior que logra la expansión es un elemento liso; el fabricante del dispositivo, fue Talleres Coso SL, Lleida, España.



Fig. 5.1. Mecanismo expandido. De Martel. Validación y rediseño de mecanismo de expansión radial para la fijación ósea de injerto de ligamento cruzado anterior de la rodilla. UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA (2003).

El mecanismo expansor para LCA consta de varias piezas¹, que le permiten el efecto de expansión. La primera pieza se le denomino **tornillo base** pero nosotros la vamos a llamar **cuerpo guía**, esta sirve de soporte al resto del conjunto (figuras. 5.2 y 5.3). El tornillo base tiene cuatro ranuras longitudinales, dispuestas a 90^o entre sí, que sirven de soporte a las **alas** *móviles* (figuras. 5.4 y 5.5). Las alas tienen una parte circular exterior que será la que entre en contacto con el hueso o con el injerto, y una parte circular

¹ Todas las piezas del mecanismo están fabricadas del mismo material, por lo cual tendrían el mismo color. Se han dibujado de distintos colores para que resulte más fácil distinguir entre ellas. Asimismo, las roscas no se han dibujado.

interior (aletas de sujeción) que sirve para impedir que se salga, en sentido radial, de las ranuras del tornillo base. El extremo superior del tornillo base está roscado (aunque no se aprecie en la figura), y es donde se inserta la *tapa* del conjunto (fig. 5.6). La misión de la tapa es impedir que las alas se salgan del tornillo base en sentido axial. En el extremo de la tapa hay un taladro que sirve para pasar un hilo de sutura por el mismo, y tirando de éste insertar el mecanismo. La expansión de las alas se produce al introducir en el alma del tornillo base una pieza, denominada tachón o *clavo interior* (fig. 5.7). El radio exterior del vástago del clavo interior coincide con el radio interior, todas las piezas quedan correctamente ajustadas (fig. 5.10). Por otra parte, el extremo del clavo interior es ahusado, y las alas tienen un rebaje en el extremo (fig. 5.5) que está en contacto con el extremo del tornillo base. Esto se ha hecho así para facilitar la penetración del tornillo interior y conseguir, así, una correcta apertura de las alas.

El montaje del mecanismo se efectúa introduciendo cada una de las 4 alas en las ranuras del tornillo base. A continuación, se rosca la tapa sobre el cuerpo guía, obteniendo el dispositivo cerrado. Para expandir el dispositivo, lo que se hace sólo cuando está en su posición anatómica correcta, se tiene que insertar el clavo interior. En las figuras 5.8, 5.9 y 5.10 se pueden apreciar detalles del despiece y el montaje.



Fig. 5.2. Cuerpo guía.



Fig. 5.3. Cuerpo guía. Detalle de las ranuras de inserción de las alas.



Fig. 5.4. Vista frontal del ala.



Fig 5.5. Vista lateral del ala. Obsérvese a la derecha el rebaje que facilita la inserción del tornillo interior.



Fig 5.6. Tapa del mecanismo. El taladro del extremo sirve para enhebrar un hilo que ayude a la inserción del dispositivo.



Fig 5.7. Tornillo interior expansor. La punta ahusada facilita la apertura de las alas.



Fig. 5.8. Despiece del dispositivo



Fig. 5.9. Arriba, dispositivo cerrado. Abajo, tras introducir el tornillo interior y abrir las alas.



Fig. 5.10. Vista en sección del dispositivo cerrado (izquierda) y abierto (derecha).

Las dimensiones del mecanismo expansor cerrado, antes de insertarse el clavo interior, son de 31 mm de largo por 8 mm de diámetro. El diámetro una vez expandido es de 10.8 mm, obviamente el largo no cambia. Por tanto, con este dispositivo se logra una expansión diametral de 2.8 mm, como se aprecia en la figura 5.10.

5.2.2.- Dispositivo con tornillo interior expansor de cabeza roscada.

Para mejorar el dispositivo descrito anteriormente y tratar de solucionar algunos problemas surgidos con este, como era la circunstancia de tener que introducir el elemento liso o aguja a golpes, se pasó a un primer rediseño del mismo, para ello intentamos eliminar el elemento liso interior, y sustituirlo por un tornillo roscado, en su cabeza. (Ver figura 5.11).



Fig. 5.11. Tornillo expansor con cabeza roscada.

Este tornillo de cabeza roscada tiene 25 mm de longitud y 3,6 mm de diámetro, en su cabeza tenemos 3 mm roscados con un diámetro de 4,80 mm, es decir que la cabeza del tornillo guía fue también roscada interiormente para poder alojar este. (4,80 mm). Ver figura 5.12. y 5.13.



Fig. 5.12. Dispositivo expandido tras introducirle el tornillo interior.



Fig. 5.13. Despiece del mismo.

Sin embargo, no se resolvió uno de los principales problemas de este mecanismo, que es tener que introducir a golpes el tachón, esto como veremos se rediseño posteriormente, sustituyéndolo por un tornillo totalmente roscado. Este mecanismo presentaba además otro problema añadido y es su escasa adherencia con el tendón, dado que las superficies de las alas son extremadamente lisas.

5.2.3.- Dispositivo con tornillo interior expansor totalmente roscado.

Se paso a un diseño posterior, que consiste en utilizar un tornillo interior expansor totalmente roscado, el cual se introduce con suavidad mediante una llave Allen como el mostrado en las figuras 5.14. y 5.15.



Fig. 5.14. Vista del dispositivo con el tornillo interior roscado y la tuerca roscada añadida.



Fig. 5.15. Despiece del dispositivo con el tornillo interior roscado.

Tenemos que destacar que para poder hacer esta modificación se tuvo que añadir una "**tuerca roscada**" (Ver figura 5.15), que permitiera la introducción del tornillo interior expansor. Este tornillo interior al venir roscado tuvimos que hacerlo de 3,80 mm, de diámetro para que produjera la expansión, como lo hacia el clavo interior, pero el cuerpo guía tenia una rosca interior de mayor diámetro 4,8 mm, por lo que se tuvo que añadir una tuerca roscada, cuyo diámetro exterior coincide con el del cuero guía y su rosca interior nos permite introducir el tornillo de 3,8 mm, de diámetro.

Como vemos las modificaciones hasta ahora solo han sido mínimas, pero nos permitieron al realizar gran numero de ensayo y comprobar que estábamos en un buen camino al observar que la expansión se empezaba a realizar con bastante suavidad, aunque persistía el problema del escaso rozamiento entre el tendón y el tornillo, teniendo por tanto escasa adherencia con el tendón, dado que como hemos comentado la superficies de las alas son extremadamente lisas.
5.3.- Descripción del nuevo mecanismo.

Para el desarrollo del nuevo mecanismo, tomamos como partida el dispositivo descrito en el apartado 5.2.3., con el cual se realizaron un gran numero de ensayo para poder comprobar las mejoras introducidas, como fue el conseguir que la expansión se empezaba a realizar con bastante suavidad, y también detectamos los problemas congénito de este prototipo, pues persistía el escaso rozamiento entre tendón y tornillo, dada la insuficiente adherencia con el tendón, por el perfil que tenían las alas, que como hemos comentado, sus superficies son extremadamente lisas. El fabricante del dispositivo, fue Talleres de Reparación de Maquinaria Valentín Sanz Gómez, Las Palmas de Gran Canaria, España.

5.3.1.- Primer prototipo.

Como los resultados obtenidos en ensayos, como se indico anteriormente, no eran totalmente concluyentes se opto por una modificación más en profundidad del dispositivo, dotándolo de una superficie ranurada para aumentar el efecto de rozamiento principio por el que funciona la expansión, así se llego al dispositivo indicado en la figura 5.16., en el que lo comparamos con el prototipo base anterior.



Fig.5.16. Comparación del nuevo prototipo.

Este nuevo prototipo tiene 9,1 mm de diámetro sin expandir y una longitud de 31,8 mm, una vez insertado el tornillo expansor con 3,80 mm, se expande hasta 11,5 mm (el prototipo antiguo tenia 8 mm, de de diámetro sin expandir por 31 mm de largo, el diámetro una vez expandido era de 10.8 mm), como vemos partimos de un diámetro un poco mayor (1,1mm) y conseguimos una mayor expansión.

Si nos fijamos en el nuevo prototipo de tornillo, observamos en la figura 5.17 y 5.18, que esta formado por tres partes fundamentales bien diferenciadas, el cuerpo guía, las aletas y el extremo cónico.



Fig. 5.17. Dispositivo ranurado



Fig. 5.18. Despiece del prototipo

Cuerpo guía.

Tenemos el cuerpo interior que lo vamos a llamar cuerpo guía, este tiene cuatro guías, por un extremo tenemos una especie de tuerca, cuyo interior

tiene una rosca de métrica 4, por donde vamos a enroscar el tornillo interior expansor, en el otro extremo tenemos rosca métrica 7, donde enrosca el extremo cónico, que a su vez cierra las cuatro aletas. La zona en donde se alojan las guías tiene 6,8 mm, de diámetro y 22 mm de longitud mientras que la zona que aparenta ser una tuerca tiene 9 mm, de diámetro y 4 mm de longitud, en su conjunto tiene 26 mm de longitud. (Ver figura 5.19).



Fig. 5.19. Cuerpo guía.

En el extremo en que tenemos la rosca 7x100, en su interior se aloja una pieza cilíndrica o casquillo que sirve de refuerzo y tope, que tiene 5,3 mm de diámetro y 4,20 mm de longitud. (Ver figura 5.20)



Fig. 5.20. Cuerpo guía y casquillo tope.

Esta pieza del mecanismo, que hemos denominado casquillo que muestra la figura 5.20, teniene por función, darle al mecanismo una rigidez antes los esfuerzos laterales a los que se va a estar sometido.

Aletas.

Tenemos cuatro aletas iguales, como muestra la figura 5.21., a las que se la han hecho por fuera un ranurado transversal al eje principal del tornillo, ese ranurado tiene un paso de 2 mm.



Fig. 5.21. Aletas ranuradas.

Estas alas tienen 17,5 mm de longitud por 6,30 de ancho y 4 mm de alto como apreciamos en la figura 5.22.



Fig. 5.22. Vista lateral y frontal de las alas.

Las hendiduras están diseñadas de forma tal que cuando se tire, enganchen al tendón, observemos como queda la hendidura con respecto a la cabeza o extremo cónico del tornillo en la figura 5.23. En esa misma figura podemos apreciar como el ala tiene en su extremo un rebaje o achaflanado, para facilitar la entrada suave del tornillo interior roscado.



Fig. 5.23. Detalle del ala con respecto a la cabeza del tornillo.

Este ranurado que tiene 0,4 mm, de abertura y 0,4 mm, de profundidad, con un ángulo de 45°, como podemos apreciar en la figuras 5.24.



Fig. 5.24. Detalle del ángulo, abertura y paso del rasurado.

Extremo cónico.

El extremo con acabado cónico tiene un ángulo de 30º con respecto a la horizontal y tienen una rosca interior métrica 7 para poder enroscar el cuerpo guía. (Ver figuras 5.25 y 5.26).



Fig. 5.25. Angulo de 30º del extremo cónico.



Fig. 5.26. Rosca métrica 7 en el interior del extremo cónico.

5.3.2.- Segundo prototipo. Prototipo final.

Basados en el primer prototipo se realizaron una serie de modificaciones muy ligeras al mismo, por lo que solo vamos a comenta estas modificaciones ya que la estructura del tornillo básicamente es la misma.

La primera modificación fue introducir en el casquillo o tapa un taladro que sirve para pasar un hilo de sutura, de tal forma que al tirar desde ahí facilitemos la inserción del mecanismo. Esta modificación ya la tenia el dispositivo con clavo interior expansor, ver apartado 5.2.1. y nos pareció correcta, pues facilita el alojamiento del tornillo en e túnel óseo. (Ver figura 5.27).



Fig. 5.27. Detalle del taladro en el casquillo o tapa.

Cánula de inserción.

Este nuevo prototipo lo hemos diseñado con un acople posterior, que llamamos "cánula de inserción", que nos permitiría alojar el tornillo no solo en el túnel tibial sino alcanzar el túnel femoral. Ver figura 5.28.



Fig. 5.28. Detalles del acoplamiento entre el tornillo expando y la cánula de inserción.

La "cánula de inserción", es fundamentalmente un cilindro hueco y tiene un diámetro exterior de 8,5 mm, y una longitud de 115 mm, como su nombre indica interiormente esta canulado para permitir el paso de un Llave Allen, que es la herramienta usada para atornillar/desatornillar el tornillo que tienen cabeza hexagonal interior. La cánula tiene un taladro interior de diámetro de 4,5 mm.

Uno de sus extremos tiene cuatro tetones o protuberancias que se alojan en la parte final del cuerpo guía, (Ver figura 5.29, 5.30 A y 5.31 A) y el otro extremo sencillamente es un tornillo de de cabeza hexágonal de 7 mm. Ver figura 5.30 B y 5.31 B.



Fig. 5.29. Detalle de los tetones de acople entre cuerpo guía y cánula de inserción.



Fig. 5.30. Detalles de los extremos de la cánula de inserción.



Fig. 5.31. Medidas exteriores de la cánula de inserción.

Α

Cuerpo guía.

El cuerpo guía de este prototipo, es exactamente igual al descrito en 5.3.1, con las mismas dimensiones, con la única diferencia de que el extremo en el que tenemos la especie de tuerca, y en cuyo interior tiene una rosca de métrica 4, se han realizado cuatro orificios, para alojar los tetones de la cánula de inserción, como puede verse perfectamente en la fotografía de la figura 5.29.

CAPÍTULO

Materiales y métodos.

6.1.- Introducción.

En este capítulo se describirán los aparatos utilizados para la realización de los ensayos y los procedimientos que se han adoptado en los mismos. Los contenidos de este capítulo se indican a continuación.

En el apartado 6.2 se realiza un análisis comparativo y crítico de los factores que definen cada ensayo, como son la definición de los parámetros, el tipo de tejido y zona a ensayar, la dirección del vector de carga, el tipo de ensayo, la pretensión, y el número de ensayos.

En el apartado 6.3 se describen los aparatos necesarios para llevar a cabo los ensayos. La máquina universal dinámica de ensayos, con su instrumentación y su software, que nos ha permitido efectuar los ensayos biomecánicos.

En el apartado 6.4, se describe el protocolo de los ensayos, explicando los factores de ensayo (apartado 6.2) que se adoptaron. Asimismo, se describen las técnicas de colocación de los dispositivos de fijación y los procedimientos de ensayo.

Se termina con el apartado 6.5 donde se describen los métodos estadísticos y de obtención de gráficas, utilizados para la interpretación de los resultados.

6.2.- Estudio de los factores de ensayo.

6.2.1.- Tipos de Ensayo.

Fundamentalmente, los ensayos que se llevan a cabo son de tres tipos, ensayos estáticos, cíclicos y de dureza, que pasamos a definir:

Ensayo estático (*pull-out test*): Se denomina así al ensayo en el que se somete al conjunto hueso-sistema de fijación-injerto a una carga o alargamiento progresivo hasta que se produce la rotura o fallo de cualquiera de los componentes del conjunto. También se llaman ensayos de carga hasta rotura.

Ensayo cíclico (*cyclic-load test***)**: En estos ensayos se somete al conjunto hueso-sistema de fijación-injerto a una carga de valor fijo y se descarga, repitiendo este proceso durante un número prefijado de ciclos. Alternativamente, también se puede realizar el ensayo cíclico entre dos valores de carga determinados, es decir, sin llegar a cero y volver a cargar, dejando siempre un valor mínimo de la carga. A este tipo de prueba también se le denomina ensayo dinámico.

Ensayo de dureza Brinell (Hardness Brinell): En estos ensayos se calcula la dureza del material por la resistencia a dejarse penetrar por otro cuerpo más duro que llamamos penetrador, este método utiliza como penetrador una bola de acero templado de 10 mm de diámetro al que se le aplica una carga durante un tiempo determinado.

El ensayo estático mide la habilidad del sistema para resistir cargas traumáticas repentinas, pero no representa las bajas cargas repetitivas que se esperan en la rehabilitación normal postoperatoria (Giurea *et al.*, 1999). En la misma línea, Stadelmaier *et al.* (1999), indican que los ensayos cíclicos sirven para evaluar el aumento de laxitud en la articulación bajo cargas repetidas. No obstante, en la literatura científica relacionada con el LCA, el ensayo estático es el básico para determinar la validez de los dispositivos ensayados. Los ensayos de dureza los hemos utilizado fundamentalmente para comparar las propiedades mecánicas del hueso frente a bloque de poliuretano que intentan imitar a este.

6.2.2.- Velocidad del ensayo.

Vamos a referirnos en primer lugar a la velocidad en los ensayos estáticos, aunque se puede definir este parámetro como la velocidad de aplicación de la carga (*load rate*), lo usualmente aceptado, es definirlo como la velocidad de deformación (*strain rate*) impuesta al elemento a ensayar. Sus unidades usuales son, por tanto, mm/s o mm/min. Sin embargo, muchos autores se refieren a la velocidad de deformación en un porcentaje por segundo de la longitud total del objeto ensayado, en nuestro caso del injerto. Los valores utilizados por los investigadores son muy variados y de alguna forma, arbitrarios, al no indicar el porqué de su elección.

Entre los autores que indican la velocidad en valores absolutos podemos citar los siguientes: 1800 mm/min (Stadelmaier *et al.*, 1999; Shaphiro *et al.*, 1995; Aune *et al.*, 1998), 1524 mm/min (Shino *et al.*, 2000), 500 mm/min (Rowden *et al.*, 1997; Stapleton *et al.*, 1999; Giurea *et al.*, 1999), 360 mm/min (Paschal *et al.*, 1994), 250 mm/min (Giurea *et al.*, 1999, en ensayo dinámico),

120 mm/min (Nagarkatti *et al.*, 2001; Scheffler *et al.*, 2002, en ensayo dinámico), 60 mm/min (Steiner *et al.*, 1994; Weiler *et al.*, 2000), 50 mm/min (Rupp *et al.*, 1999; Pena *et al.*, 1996; Kousa *et al.*, 2001 y 2003, Baker *et al.* informe interno Arthrex), y 20 mm/min (Caborn *et al.*, 1997 y 1998; Rowden *et al.*, 1997, en ensayo dinámico). Entre los que dan la velocidad de deformación en forma de porcentaje destacamos los siguientes valores: 100% (Brahmabhatt *et al.*, 1999), 10% (To *et al.*, 1999 en ensayo cíclico), y 5% (Magen *et al.*, 1999). Becker *et al.* (2001), fueron los únicos, de entre los que tenemos noticia, que aplicaron control por carga, a 90 N/s en ensayos cíclicos. Sin embargo, indica que cargaron entre 50 y 250 N a 90 N/s con una media de 83 ciclos por minuto, lo cual es imposible, así que se ha de tomar con cautela esta velocidad de aplicación de carga.

Como se desprende del análisis de los datos anteriores, las velocidades son muy dispares, difiriendo entre la más rápida y la más lenta en 90 veces. Por ello, pensamos que la velocidad de aplicación de la carga es un factor al que no se le ha prestado suficiente atención. En nuestro conocimiento actual, no existe ningún estudio que analice la influencia de este parámetro. A nuestro entender, una carga aplicada a alta velocidad simulará una carga traumática sobre la articulación, mientras que a baja velocidad simulará mejor el comportamiento durante el periodo de rehabilitación postoperatorio normal.

Las velocidades elegidas por nosotros, para la realización de este tipo de ensayos son 30 mm/min, 300 mm/min, 600 mm/min, 1200 mm/min y 4000 mm/min.

Para los ensayos cíclicos no contempla este concepto de velocidad de aplicación de la carga, pues la carga se aplica según una función que puede ser senoidal, cuadrada o triangular.

En el caso del ensayo de dureza la carga y la velocidad de avance del dispositivo de aplicación de la carga deben poder regularse dentro de límites

definidos, por ejemplo la Norma UNE – EN 1534 contempla alcanzar 1 kN en 15 ± 5 s., en definitiva la velocidad de aplicación de la carga tiene que ser muy baja, y esta establecida por diferentes normativas, según los materiales, pues el ensayo se debe considerar estático. Nosotros hemos utilizado una aplicación de la carga 2 N/s, Hemos elegido este método porque nos dará una cifra de dureza macroscópica y se puede emplear en materiales como la madera.

6.2.3.- Definición de los parámetros.

A lo largo del ensayo se obtienen una serie de parámetros, como son:

Grafica Fuerza-Alargamiento *(load-displacement curve):* No es realmente un parámetro, sino la representación gráfica de la fuerza ejercida, en el eje de ordenadas, frente al alargamiento, en el eje de abscisas (figura 6.1.). Sobre esta gráfica se determinan los otros parámetros que se definen en este epígrafe.

Resistencia o carga última *(ultimate strength)*: Se define como la máxima fuerza que es capaz de aguantar el conjunto hueso-sistema de fijacióninjerto durante el ensayo de tracción.

Carga de fluencia (yield load): Para definir la carga de fluencia es necesario suponer una recta que pase por la parte lineal de la gráfica fuerzaalargamiento y que intercepte al eje de abscisas. La carga de fluencia se define como la fuerza donde una segunda línea, paralela a la anterior pero interceptando al eje x a un alargamiento 0.5% mayor, corta a la curva fuerzaalargamiento.



Fig.6.1. Gráfica fuerza-alargamiento de un ensayo del sistema de fijación.

Deslizamiento (*slippage*): Como todo sistema, el conjunto huesosistema de fijación-injerto se deforma al entrar en carga. El deslizamiento se define como el desplazamiento que sufre el tendón en el sistema de fijación. De esta forma, cuando se ensaya el conjunto hueso-sistema de fijación-injerto, se produce un alargamiento total que es la suma del alargamiento del injerto, del alargamiento del hueso (despreciable), y del deslizamiento. Este deslizamiento se puede referir tanto al producido a la carga de fluencia como a la carga máxima. En los ensayos del injerto sólo (tendón), no se produce deslizamiento, sino sólo un alargamiento del mismo.

Debido a la naturaleza viscoelástica de los tendones que componen el injerto, el alargamiento del mismo estará formado por dos componentes, una que se recupera al cesar la carga y otra que no se recupera, dando lugar a un alargamiento permanente. Sin embargo, el deslizamiento es intrínsecamente no recuperable, ya que al cesar la carga, lo que el injerto se haya desplazado a

lo largo del sistema de fijación, obviamente, no va a deslizarse en sentido contrario.

A la hora de comparar resultados con otros autores, es muy importante tener en cuenta como éstos han definido el deslizamiento, porque el incluir o no el alargamiento del tendón, varía los resultados de una forma sustancial.

Rigidez (*stiffness*): Se define como la pendiente de la parte lineal de la gráfica fuerza-alargamiento obtenida en los ensayos. O, de otra manera, es la fuerza dividida entre el alargamiento para la parte lineal de la gráfica, considerando que el alargamiento es nulo cuando la prolongación de la parte lineal de la gráfica corta al eje de abscisas (figura 6.2.). Esta rigidez, denominada rigidez total (K_T), viene determinada por dos factores, la rigidez propia del injerto (K_I) y la rigidez debida al sistema de fijación (K_{SF}). Teniendo en cuenta que el injerto y el sistema de fijación están colocados en serie, la relación entre las rigideces es:

$$K_T = \frac{K_I \cdot K_{SF}}{K_I + K_{SF}}$$
 Ec. 6.1.

Para la determinación de la rigidez se toma, como se ha indicado, la parte lineal de la zona elástica, ver figura 6.2, despreciando con ello el deslizamiento que se produce en la zona de pie (*toe-in region*) que se puede presentar al principio del gráfico, como el que se ve en las figuras 6.1 y 6.2. Esto se hace así porque se supone que este deslizamiento inicial se evitará con una adecuada pretensión del injerto como veremos en el apartado 6.2.7.



Fig.6.2. Determinación de la rigidez en una gráfica fuerza-alargamiento

To *et al.* (1999), han demostrado que la rigidez que es necesario controlar es la del sistema de fijación, puesto que es menor que la del injerto, y al estar en serie con éste es la que más negativamente afecta a la rigidez total. De esta forma, es mejor utilizar un método de fijación más rígido, que tratar de disminuir la longitud del injerto para disminuir su rigidez.

6.2.4.- Tipos de tejidos a ensayar.

Como se van a ensayar dispositivos para la fijación de injertos de LCA en el cuerpo humano, en principio, lo mejor sería utilizar rodillas procedentes de cadáveres humanos, para que los ensayos simulen lo mejor posible el comportamiento real que van a tener los dispositivos. Sin embargo, hay razones para preferir especímenes animales en vez de humanos. Los huesos y tendones de especímenes animales pueden ser congelados inmediatamente después de su extracción, y la edad y la densidad mineral ósea de los donantes es más uniforme que la obtenida con donantes humanos. Además, la mayor parte de tejidos humanos que se obtienen son de edad muy elevada, por lo que su comportamiento no se aproxima al del tejido humano joven (Brown *et al.*, 1996, Nagarkatti *et al.*, 2001) y, por tanto, no simulan correctamente el comportamiento de los pacientes a los que normalmente se les practica la reconstrucción de LCA.

Por lo anterior y debido a la dificultad de obtención de especímenes humanos, muchos investigadores han optado por el uso de rodillas animales. Entre las más utilizadas destacan las de bovino y porcino. El uso de una u otra especie ha sido avalado por varios trabajos de investigación. El modelo óseo porcino presenta la ventaja de ser más barato y fácil de conseguir. Las rodillas de cerdo han sido usadas por numerosos autores, a saber: Becker *et al.* (2001), Kousa *et al.* (2003 y 2001), Seil *et al.* (1998), Ishibashi *et al.* (1997), Magen *et al.* (1999), Nagarkatti *et al.* (2001), Paschal *et al.* (1994) y Rupp *et al.* (1999).

Nagarkatti et al. (2001), demuestran que la densidad promedio del hueso porcino (1.42 g/cm²) es similar a la del hueso joven humano (1.30 g/cm²), y significativamente mayor que la de cadáveres ancianos humanos (0.30 g/cm²). Los resultados que obtienen con las rodillas de cerdo son mucho mejores que los obtenidos con las rodillas de cadáveres humanos ancianos. Concluyen que el uso del modelo porcino con densidad comparable a la del hueso joven humano es apropiado para los ensayos de los métodos de fijación de tejidos blandos. Mosekilde et al. (1987), indican que la estructura trabecular y las secuencias de remodelación del hueso porcino son muy similares a las del hueso humano. Por otra parte, Paschal et al. (1992), muestran que la carga última de fallo para los tornillos interferenciales en hueso de cerdo esqueléticamente maduro, es comparable a con la del hueso humano joven (22 años de edad promedio), y significativamente mayor que el hueso humano de especímenes mayores (60 años de edad promedio), en ensayos estáticos. Por ello, infieren que la calidad del hueso de cerdo es similar al del hueso humano joven.

En cuanto al tendón utilizado para simular el injerto de LCA, la mayor parte de los autores relatados anteriormente utilizan el injerto de tendón

rotuliano (BPTB, figura 3.6) del propio animal; excepto Kousa *et al.* (2003), que utilizan el injerto tomado del semitendinoso y gracilis (DLSG, figura 3.8) humanos; Magen *et al.* (1999), que utilizan tendones extensores digitales de bovinos; y Becker *et al.* (2001) que utilizan tensores extensores digitales del propio animal. Evidentemente, los tendones procedentes de animales son de más fácil obtención que los procedentes de humanos. Los siguientes párrafos demuestran la pertinencia del uso de tendones de origen animal.

Becker *et al.* (2001), utilizan dos tensores extensores digitales del cerdo para simular el tendón cuádruple de semitendinosos y gracilis (DLSG), basándose en que, en los ensayos que realiza de comparación con el BPTB de los mismos especímenes, la resistencia de los extensores digitales cuádruples es mayor que la del BPTB. En concreto, obtiene 2519 ± 35 N para los dos extensores doblados. Por otra parte, los valores obtenidos para el LCA humano intacto son: 800 ± 469 N en especímenes de 69.5 años de media (Steiner *et al.*, 1994); 2195 \pm 427 N en especímenes de 26 \pm 6 años (Rowden *et al.*, 1997); 1994 \pm 206 N en especímenes de 39 años de media (Scheffler *et al.*, 2002); 2160 N de media en especímenes jóvenes (Woo *et al.*, 1991); y 2500 N aproximadamente en adultos jóvenes (Kasperczyk *et al.*, 1991). Como se puede deducir de los anteriores datos, el tendón extensor digital porcino, doble y plegado para quedar cuádruple, puede servir para realizar los ensayos de resistencia de los sistemas de fijación, por tener una resistencia similar o superior a la del LCA intacto del ser humano.

Magen *et al.* (1999), utilizan tendones extensores digitales comunes de las patas delanteras de bovinos. Se utilizaron tendones de vacuno porque su rigidez y comportamiento viscoelástico a elevadas tensiones iniciales (20 MPa), no son significativamente diferentes de un DLSG humano. El tendón bifurcado fue dividido en dos mitades. El injerto cuádruple (doble y plegado) fue preparado colocando los tendones uno al lado del otro, doblándolos por la

158

mitad y reduciendo su espesor hasta que lograron pasar por un tubo de 8 mm de diámetro.

Como conclusión de los párrafos precedentes, se indica que el uso de hueso de cerdo tendones porcinos bovinos, y y está validado experimentalmente por estudios anteriores. Sin embargo, Magen et al. (1999) obtienen un resultado contradictorio con lo desarrollado en este epígrafe. Estos autores concluyen que los tejidos animales no son buenos para evaluar la capacidad de fijación de los tornillos interferenciales, porque sobreestiman su capacidad de fijación. En concreto, obtiene una carga máxima de 776 N con tejido animal y de 350 N con tejidos humanos¹. El deslizamiento sufrido por el injerto en el dispositivo de fijación fue todavía más dependiente del origen de los tejidos ensavados, obteniendo 0.2 mm para los tejidos animales y 1.8 mm para los tejidos humanos. Estas conclusiones se deberán tomar con cautela, debido a que la edad de los pacientes no se puede considerar exactamente como la de donantes jóvenes y, además, no se realizó un control densitométrico de los huesos.

6.2.5.- Zonas a ensayar.

Las formas de realizar el ensayo que han seguido los investigadores sobre las fijaciones de injerto de LCA son fundamentalmente dos, a saber, prueba de toda la rodilla y de una de sus partes.

En el primer caso (figura 6.3.), se eliminan todos los ligamentos de la rodilla dejando separados tibia y fémur. Seguidamente se fija el injerto de LCA, previamente preparado y extraído usualmente del mismo donante óseo, tanto a la parte tibial como a la femoral. Finalmente, se coloca la tibia en una de las

¹ Este investigador utiliza 14 tendones gracilis y semitendinosos procedentes de donantes de 47 años de media (rango, de 18 a 67) y 7 pares de tibias de donantes de 35 años de media (rango, de 18 a 48).

mordazas de la máquina y el fémur en la otra, aplicándole movimiento a una de ellas, normalmente traslación tibial anterior, para simular el movimiento del cual el LCA ejerce el control principal. El ensayo se efectúa hasta que se produce la rotura o deslizamiento del injerto o la fijación.



Fig.6.3. Prueba de la rodilla completa De Scheffler *et al.* (2002). © Arthrosc. Ass. North Am.



Fig.6.4. Ensayo sólo con la tibia De Nagarkatti *et al.* (2001). © Am Orthop Soc Sports Med

El otro método, más sencillo (figura 6.4.), consiste en escoger un solo hueso, tibia o fémur, y realizar el ensayo. Para ello, se reconstruye el injerto de LCA en uno de estos huesos, se fija este hueso a una de las mordazas y el injerto a la otra, y se efectúa el ensayo, tirando de la mordaza a la que va fijado el injerto.

Para comparar ambos métodos de ensayo podemos analizar lo que han escrito los autores que han ensayado con toda la rodilla completa. Scheffler *et al.* (2002) concluyen que la zona de fijación tibial es el sitio más débil en las reconstrucciones anatómicas que, recordemos, son las que quedan insertadas en el hueso, como las que se van a probar en este estudio. Por otra parte, Brown (2) *et al.* (1993), Hulstyn *et al.* (1993) y Kurosaka *et al.* (1987), obtienen que la zona de fijación tibial es la más débil para un BPTB. Asimismo, Kohn y Rose (1994), Liu (2) *et al.* (1995) llegan a la misma conclusión. Steiner *et al.*

(1994) obtuvieron, para los tendones de la pata de ganso, que el peor sitio de la fijación era el tibial. Por último, Stapleton *et al.* (1999), usando los tendones de la pata de ganso con varios sistemas de fijación, los modos de fallo que obtienen son un 33% de roturas en las zonas intermedias del injerto, un 43% de avulsiones tibiales y un 24% de avulsiones femorales. La densidad mineral ósea del cóndilo femoral lateral es generalmente mayor que la de la metáfisis tibial, probablemente por eso la parte más débil de la fijación obtenida para estudios animales sea la tibial (Caborn *et al.*, 1998; Brand (2) *et al.*, 2000).

Por tanto, se puede concluir que realizar el ensayo en la parte tibial solamente, puede resultar equivalente al ensayo de la rodilla completa, puesto que el fallo del sistema de fijación se producirá en el lado tibial con una mayor probabilidad. La posibilidad de usar el fémur solamente tampoco es una mala opción, sobre todo para ensayos comparativos, teniendo presente que se sobrevalorarán ligeramente los resultados con respecto a la tibia.

6.2.6.- Dirección del vector de carga.

Una vez decidido que se va a usar el ensayo con un solo hueso y el injerto fijado a él, queda por determinar la forma de tirar del injerto, es decir, el ángulo que va adoptar la fuerza aplicada al injerto. Básicamente, los investigadores han seguido dos técnicas, a saber, tirar en sentido del túnel óseo practicado o tirar formando un cierto ángulo entre la dirección de la carga y el túnel óseo.

El aplicar la fuerza en el sentido del túnel óseo (figura 6.5. B), ha sido el método más ampliamente utilizado², y aunque aplicar la carga de esta manera no simula las condiciones fisiológicas de la carga en el ligamento, representa el

² Los investigadores que han optado por este tipo de técnica son: Magen *et al.*, 1999; Becker *et al.*, 2001; Weiler *et al.*, 2000; Stadelmaier *et al.*, 1999; Shino *et al.*, 2000; Pena *et al.*, 1996; Caborn *et al.*, 1998; Aune *et al.*, 1998; Kousa *et al.*, 2001; y Giurea *et al.*, 1999

"escenario pésimo de carga" (Caborn *et al.*, 1997; Yashuda *et al.*, 1995; Pena *et al.*, 1996). En la parte femoral, esta forma de cargar se aleja bastante de las condiciones fisiológicas de funcionamiento, sin embargo, en la parte tibial, el vector de fuerza es bastante más cercano a la dirección del túnel óseo para un amplio rango del movimiento de la rodilla (Caborn *et al.*, 1998).



Fig.6.5. A) Fuerza formando 30° con el túnel óseo. B) Fuerza en dirección del túnel óseo De Tuompo et al (1996) © Arthroscopy, 12: 422-427. 1996.

Otros científicos han optado por aplicar la carga de distinto modo. Paschal *et al.* (1994) y Nagarkatti *et al.* (2001), someten a carga el injerto paralelamente al eje mayor del hueso, de forma que el túnel queda oblicuo a la dirección de aplicación de la carga (figura 6.5. A). Conviene tener en cuenta cargar el injerto de manera fisiológica mediante la traslación anterior de la tibia sobre el fémur con la rodilla en 20° de flexión, inclina el injerto, provocando una fuerza de rozamiento en el borde intraarticular del túnel tibial. Ésta fricción puede proteger de tensión (*stress shielding*) el extremo distal de la fijación del injerto (Steiner *et al.*, 1994).

Resumiendo, se puede indicar que tirar del injerto paralelamente al túnel óseo representa el peor caso posible y somete al injerto a un vector de fuerza que, en el caso del fémur, probablemente no llegue a alcanzar nunca en condiciones fisiológicas. Sin embargo, presenta la ventaja de que se consigue una comparación directa de resultados con los obtenidos por otros investigadores. Además, se asemeja bastante a la forma fisiológica de trabajar el injerto en su inserción tibial durante una fase del movimiento. Por otra parte, tirar del injerto simulando la traslación tibial anterior (es decir, no en dirección del túnel tibial) es más cercano a las condiciones de carga reales normales, pero no refleja las condiciones de carga que se pueden dar durante algunas etapas del movimiento que, sin embargo, no son las de mayor tensión para el injerto.

6.2.7.- Pretensión del injerto.

Dentro de lo que se conoce como pretensión hay que distinguir tres conceptos distintos, a saber: precondicionamiento o pretensión propiamente dicha, tensión inicial, y carga inicial o precarga.

La pretensión (*pretension o preconditioning*) consiste en someter al injerto a una tensión dada durante un tiempo determinado, con ayuda de un banco de trabajo de injertos (Ver figuras 3.21. y 6.6.). Valores de pretensión son, por ejemplo, 60 N durante 2 minutos con la rodilla a 30° de flexión (Scheffler *et al.*, 2002), o 20 N durante 10 minutos (Baker *et al.*, informe para Arthrex). La pretensión busca eliminar la fluencia del tendón debida a su viscoelasticidad. Se espera así que, una vez en servicio el injerto, no se produzca un alargamiento del mismo.



Fig.6.6. Banco de trabajo para la pretensión de los injertos. AAOS American Academy of Orthopaedic Surgeons http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00297#A00297_R67_anchor

La tensión inicial (initial tension) es la fuerza que se le aplica al injerto justo antes de fijarlo. El objetivo es restablecer y mantener la estabilidad normal de la articulación, eliminando la movilidad del eje y restaurando el rango normal de los movimientos óseos, como se indicó cuando se describió la operación de reconstrucción del LCA. La tensión inicial debe ser la adecuada para eliminar la inestabilidad y no constreñir excesivamente la articulación. Aunque el protocolo óptimo no ha sido definido, Rowden et al. (1997) y el catálogo de Innovasive Inc.³, recomiendan aplicar una tensión Devices de unos 140 Ν aproximadamente. El Doctor Staehelin⁴ aplica una tensión de 80 N al injerto. Numazaki et al. (2002), en un estudio sobre el efecto de la tensión inicial sobre el comportamiento mecánico de la reconstrucción del LCA del conjunto fémurinjerto-tibia durante carga cíclica, concluyen que una tensión inicial de 20 N es suficiente para un injerto del tendón rotuliano. También indican que, para los injertos obtenidos de tendones flexores y fijados con tornillos interferenciales, un incremento de la tensión inicial por encima de los 80 N no presenta ventajas biomecánicas.

³ Innovasive Devices Inc. ha sido absorbida por Ethicon, Johnson&Johnson.

⁴ St. Alban-Vorstadt 51, CH 4052-Basel, Switzerland.

Finalmente, **la carga inicial** (*preload*) es la fuerza que se aplica al conjunto hueso-sistema de fijación-hueso antes de comenzar el ensayo. Es decir, se coloca el conjunto en la máquina de ensayos, se le aplica una fuerza inicial que será considerada como condición inicial, y a partir de ese momento se comienza con el ensayo, estático o cíclico. Los valores de carga inicial aplicados por los investigadores han sido: 5 N (Scheffler *et al.*, 2002), 10 N (Weiler *et al.*, 2000; Shapiro *et al.*, 1995), 25 N (Nagarkatti *et al.*, 2001), y 50 N (Steiner *et al.*, 1994; Kousa *et al.*, 2001).

6.2.8.- Número de ensayos.

Con especímenes animales (porcino y bovino) se pueden llevar a cabo numerosos ensayos, dada la facilidad de obtención de tejidos (huesos y tendones). Sin embargo, el número de ensayos que se puede realizar sobre cadáveres humanos es bastante más limitado, debido a su escasez, sobre todo en el caso de especímenes jóvenes.

Los estudios consultados utilizan entre 8 y 16 especímenes para efectuar los ensayos, tanto para en el caso de rodillas humanas* como para especímenes animales**. Se considera que este número de muestras es suficiente para desarrollar un estudio estadístico adecuado, nosotros optamos utilizar 10 ensayos, en casos excepcionales solo se hicieron 8 ensayos.

^{*} Los investigadores sobre rodillas humanas han realizado el siguiente número de ensayos: Aune et al. (1998), 10 rodillas de media 43 años; Brahmabhatt et al. (1999), 12 rodillas (77.3 \pm 8.99 años); Caborn et al. (1998), 16 rodillas (69.4 \pm 5 años); Kurosaka et al. (1987), 14 rodillas de 58.6 años de media; Pena et al. (1996), 13 rodillas de 42 años de media; Rowden et al. (1997), 20 rodillas (3 grupos) de 42 años o menos; Scheffler et al. (2002), 40 rodillas (6 grupos) de 39 años de media; Shino et al. (2000), 10 rodillas de 51 años de media; Simonian et al. (1998), 6 rodillas de 72 años de media; Stadelmaier et al. (1999), 16 rodillas de 62.6 años de media; Steiner et al. (1994), 36 rodillas (4 grupos) de 69.5 años de media; To et al. (1999), 14 rodillas de 64 años de media; Brand (1) et al. (2000), 20 rodillas ancianas; Dalldorf et al. (1998), 10 rodillas (37 \pm 13); Yagi et al. (2002), 10 rodillas.

^{**} Los ensayos sobre animales han tenido el siguiente número de especímenes probados: Becker *et al.* (2001), 30 fémures de cerdo (3 grupos); Kousa *et al.* (2001), 40 rodillas de cerdo (2 grupos); Paschal *et al.* (1994), 20 rodillas de cerdo; Rupp *et al.* (1998), 40 rodillas de cerdo (4 grupos); Shapiro *et al.* (1995), 32 rodillas bovinas; Weiler *et al.* (2000), 30 rodillas bovinas. Weiler *et al.* (2002), 35 tibias de oveja; Magen *et al.* (1999), 84 tibias porcinas (6 grupos de ensayo) y 14 tibias humanas; Nagarkatti *et al.* (2001), 45 rodillas cerdo y 15 rodillas de 71 años de media.

6.2.9.- Sistemas de fijación utilizados.

Los sistemas de fijación utilizados son un nuevo mecanismo de expansión diseñado por nosotros y el tornillo interferencial utilizado actualmente en las operaciones del LCA. (Ver figura 6.7).

El mecanismo de expansión queda perfectamente definido en el capitulo 5, recordando que sus principales dimensiones son 9,1 mm de diámetro sin expandir y una longitud de 31,8 mm, una vez insertado el tornillo expansor con 3,80 mm, se expande hasta 11,5 mm.

El mecanismo interferencial utilizado es el PROPEL CANNULATED de 9 mm de diámetro y una longitud de 30 mm fabricado por ConMed Linvatec Linvatec Corporation USA. Es un tornillo interferencial canulado que acepta una llave hexagonal de 3,5 mm y permiten utilizar una aguja guía de acero inoxidable de 9". Este tornillo posee una rosca helicoidal doble para una iniciación autocentrante. Están fabricados en aleación de titanio Ti-6AI-4V por ASTM F136.



Fig.6.7. Comparación de los dos sistemas de fijación utilizados.

6.3.- Aparatos de ensayo.

6.3.1.- Máquina universal de ensayos.

6.3.1.1.- Introducción.

Tanto los ensayos de tracción (pull-out), ensayos cíclicos (cyclic-load) como los de dureza (Hardness Brinell) se realizaron en la Máquina Servohidráulica de Fatiga, del Laboratorio de Biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica (D.I.M.) de la Universidad de Las Palmas de Gran Canarias (U.L.P.G.C.), (Ver figura 6.8.), estas máquinas también son conocidas por el nombre de Máquinas Universales Dinámicas, el nombre de universal es indicativo de que con ella podemos hacer un gran numero de ensayos distintos, desde los clásicos ensayos de tracción estáticos y dinámicos, como ensayos de dureza, flexión, pandeo, cortadura, etc., claro esta que tenemos que dotar a la máquina con los correspondientes accesorios para la realización de dichos ensayos. Las características básicas de nuestra máquina en particular, es que tiene un recorrido de vástago de 200 mm y es capaz de aplicar 5000 N.

La máquina de ensayo servohidráulica es de la serie EFH: máquinas servo-hidráulicas para ensayos de fatiga y ensayos dinámicos, con solicitaciones en tracción, compresión, flexión. Se definen de acuerdo con las necesidades del ensayo en cuanto a rango de fuerza, amplitud de desplazamiento, rango de frecuencias, velocidades de carga o deformación, etc. La capacidad de carga es de 5 kN. Es una máquina para aplicaciones típicas de fatiga o comportamiento dinámico, lleva accesorios de ensayo (mordazas, útiles, etc.), como transductores (fuerza, deformación, etc.). El sistema de servocontrol y medida es SCM4000, desarrollado para ensayos dinámicos, con posibilidad de efectuar ensayos con diferentes funciones: rampa, seno, triangular, etc., así como diferentes modos de adquisición y tratamiento.



Fig.6.8. Disposición general de la Máquina de Ensayos. Laboratorio de biomecánica del D.I.M. de la U.L.P.G.C.

6.3.1.2.- Parte de motorización.

La Máquina Universal de Ensayos es de la marca MICROTEST, con el siguiente protocolo:

INSTRUMENTO	MÁQUINA HIDRAULICA DE FATIGA ESCALA 5 KN.
MARCA	MICROTEST.
MODELO	EFH/5/FR.
Nº DE SERIE	R5034.
PATRONES	TRANSDUCTOR DE FUERZA MICROTEST, PBI/2, Nº LF002, INDICADOR DIGITAL MICROTES MIG-1 M049.

El equipo consta de tres partes bien diferenciadas: La primera es la consola de control por medio de un ordenador, en la segunda tenemos la

central hidráulica, panel de válvulas e intercambiador de calor y la tercera es el cuerpo central donde se encuentra la bancada con el marco de ensayos y el puente con un sistema servohidráulico de cabezal móvil.

CONSOLA DE CONTROL:

El control y medida de los ensayos se efectúa con ordenador. La serie EM2/FR emplea el programa **SCM4000 98 13.0.** de MICROTEST, es un sistema que permite al usuario el control y lectura de todas las funciones de la máquina de fatiga o dinámica desde su PC: realizar adquisiciones de datos, control y lectura de fuerza, recorrido, deformación, crear y ejecutar procesos automáticos de ensayos, analizar los datos resultantes, generar informes, etc.

Este sistema trabaja el entorno Windows, con lo que tenemos añadidas todas las ventajas de dicho entorno a todas las operaciones que el usuario realiza con el programa.

Este sistema de control lo veremos detenidamente más adelante en software y control.

CENTRAL HIDRÁULICA:

El grupo hidráulico es del modelo CHM-008 de 8 l/min, de caudal máximo, bomba de engranajes (permite trabajar al actuador a frecuencia de 5 HZ con amplitudes de 10 mm (seno)). Presión regulable de 20 a 220 bar. Deposito de aluminio de 70 litros, nivel visual, termostato, motor de 3kW, filtro de presión, válvula limitadora de presión, servoválvula con amplificador, manómetro e intercambiador de calor aire aceite. (Ver figura 6.9.)

Intercambiador de calor. Tiene por misión refrigerar el aceite por aire y que no se superen los 70° C., si supera esta temperatura, mediante un relé se, manda una señal a través de la manguera de color gris al ordenador y este ordena parar la máquina.

Válvula reguladora de presión. Mediante un componente electrónico regula o limita la presión.

Filtro de presión. Antes de acceder el aceite al cilindro es filtrado, si se detecta suciedad se envía una alarma que par la máquina. Este filtro se pone porque en los ensayos dinámicos las mangueras se pueden fatigar y desprender partículas.

Térmico. Nos daría una alarma si la temperatura sube por encima de los 70° C., no se debe superar esta temperatura, pues a partir de esta, los aceites sufren una degradación. El cambio de aceite se debe hacer una vez al año si tenemos mucho uso: Aceite CEPSA HIDRAULICO HM32 SOPRA 161.



Fig.6.9. Central hidráulica, panel de válvulas e intercambiador de calor.

CUERPO CENTRAL: BANCADA, MARCO DE ENSASOS Y ACTUADOR SERVOHIDRÁULICO DE CABEZAL MÓVIL.

Tienen un Marco de ensayos universal modelo EFH/5 (tracción / compresión) de 5 KN de capacidad dinámica con (Ver figura 6.10.):

- Bancada para fatiga, con alojamiento para servoactuador hidráulico y con posibilidad de fijación de accesorios de ensayos.

- Marco de ensayo de 2 columnas cromadas.
- Cabezal superior posicionable en altura con desplazamiento y bloqueo mecánico (manual).
- Servoactuador hidráulico de 5 kN de capacidad (para 160 bar de presión) y recorrido de 200 mm, transductor de posición de 200 mm de rango incorporado. Acondicionador de señal incorporado en sistema SCM. Frecuencia máxima de trabajo esperada: 5 Hz (Amplitudes de 5 mm).
- Transductor de fuerza extensiométrico (célula de carga) de bajo perfil MICROTEST, tracción / compresión de 5kN estático/dinámico de capacidad para medida de fuerza. Acondicionador de señal incorporado en sistema SCM.
- Accesorios de carga: dos placas de compresión, mordazas MM500 para tracción de probetas planas y cilíndricas


Fig.6.10. Parte delantera del cuerpo central.

En la fotografía 6.9, podemos apreciar que tenemos tres partes diferenciadas, el marco de ensayo o puente, el actuador o pistón y la bancada.

Marco de ensayos: El marco de ensayos tiene dos columnas guías de acero cromado, que son los que proporcionan la rigidez al conjunto; del puente cuelga la célula de carga. Este marco incluye una mampara de protección frente a proyecciones potenciales de fragmentos, construida en perfilería de aluminio y acristalamiento en policarbonato.

La máquina tiene un captador "**célula de carga**", en el que obtenemos la variable fuerza, y posee un solo eje que se mueve, a partir de este obtenemos la otra variable, el desplazamiento o componente de alargamiento.

Actuador o pistón, que funciona con un sistema de doble husillo (de doble efecto: tracción/compresión). Como hemos indicado la máquina es capaz de desarrollar 5.000 N (500 Kg), y dado la rapidez con la que se puede desplazar es enormemente peligrosa, por tanto los ensayos implican una serie de riesgos inherentes, pues se desplazan grandes fuerzas, existen movimiento rápidos y energía almacenada. Se debe tener conocimiento de todos los componentes en movimiento y en funcionamiento que sean potencialmente peligrosos, particularmente el actuador o pistón.

Bancada: Sobre la bancada se sustenta el marco de ensayos, en la figura 6. 11, tenemos la vista posterior de la misma, en su interior se aloja el conjunto actuador electromecánico. Si observamos la figura, vemos el captador electromagnético de desplazamiento en la parte inferior, la longitud se detecta pues por medio magnético, el cilindro es de doble cámara y posee un vástago al cual va acoplado a un imán, al desplazarse el cilindro, se mueve este imán, detectando un captador el movimiento. Al tener dos cámaras, según se le inyecte el aceite en una u otra el pistón comprime o traiciona. En efecto si el aceite entra por la parte superior obliga a "bajar" al pistón y tenemos una acción de tracción, por el contrario si el aceite es obligado a entrar por al parte inferior el pistón "sube" y tenemos una compresión. El elemento que distribuye el aceite es una válvula, si esta se coloca en posición central correspondiente a "0 voltios", no introduce aceite ni por arriba ni por debajo y mantiene el equilibrio

entre las dos cámaras. En función de un sistema de servo, inyectará más aceite en una cámara que en otra, con una gran precisión.



Fig.6.11. Parte trasera de la bancada. Indicando el recorrido del aceite y del actuador.

Traslación del Puente. Si queremos subir el puente tenemos que liberar los tornillos, de la parte trasera, (ver figura 6.12.), se recomienda no subir este a mano, para no provocar desequilibrios, se coloca un taco de madera, aflojar los tornillos y mediante el pistón subir el puente, esta operación se debe hacer

a una velocidad baja (300 mm/min). De esta manera se puede acomodar la zona de ensayo para diferentes longitudes de probetas y diferentes utillajes de ensayos o accesorios.



Fig.6.12. Liberación del puente.

Mordazas: La máquina viene provistas de dos juegos de mordazas que llevan en su interior dos tipos de cuñas, unas planas y otro con un rebaje previsto par probetas cilíndricas, estas cuñas van provistas de un sistema dentado para el agarre de la probetas, la mordazas llevan incorporados unos muelles que nos dan la presión necesaria para producir una mordida, estos muelles son regulables y por tanto nos permiten más o menos presión. En efecto si el ensayo es de tracción no existe ningún problema, pues a medida que aumenta la carga también aumenta el apriete o mordida de las cuñas de la mordaza, pero a compresión las mordazas trabajan en vacío y tenderán a separarse, esto lo tendremos que compensar con la tensión que suministramos con los muelles.

Por lo indicado en ensayos dinámico tenemos que tener el cuidado de que no se den deslizamientos, sobre todo cuando en este se pasa cerca del cero, por lo que se recomienda hacer estos ensayos con una carga previa, por ejemplo aplicar 300N y oscilar entre 100 N y 700N, para evitar el cero, pues se podrían provocar deslizamientos.

Todos los dispositivos incluidos las mordazas se montan con contratuerca y pasador (ver figura 6.13.), la contratuerca realiza un apriete contra el tornillo y evita holguras.



Fig.6.13. Montaje de la mordaza con tornillo y contratuerca.

Sistema de fijación para huesos.

El sistema para la sujeción y apoyo del hueso, esta en la parte inferior de la máquina y consiste en un dispositivo diseñado por nosotros que obliga al hueso a lograr un ángulo de aproximadamente 45° con respecto al eje vertical de la máquina de ensayos (Ver figura 6.14.), con lo que conseguimos se tirar en el sentido del túnel óseo, como se indico en el apartado 6.2.6, este sistema nos permite una fácil y rápida colocación del hueso, de tal forma que al hacer la pretensión el hueso, este solo se coloca en el sentido de tiro del túnel óseo.



Fig.6.14. Dispositivo para la sujeción del hueso tibial.

Vamos a explicar los mandos que encontramos en la bancada (ver figura 6.15.).



Fig.6.15. Interruptores del cuerpo central de la máquina.

Interruptor general: Es el que pone en marcha el equipo, cuando pulsamos el interruptor la **luz de encendido** que está a su lado se ilumina, si este mando esta apagado el equipo no funciona.

Parada de emergencia: Como su nombre indica, podemos provocar una parada de emergencia, es un botón rojo que se encuentra al lado de la luz de encendido, ante cualquier duda de funcionamiento, error, accidente, etc., al apretarlo provocamos una rápida caída de la presión y parada del motor, en la pantalla del ordenador aparecerá una alarma que nos indicará que se ha producido una parada de emergencia exterior y hasta no extraer de nuevo el botón la máquina no funciona. **Nivel de presión:** Nos indica el nivel de presión en el momento de trabajo, cuando este nivel esta a 250 bar sabemos que podemos llegar a los 5 KN, si tenemos una presión menor, no podremos llegar hasta ese máximo de la máquina.

Joystick: Este dispositivo nos permite mover el cilindro de forma manual, así cuando pulsamos el generador se pondrá en marcha, y el cilindro se moverá a la velocidad que tengamos prefijada en el ordenador, esto resulta muy cómodo cuando tenemos que colocar probetas y otros dispositivos. Este mecanismo tiene que estar activado previamente en el programa que comanda al equipo. Al pulsar el Joystick se iluminar de color verde tanto el botón como en la pantalla del ordenador.

6.3.1.3.- Software. Control, medida y registro de datos.

Como se indicó anteriormente el control y medida de los ensayos se efectúa desde un ordenador. La serie EM2/FR emplea el programa **SCM4000 98 13.0.** de MICROTEST, este sistema permite al usuario el control y lectura de todas las funciones de la máquina desde el PC: realizar adquisiciones de datos, control y lectura de fuerza, recorrido, deformación, crear y ejecutar procesos automáticos de ensayos, analizar los datos resultantes, generar informes, etc. (ver figura 6.16.).

Este sistema trabaja el entorno Windows, con lo que tenemos añadidas todas las ventajas de dicho entorno a todas las operaciones que el usuario realiza con el programa.

🧮 Panel de contro	I - SCM4000 98 - UNIV. LAS PALMAS_5kN		
Seguridad	Movimiento cilindro	Lecturas de los canales	<u> </u>
<u>o</u> cgunddd	Función del generador	1 TE 🗹 🛠	
Alustes	Tracción 💌 🍡	Fuerza N	
Ensayos	Fin de rampa	Directa	Cero
	Velocidad	-77	Memo
Control hidraulico	100,02 mm/min	Posición mm	
Motor		Directa	Cero
Reggión		1,39	Memo
	Control generador	Fuerza N	
Control joystick	Marcha 🥥 Parada	Directa	Cero
Joystick	Estado servocontrol	-77	Memo
	Variable de control	Construction of the second sec	
	Posición - mm	Control de ensayos automáticos	
	-0,2 V		
	Consigna	Control método de ensayo	
	0 1,39 mm		
		Control secuencia	
Salir			~
	<		
🛃 Inicio 🛛 💈	😂 🔞 📀 🛛 🧱 Control de ensayos 🛛 🚍	Panel de control - SC	ili 37 🔍 🖏 🙀

Fig.6.16. Vista en el ordenador del panel de control.

Encendido: Es muy importante el orden de encendido, siempre primero encender el ordenador y luego la máquina, para apagar al revés, primero apagar la máquina y después el ordenador. La razón de esto está en la tarjeta de control que tenemos en el ordenador, que necesita saber en todo momento lo que ocurre en la máquina, y la única forma de controlar esto es que cuando se encienda la máquina previamente este encendido el ordenador y cuando se apague la máquina el ordenador todavía este encendido, si esto no se hace así, tendremos un error en las lecturas y si ponemos en marcha la máquina esta intentará ir a las últimas lecturas registradas a una gran velocidad lo que puede provocar un accidente si estamos manipulando algún elemento.

Variable de control: Tenemos dos variables de control, control por posición y control por carga.

Control por posición: Controla en cada momento la deformación o posición. Si estamos controlando por posición, todo lo que hagamos esta basado en desplazamiento, por ejemplo desplazar el cabezal 20 milímetros a una velocidad de 30 mm/min; independientemente de los que ocurra con la carga, esto tiene un riesgo, pues a lo mejor desplazarnos 1 mm suponen 2.000 Kg. Ver en la figura 6.17, dentro del "Estado servocontrol" la variable de control.

Control por fuerza: Controla en cada momento la fuerza que estamos ejerciendo sobre el objeto ensayado. Cuando estamos controlando por fuerza es al contrario que por posición, a la máquina le da igual cuanto tenga que desplazar el pistón, con tal de conseguir la fuerza que le indiquemos. Ver en la figura 6.16 dentro del "Estado servocontrol" la variable de control.



Fig.6.17. Vista del control por fuerza o posición.

Las unidades en posición son mm/min, y en fuerza N/s (más utilizado) ó kN/s.

En ambos casos siempre existen alarmas tanto de fuerza como de posición que no nos permiten superar los máximos para los que esta diseñada la máquina.

El sistema consta de seis programas (Ver figura 6.18.), cada uno de ellos con una función distinta, vamos pues a explicar someramente cada uno de ellos.



Fig.6.18. Programas del sistema SCM4000 98 13.0.

Configuración. El programa de configuración, permite al usuario adaptar las características generales del resto de los programas, a sus necesidades particulares (resolución de las variables de la máquina, unidades de medida, denominación de cada una de las variables, etc.)

Control de acceso. Como su nombre indica, nos permite la entrada a los diferentes programas, el sistema es piramidal y el jefe pude asignar niveles de incorporación a diferentes partes.

Control de ensayos. Es el más importante desde el punto de vista práctico y da al usuario el acceso directo a todas las funciones de la máquina,

la posibilidad de realizar adquisiciones de datos, ejecutar ensayos automáticos, etc.

Editor de resultados. Este es el programa a través del cual, el usuario puede recuperar los ficheros de datos generados con el programa de control y analizarlos en múltiples formas: curvas de datos en varios formatos, columnas numéricas, informes por plotter o impresora, etc.

El conjunto de programas, al estar integrados en el entorno Windows, funciona exactamente igual que cualquier otra aplicación del sistema: Posibilidad de trabajo al mismo tiempo que otras aplicaciones, utilización de los recursos del sistema Windows (impresoras, fuentes de texto, etc.), entorno grafico de trabajo, etc.

Editor de secuencias. Este módulo de edición, permite al usuario crear secuencia de ensayos personalizados, enlazando los comandos y órdenes que contienen el editor.

Tratamiento de datos. Permite al usuario al usuario recuperar ficheros de datos generados por el programa de control y visualizarlos en pantalla, impresora o plotter, exportar datos, etc.

De todos estos programas explicaremos un poco más detenidamente los más utilizados para el desarrollo de nuestro trabajo como son la configuración el control de acceso y el más importante que es el control de ensayos, los programas de edición de resultados de secuencia y tratamiento de datos fueron poco utilizados o sustituidos por programas de entorno Windows.

6.3.1.3.1.- Configuración.

El programa de configuración, permite al usuario personalizar ciertos parámetros de la aplicación de acuerdo a sus necesidades. Estos parámetros afectan características tales como: -Resolución de la lectura de presentación de cada uno de los canales.

-Denominación de cada uno de los canales ("Fuerza", "Posición", "Temperatura", etc.). Ver figura 6.19.



Fig.6.19. Configuración de los canales Fuerza, Posición Tensión.

- Unidades físicas con que se denominan a cada uno de los canales (N, kN, Tm, etc.). Ver figura 6.20.

			_
📟 Configuración canales de	medida		×
들 🗶 🔿			
Canales	Parámetros lectura Parámetros col Descripción Célula de carga: MICROTEST PB-2/10 (100kN) - Nª E10003 Identificación canal Texto Fuerza Configuración lectura Escala max. +10 ∨ 22,000 kN -10 ∨ -22,000 kN	ntrol	

Fig.6.20. Aplicación de unidades físicas a un canal.

- Resolución de presentación de los valores de las alarmas, velocidades, etc.

El programa de configuración consta básicamente de una ventana principal donde aparecen todos los parámetros que el operador puede modificar. A través de esta ventana podemos: cargar un fichero de configuraciones, salvarlo, introducir nuevos datos o modificar los ya existentes, generar informes por impresora, etc.

6.3.1.3.2.- Control de acceso.

Una de las características del SCM400098, es la de poder asignar niveles de acceso por usuario a cada uno de los módulos de la aplicación.

El administrador de la aplicación, puede establecer que operadores tienen acceso a las distintas partes del programa. Por ejemplo, es posible establecer que algunos no puedan acceder al control manual del modulo de control de ensayos; o bien que no puedan cambiar parámetros de configuración de la aplicación, incluso se puede configurar el aspecto del panel de control para cada usuario.

6.3.1.3.3.- Control de ensayos.

Este programa permite el control directo de la máquina de ensayos desde nuestro PC. Esto incluye, desde un control manual simple, hasta la automatización de ensayos y la realización de adquisición de datos.

El modulo de control de ensayos, se compone de una ventana principal, donde se encuentran la mayoría de las herramientas y donde se sitúan algunas de las ventanas auxiliares para la presentación de la distinta información, estado del actuador, lecturas en tiempo real, etc.

🗮 Panel de contro	I - SCM4000 98 - UNIV. LAS PALMAS_5kh			
Panel de contro Seguridad Ajustes Control hidraulico Motor Control joystick Joystick	Consider a control Control a co	Lecturas de los canales	Cero Memo Cero Memo Memo	
Información Salir	Control de ensavos	Método seleccionado		

La ventana de control se muestra en la figura 6.21, con todas las herramientas disponibles.

Fig.6.21. Ventana principal del panel de control.

Desde la ventana principal el operador accede a los comandos y herramientas del panel de control. En la parte izquierda esta situada una barra de opciones, en la zona central tenemos el control para el movimiento del cilindro, en la parte izquierda arriba tenemos la zona de lectura de canales y abajo el control automático. La barra de opciones vertical permite acceder por medio de botones a la seguridad, ajustes, etc.

La ventana central de movimiento del cilindro nos da control directo del movimiento del actuador pudiendo definir el movimiento de este.

6.3.2.- Cortadora metalográfica.

Para la realización de los ensayos de dureza es necesario la obtención de una superficie plana en la que el penetrador fije su huella, para ello es necesario utilizar una cortadora metalográfica (ver figura 6.22).

La cortadora metalográfica empleada es la RAPIFLEX – III, (Metalograf, Buehler, Dusseldorf, Germany), situada en laboratorio de Materiales del Departamento de Ingeniería Mecánica de la ULPGC. Dicho equipo permite el seccionado de muestras de hasta 50x50 mm, usando discos de corte de 200 a 250 mm, en concreto el disco de corte empleado es de la marca Struers de 235 x 1,5 x 22 mm, de diámetro (Ver figura 6.23.). Este equipo esta especialmente preparado para centros de investigación y mediana empresa en donde se necesite un corte metalográfico de cualquier material. Esta equipada con un motor trifásico de 2HP. Tensión a 380 V y 50Hz.



Fig.6.22. Cortadora metalográfica.

Fig.6.23. Disco de corte.

Esta dotada de mordazas de precisión tipo monobloc con máxima apertura de 50 mm, realizando el par de apriete en los vectores pieza-fondomordaza, lo que se traduce en un avance del cuerpo muy suave, ya que prácticamente no hay rozamiento y lo más importante, un apriete correcto de la pieza por muy difícil que sea la geometría de la misma, evitándose que en cualquier momento durante el corte y por la presión del disco, esta sea movida de su posición inicial.

Asimismo permite el corte de rodajas paralelas para ensayos de dureza o de cualquier otra índole.

La cabina de corte con estanquidad total y amplia visibilidad, permite colocar piezas en las mordazas de hasta 300 mm de longitud, posee una puerta transparente con sistema basculante. El disco de corte va situado dentro de una protección de aleación ligera, con su correspondiente tapa de apertura, donde se encuentra el sistema de refrigeración opcional que permite una pulverización del refrigerante.

El equipo de refrigeración autónoma va situado debajo del aparato en un tanque con una capacidad de 30 litros y que se conecta con sus correspondientes tuberías y filtros.

El panel de mando tiene interruptores independientes y lámparas pilotos para las funciones del motor de corte y refrigeración.

Todos los elementos mecánicos y móviles van protegidos por recubrimiento de níquel químico anticorrosivo. El aparato esta pintado en esmalte con pintura especial de elevada resistencia a la abrasión y corrosión.

6.4.- Protocolo de los ensayos.

6.4.1.- Introducción.

Nos hemos propuestos tres objetivos básicos:

1º) Determinar la carga máxima y la rigidez que aguantan dos tipos de fijación, el nuevo mecanismo de expansión diseñado por nosotros y el tornillo interferencial muy utilizado actualmente en las operaciones del LCA. En ambos casos se evalúa el grado de apriete, buscando relacionarlo con las cargas de extracción en la diferentes velocidades de aplicación de la carga. El tipo de ensayo elegido fue el ensayo de tracción (pull-out). Estos ensayos se realizaron en dos medios, en primer lugar en hueso de porcino y en segundo lugar en tacos de poliuretano con diferentes densidades, que intentan asemejar su estructura a la del hueso humano.

Este objetivo es fundamental, nos indicara el sistema de fijación que resiste mejor el injerto, en definitiva con el que obtenemos mejores cargas y en segundo lugar, cual de los sistemas de fijación es más rígido, o lo que es lo mismo ante la aplicación de una carga, en cual se produce mayor desplazamiento.

2º) Determinar en un ensayo dinámico el número de ciclos que resisten estos dos dispositivos a diferentes condiciones, con onda de tipo senoidal y amplitudes de carga de 100N, 200N y 250N, obteniendo asimismo el grado de apriete. Estos ensayos se acotaron, imponiendo dos condiciones, no superara el máximo de 600.000 de ciclos y que el tornillo se desplace (se salga) como máximo 6 mm desde su posición original.

Esto se va hacer para ver en primer lugar, si el nuevo sistema de fijación es capaz de resistir con garantías la rehabilitación y posteriormente, en segundo lugar, comparar los sistemas, conociendo por tanto, cual de los dos sistemas se comporta mejor ante esa rehabilitación.

Estos dos primeros objetivos son los fundamentales, pues con los parámetros que con ellos jugamos, podemos definir si un sistema de fijación es bueno o no, permitiéndonos la comparación entre ambos, esta es la razón por la cual han sido elegidos como meta de esta tesis.

3°) Determinar la dureza, tanto del hueso en vivo como de los bloques de poliuretano empleados; con ello buscamos poder comparar los diferentes materiales utilizados para realizar los ensayos de los dos tornillos descritos anteriormente; se utilizó el método Brinell con bola de 10 mm.

Con este tercer objetivo añadido, menos fundamental que los dos primeros buscamos encontrar una relación entre la dureza del hueso y la dureza de los bloques de poliuretano.

6.4.2.- Protocolo de los ensayos tipo A de tracción (pullout), en hueso de cerdo a diferentes velocidades.

Como ha indicado Martel, 2003, pag. 97, la velocidad de aplicación de la carga es un factor al que no se ha prestado suficiente atención, y señala que no existe ningún estudio que analice la influencia de este parámetro, cosa que pretendemos hacer con esta trabajo. Es claro que una carga aplicada a alta velocidad simulará una carga traumática sobre la articulación mientras que a baja velocidad simulará mejor el comportamiento durante el periodo de rehabilitación.

Hemos realizado ensayos a diferentes velocidades para el tornillo interferencial y para el de expansión, los diagramas obtenidos son de Fuerza (N), frente a desplazamiento (mm), grafica Fuerza-Alargamiento (load-displacement curve). A medida que aumentamos la velocidad de aplicación de la carga aumentamos la frecuencia de muestreo, que inicialmente fue de 20 Hz.

Pretendemos comparar los resultados obtenidos para cada sistema de fijación, intentando que las condiciones de los ensayos fueran, lo más parecidas posibles, en este aspecto tenemos que indicar que el caso del tornillo interferencial se empleó un taladro o túnel más pequeño de 9 mm, y tendón de mayor diámetro 6,5 mm; mientras que en el de expansión se realizó un taladro más grande de 10,5 mm, y se empleo un tendón ligeramente más pequeño (6

mm), lo que nos permite entrar con suavidad el tornillo, necesitándose un par de apriete menor, por tanto más fácil de colocar.

Tenemos que indicar que en todos los ensayos, se tira del injerto paralelamente al túnel óseo, lo que representa el peor caso posible ya que el vector de fuerza se asemeja bastante a la forma fisiológica de trabajar el injerto en su inserción tibial, durante una fase del movimiento.

Como se expuso en el apartado 6.2.2, las velocidades enumeradas por diferentes autores son muy dispares, difiriendo entre la más rápida y la más lenta en 90 veces. Las velocidades elegidas por nosotros, para la realización de este tipo de ensayos son 30 mm/min, 300 mm/min, 600 mm/min, 1200 mm/min, y 4000 mm/min.

El registro de datos se lleva a unas tablas en la cuales recogemos el comportamiento de cada ensayo de la siguiente forma: indicamos en la primera fila la velocidad a la que se realiza el conjunto de ensayo y las condiciones como el diámetro del túnel, tipo y diámetro del tornillo y diámetro del tendón. A continuación en la primera columna tenemos el nº de ensayo, en la segunda el par de apriete, posteriormente tenemos la fuerza máxima registrada en el ensayo y el desplazamiento al que ocurre y el conjunto de columna que siguen a continuación registran las fuerzas hasta que el tendón se sale 6 mm. Se muestran además en las dos últimas filas las medias (μ) y las desviaciones típicas (σ), de las distintas series de ensayos realizados.

ENSAYOS TIPO 1A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Hueso de porcino in Vitro. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 30 mm/min. 11.

ENSAYOS TIPO 2A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos:

Hueso de porcino in Vitro. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 300 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 3A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos:

Hueso de porcino in Vitro. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 600 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 4A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Hueso de porcino in Vitro. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 1200 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 5A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Hueso de porcino in Vitro. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 4000 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 6A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Hueso de porcino in Vitro. Tornillo expansión. 10,5 mm. 6 mm. 30 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 7A.

Material:	Hueso de porcino in Vitro
Fijación:	Tornillo expansión.
Diámetro del túnel:	10,5 mm.
Diámetro del tendón	6 mm.
Velocidad:	300 mm/min.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 8A.

Material:	Hueso de porcino in Vitro.
Fijación:	Tornillo expansión.
Diámetro del túnel:	10,5 mm.
Diámetro del tendón	6 mm.
Velocidad:	600 mm/min.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 9A.

Material:	
Fijación:	
Diámetro del túnel:	
Diámetro del tendón	
Velocidad:	
Número de ensayos:	

Hueso de porcino in Vitro. Tornillo expansión. 10,5 mm. 6 mm. 1200 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 10A.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Hueso de porcino in Vitro. Tornillo expansión. 10,5 mm. 6 mm. 4000 mm/min. 10.

6.4.3.- Protocolo de los ensayos tipo B de tracción (pullout), en bloques de poliuretano.

De los ensayos de pull-out en bloques de poliuretano para el LCA, podemos destacar los realizados por Black et al., 2004, que utilizó un

poliuretano 30/40, nosotros ampliaremos nuestro trabajo a dos materiales más, el poliuretano 20/40 y el poliuretano 10/40, con este estudio, lo que pretendemos es comparar el comportamiento de los tornillos interferencial y de expansión en estos medios que asemejan la estructura del hueso humano.

Para ello se procedió a la compra de:

- 3 unidades modulares de **poliuretano 30/40**, marca SAWBONES, laminados por una cara, de 43 x 120 x 170 mm con densidad en la corteza de 40 pcf (libras por pie cúbico), un espesor de la corteza laminada de 3 mm y densidad del interior del cuerpo 30 pcf. Estos componentes se cortaron extrayéndose 12 bloques de 42 x 40 x 40 mm, de cada una de las muestras, como los que muestra la figura 6.24. (www.sawbones.com).

Estos son los mismos utilizados por K.P. Black, y M.M. Saunders, en su estudio.

- 3 unidades modulares de **poliuretano 20/40**, marca SAWBONES, laminados por una cara, de 43 x 120 x 170 mm con densidad en la corteza de 40 pcf (libras por pie cúbico), un espesor de la corteza laminada de 3 mm y densidad del interior del cuerpo 20 pcf. Estas unidades también se cortaron, extrayéndose 12 bloques de 42 x 40 x 40 mm, de cada una de las muestras.

- 3 unidades modulares de **poliuretano 10/40**, marca SAWBONES, laminados por una cara, de 43 x 120 x 170 mm con densidad en la corteza de 40 pcf (libras por pie cúbico), un espesor de la corteza laminada de 3 mm y densidad del interior del cuerpo 10 pcf. Estas unidades como en el caso anterior se cortaron extrayéndose 12 bloques de 42 x 40 x 40 mm, de cada una de las muestras. Las 6 últimas unidades de poliuretano 20/40 y 10/40, se adquirieron, para hacer un estudio más completo y ver las tendencias del comportamiento de los tornillos interferencial y de expansión en estos medios.



Fig.6.24. Unidad de poliuretano (43x120x170 mm), cortada en 12 bloques.

En la figura 6.25, tenemos el detalle de uno de los bloques extraídos, con las características mencionadas anteriormente, en las que se aprecia perfectamente la diferencia entre la corteza con mayor densidad y un espesor de 3 mm y el cuerpo del mismo.



Fig.6.25. Detalle de uno de los bloques extraídos de la unidad de poliuretano (42x40x40 mm).

Con este estudio pretendemos comparar el comportamiento de los tornillos interferencial y de expansión en estos medio con diferentes densidades y confirmar si se cumplen las tendencia observadas en los ensayos realizados con hueso.

ENSAYOS TIPO 1B.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Tacos de poliuretano 30/40. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 30 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 2B.

Material:	
Fijación:	
Diámetro del túnel:	
Diámetro del tendón	
Velocidad:	
Número de ensayos:	

Tacos de poliuretano 20/40. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 30 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 3B.

Material:	Tacos de poliuretano
Fijación:	Tornillo interferencial.
Diámetro del túnel:	9 mm.
Diámetro del tendón	6.5 mm.
Velocidad:	30 mm/min.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 4B.

Material:
Fijación:
Diámetro del túnel:
Diámetro del tendón
Velocidad:
Número de ensayos:

Tacos de poliuretano 30/40. Nuevo dispositivo (Tornillo de expansión). 10.5 mm. 6 mm. 30 mm/min. 10.

poliuretano 10/40.

ENSAYOS TIPO 5B.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos: Tacos de poliuretano 20/40. Nuevo dispositivo (Tornillo de expansión). 10.5 mm. 6 mm. 30 mm/min. 10.

ENSAYOS TIPO 6B.

Material: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Velocidad: Número de ensayos:

Tacos de poliuretano 10/40. Nuevo dispositivo (Tornillo de expansión). 10.5 mm. 6 mm. 30 mm/min. 10.

Se ha escogido la velocidad de 30 mm/min, para poder comparar con los resultado obtenidos por Blacka K.P., et al, (2004) y los valores de los diámetros porque así podemos comparar en las mismas condiciones, con los ensayos tipo A realizados por nosotros.

Pretendemos comparar los resultados obtenidos para cada elemento de fijación, intentando que las condiciones de los ensayos fueran, lo más parecidas posibles, en este aspecto tenemos que indicar que el caso del tornillo interferencial se empleo un taladro o túnel más pequeño de 9 mm, y tendón de mayor diámetro 6,5 mm; mientras que en el de expansión se realizo un taladro más grande de 10,5 mm, y se empleo un tendón ligeramente más pequeño (6 mm), lo que nos permite entrar con suavidad el tornillo. Como vemos las condiciones iniciales favorecen al tornillo interferencial, como ya se indicó en los ensayos de tracción a diferentes velocidades realizados en hueso.

Igual que como se indico en los ensayos de tracción en hueso, se tira del injerto paralelamente al túnel, lo que representa el peor caso posible ya que el vector de fuerza se asemeja bastante a la forma fisiológica de trabajar el injerto en su inserción tibial, durante una fase del movimiento.

6.4.4.- Protocolo de los ensayos tipo C de dureza Brinell.

Se procedió a la realización de ensayos de dureza Brinell, ver figura 6.26, tanto de la corteza como del interior de los bloque de poliuretano (30/40 pcf, 20/40 pcf y 10/40 pcf) y posteriormente de hueso de porcino in Vitro, la fórmula utilizada para el calcula de la dureza es:

$$HBS = \frac{2 \ x \ F}{\pi D \left(D - \sqrt{D^2 - d^2} \right)} (Kg / mm^2)$$
 Ec. 6.2.

Donde F es la fuerza aplicada, D es el diámetro de la bola (D= 10 mm) y d es el diámetro de la huella.

La obra original de la dureza del hueso se realizó por Lexer en 1929 (James K et al. 1966), el cual no encontró variación de la dureza con la enfermedad o la edad; nosotros pretendemos comparar bloques de poliuretanos y hueso.

En el caso de los bloques se prepara una superficie plana por medio de corte con cortadora metalográfica y posterior desbaste con papel de esmeril de 600. En el caso de hueso solo se cortó con cortadora metalográfica y directamente se midió la dureza.

La razón por la cual optamos por este método fue la sencillez para medir la huella, un casquete esférico y otra consideración es que el clásico método Vickers implicaba perder las condiciones de hueso in Vitro.

En efecto, el proceso para realizar un ensayo Vickers consiste, en realizar un desecado del hueso en un horno durante 72 h a 38 °C, desminarilizados EDTA posteriormente deben ser por (el ácido etilendiaminotetraacético se utiliza comúnmente para estandarizar las soluciones acuosas de cationes de metales de transición) en un período de 2 semanas cambiando la solución cada 2 días y un secado posterior durante 3 noches a 38° C. Después los especímenes son cortados usando una cortadora metalúrgica y desbastados con papeles progresivamente más finos de carburo (400-2500) y pulidos con paño de pulir con alúmina de 0.05 µm, que dan como resultado una superficie espejo, que se puede apreciar al microscopio y determinar la huella de dureza o microdureza Vickers. (Zioupos et al 2007).

Es claro que a nosotros nos interesaba determinar la dureza del hueso en vivo por lo que una vez seguido el proceso de descongelación se procedía al corte con cortadora metalográfica y a la realización directa del ensayo Brinell, que al utilizar una bola de 10 mm, no necesita de todo el proceso de preparación de la superficie pues es una macrodureza, pudiendo emplear el mismo método para los hueso in Vitro y para las bloques de poliuretano.





Fig.6.26. Ensayo de dureza Brinell en el interior

Fig.6.27. Medida de la huella Brinell.

En la figura 6.26 se observa como una vez aplicada la fuerza en un bloque de poliuretano, con el tiempo correspondiente, se pasa a medir la huella con un óptico que lleva incorporado una escala graduada.

ENSAYOS TIPO 1C.

Material:	Tacos de poliuretano 30/40.
Situación:	Corteza.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,306.
Fuerza:	F = 300 N = 30,6 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 2C.

Material:	Tacos de poliuretano 30/40.
Situación:	Interior.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,306.
Fuerza:	F = 300 N = 30,6 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 3C.

Tacos de poliuretano 20/40.
Corteza.
D = 10 mm.
K = 0,306.
F = 300 N = 30,6 Kgf.
T = 120 s.
V = 2 N/s.
10.

ENSAYOS TIPO 4C.

Material:	Tacos de poliuretano 20/40.
Situación:	Interior.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,153.
Fuerza:	F = 150 N = 15,3 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 5C.

Material:	Tacos de poliuretano 10/40.
Situación:	Corteza.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,153.
Fuerza:	F = 150 N = 15,3 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 6C.

Tacos de poliuretano 10/40.
Interior.
D = 10 mm.
K = 0,03.
F = 30 N = 3,06 Kg.
T = 120 s.
V = 2 N/s.
10.



Fig.6.28. Lascas de hueso obtenidas.



Fig.6.29. Cortadora metalográfica.

También se realizó un ensayo de dureza Brinell, del hueso, en su corteza y en el interior, para ello se cortaron tanto tibias como peronés, obteniéndose las cabezas de las mismas así como lascas próximas a las mencionadas cabezas, a una profundidad de 20 mm, estas lascas de hueso deben tener su dos lados paralelos como se indica en las figura 6.27, en este caso no se desbastaba superficie con papel de esmeril, sino que finalizado el corte con cortadora metalográfica (figura 6.28) directamente se procedía a medir la dureza.

ENSAYOS TIPO 7C.

Material:	Hueso de porcino.
Situación:	Corteza.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,153.
Fuerza:	F = 150 N = 15,3 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

ENSAYOS TIPO 8C.

Material:	Hueso de porcino.
Situación:	Interior.
Diámetro bola:	D = 10 mm.
Constante de ensayo:	K = 0,153
Fuerza:	F = 150 N = 15,3 Kgf.
Tiempo aplicación carga:	T = 120 s.
Velocidad aplicación carga:	V = 2 N/s.
Número de ensayos:	10.

6.4.5.- Protocolo de los ensayos tipo D cíclicos (cyclicload).

Los ensayos cíclicos realizados emplearon un movimiento del cilindro con onda senoidal, y amplitudes de 100N, 200N y 250N, frecuencia de 1 Hz, haciéndose un estudio hasta que el tendón se sale 6 mm y un máximo de 600.000 ciclos. Antes de realizar la prueba, se requiere de una carga inicial (*preload*), que es justo la mitad de la amplitud que vamos a realizar. Puede llamarnos la atención de que saltamos de una amplitud de 200N a 250N y parecería lógico emplear 100N, 200N y 300N, y así se comenzó a realizar el estudio, pero comprobamos que los ensayos a 300N están tan cerca del punto de fallo, que no se obtenían resultado satisfactorios, por lo que optamos por bajar la amplitud.

Los diagramas obtenidos son de desplazamiento (mm), frente a tiempo (s), grafica desplazamiento-tiempo, la frecuencia de muestreo fue de 20 Hz.

Pretendemos comparar los resultados obtenidos para cada elemento de fijación, intentando que las condiciones de los ensayos fueran, lo más parecidas posibles, por lo que se siguieron los mismos criterios empleados en los ensayos de tracción, es decir, que el caso del tornillo interferencial se empleo un taladro o túnel más pequeño de 9 mm, y tendón de mayor diámetro 6,5 mm; mientras que en el de expansión se realizo un taladro más grande de 10,5 mm, y se empleo un tendón ligeramente más pequeño (6 mm) lo que nos permite entrar con suavidad el tornillo.

Tenemos que indicar que en todos los ensayos, se tirar del injerto paralelamente al túnel óseo, como se indico anteriormente, lo que representa el peor caso posible.

ENSAYOS TIPO 1D.

Material: Amplitud fuerza: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Número de ensayos: Hueso de porcino. 100N. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 8.

ENSAYOS TIPO 2D.

Material: Amplitud fuerza: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Número de ensayos:

Hueso de porcino. 200N. Tornillo interferencial. 9 mm. 6.5 mm. 10.

ENSAYOS TIPO 3D.

Hueso de porcino.
250N.
Tornillo interferencial.
9 mm.
6.5 mm.
9.

ENSAYOS TIPO 4D.

Material:	Hueso de porcino.
Amplitud fuerza:	100N.
Fijación:	Tornillo expansión.
Diámetro del túnel:	10,5 mm.
Diámetro del tendón	6 mm.
Número de ensayos:	8.

ENSAYOS TIPO 5D.

Material:
Amplitud fuerza:
Fijación:
Diámetro del túnel:
Diámetro del tendón
Número de ensayos:

Hueso de porcino. 200N. Tornillo expansión. 10,5 mm. 6 mm. 9.

ENSAYOS TIPO 6D.

Material: Amplitud fuerza: Fijación: Diámetro del túnel: Diámetro del tendón Número de ensayos: Hueso de porcino. 250N. Tornillo expansión. 10,5 mm. 6 mm. 9.

6.4.6.- Tejidos utilizados.

Los huesos utilizados para realizar los ensayos han sido tibias de cerdo. El uso de tejidos óseos porcinos se explica por su parecida densidad a la del hueso joven humano, lo que los hace válidos para probar fijaciones de injertos de LCA (apartado 6.2.4.).

En el ensayo sólo se usara la tibia, esto se debe a que realizar el ensayo en esta parte solamente, resulta equivalente al ensayo de rodilla completa, porque el fallo del sistema de fijación se suele producir en el lado tibial (apartado 6.2.5.). Las patas traseras de los cerdos se obtuvieron de varias carnicerías locales desprovistas de la mayor parte de los tejidos blandos. De estas patas se extrajeron las tibias, eliminando la rótula, el peroné, el fémur (en los casos en los que estaba) y el resto de tejidos blandos. Una vez preparados los huesos de este modo, se congelaron a -20 °C.

Los tendones utilizados para los experimentos son de origen bovino. En concreto, los tendones extensores digitales, el proceso de extracción de los mismos queda reflejado en la figura 6.29, como vemos anatómicamente se extraen tres tendones, que posteriormente tendremos que medir sus diámetros. El uso de este tipo de tendones bovinos se ha basado en experiencias anteriores como se indicó en el apartado 6.2.4.

Las patas de las vacas se obtuvieron en el Matadero Insular de Gran Canaria, instantes después de sacrificados los animales. Los especímenes obtenidos eran concretamente los segmentos inferiores de las patas, cortadas a una longitud de unos 30 cm aproximadamente, incluyendo todos los tejidos. A cada una de las patas se le extrajo el grupo de los tres tendones extensores digitales y se envolvieron con una gasa impregnada en solución salina normal (solución de cloruro sódico al 0.9%), congelándolos a -20 °C.



Fig.6.30. Proceso de extracción de los tendones extensores digitales de origen bovino.
6.4.7.- Preparación de los especimenes a ensayar.

Los huesos y tendones se dejaron descongelar a temperatura ambiente las 24 horas previas a la realización de los ensayos. Durante este proceso, los tendones se mantuvieron húmedos gracias al aporte de solución salina normal (solución de cloruro sódico al 0.9%) en el que fueron congelados. Además, durante todo el proceso descrito a continuación y hasta la finalización de los ensayos, se mantuvieron, tanto los huesos como los tendones, húmedos mediante el aporte con un nebulizador de solución salina normal (Ver figura 6.30.). El aporte de esta humedad se cuidó especialmente en los tendones (Martin *et al.*, 1998), porque son más sensibles a la pérdida de humedad, como es fácil apreciar cuando se secan.



Fig.6.31. Material para el aporte de humedad a los tendones por solución salina normal.

Del grupo de los tres tendones extensores digitales, se separó cada uno de ellos, clasificándolos por diámetros mediante un calibrador de tendones. Este calibrador consiste en una pieza plana de aluminio con una serie taladros con diámetros crecientes que van desde 4 a 11 mm, y con medio milímetro de

diferencia de diámetros entre ellos (Ver figura 6.31.). Al hacer pasar los tendones por él, se determinó su diámetro. Al no ser los tendones de sección exactamente circular, la determinación del diámetro es una aproximación para poder determinar su área. Durante este proceso de preparación se desecharon los especímenes en mal estado, debido a cortes o laceraciones, etc.



Fig.6.32. Clasificación de tendones por diámetros mediante un calibrador.

Con los huesos y tendones preparados se pasó a ejecutar la reconstrucción de la parte tibial del LCA. Para ello se colocó la tibia sobre una mordaza de banco y se realizo primero una perforación con una aguja fina o guía tibial formando aproximadamente 45° con el eje natural de la tibia, entrando por la meseta tibial, aproximadamente en la inserción natural del LCA, y saliendo por un lateral de la tuberosidad tibial (figura 6.32). Posteriormente para ampliar el túnel con una broca acanalada del diámetro adecuado y poyándonos en esta guía se realiza el túnel tibial del diámetro requerido (figura 6.33). A continuación, se colocó el tendón, previamente calibrado, que actúa

como injerto de LCA. El tendón se coloca doblado, mediante la ayuda de una sutura (Ver figura 6.34).



Fig.6.33. Introducción de la guía a 45°.



Fig.6.34. Realización del túnel tibial apoyándose en la guía a 45°.



Fig.6.35. Colocación del tendón con ayuda de una sutura.

Una vez introducido el tendón se procede a la inserción del tornillo, que según el ensayo, podía ser interferencial o de expansión, en ambos casos se procedía a medir el par de apriete (figura 6.35.).



Fig.6.36. Medición del par de apriete.



Fig.6.37. Inserción del nuevo dispositivo con un impactador.

Para la colocación del nuevo dispositivo, se sitúa éste en la boca del canal, en medio de las dos ramas del tendón doblado. Con golpes suaves de un impactador se inserta en el túnel que tiene un diámetro de 10,5 mm, introduciéndolo hasta que desaparece su cabeza, procurando que se aloje entre los dos segmentos del tendón, gracias a la tensión que le íbamos aplicando manualmente con el hilo (figura 6.36.). Se prestó especial atención para que quedara siempre en medio de los dos tendones. Con el objeto de conseguir una fijación efectiva, se pasó a expandir el mecanismo mediante el vástago interior, o tornillo interior expansor, colocándolo en el orificio del cuerpo guía. Al entrar el vástago en el mecanismo, se incrementa la capacidad de fijación, al mismo tiempo se media el par de apriete producido por este tornillo.

En la colocación del tornillo interferencial se situó éste en la boca del túnel y se aplica un par manual, con llave hexagonal de 3.5 mm, hasta que

quede perfectamente insertado en la cavidad ósea junto a los tendones. La colocación del tornillo interferencial en medio de los tendones resulta prácticamente imposible, debido al arrastre y enrollamiento intrínseco de esta técnica que provoca el tornillo al introducirse. No se usó la aguja guía (que atraviesa la cánula del tornillo) para colocar el tornillo interferencial porque no se trataba de una operación endoscópica y todas las partes de la tibia eran accesibles. El par de se determino en el mismo momento en que se introducía el tornillo quedando registrado el máximo (Ver figura 6.37.).



Fig.6.38. Inserción del tornillo interferencial y medida del par de apriete.

6.4.8.- Variables de ensayo.

Aunque todos los especímenes se han preparado de la misma forma, no todos ellos han tenido el mismo diámetro del túnel, ni el mismo grado de apriete. A continuación se explica la importancia de estas variables y los valores adoptados para las mismas.

6.4.8.1.- Grado de expansión del nuevo mecanismo.

Antes de realizar los ensayos expuestos en esta investigación, se realizaron unos ensayos preliminares, cuyos resultados no se muestran aquí,

que sirvieron para determinar el protocolo de los ensayos objeto de este estudio.

El mecanismo antiguo tenía un problema de acuñamiento, es decir, al tratar de colocar el tornillo interior diseñado para obtener una expansión máxima se observó como las alas, en la parte delantera del mecanismo, entraban en interferencia con la tapa, quedando el conjunto de forma cónica con las alas totalmente expandidas en la base y sin abrir en la zona de la tapa. De esta forma el dispositivo no podía llegar a su expansión máxima y, por tanto, no estaba desarrollando toda la fuerza de agarre. Este defecto no ocurre en el nuevo prototipo. Además, tenia diferentes grados de expansión en función del tornillo interior introducido, que tenían diámetros 2.5, 3 y 3.5 mm, lo que da lugar a expansiones del mecanismo de 9.5, 10 y 10.5 mm, (recordemos que el diámetro del viejo mecanismo sin expandir era de 8 mm). Con el nuevo prototipo se consigue siempre la máxima expansión y sin efecto de acuñamiento es decir el tornillo tiene 9,1 mm de diámetro sin expandir y una vez insertado el tornillo interior, se expande hasta 11,5 mm.

6.4.8.2.- Diámetro del túnel óseo y del tendón.

Los ensayos preliminares también nos llevaron a pensar, como era previsible, que tanto el diámetro del túnel como el diámetro del tendón, eran variables de vital importancia.

Los diámetros de los tendones utilizados fueron 6,5 mm, para el tornillo interferencial y 6 mm, para el tornillo de expansión.

Como diámetros del túnel se usaron, 9 mm, para los tornillos interferenciales, porque son los recomendados para este tipo de tornillos y 10,5 mm, para el tornillo de expansión, porque en los ensayos preliminares, este diámetro apuntó a ser el óptimo para nuestro dispositivo, pues permitía con el tendón una entrada suave del tornillo, sin necesidad de grandes golpes y

al mismo tiempo se obtenían buenos resultados, pues otro de los defectos detectados en el prototipo anterior, era que al introducir el tornillo de expansión se tenia que hacer con grandes golpes del percutor o martillo, para conseguir unos buenos resultados.

6.4.8.3.- Variables combinadas.

En realidad, como el injerto y el mecanismo van a ir ambos insertados en el túnel, lo importante es la relación entre el diámetro del túnel, el diámetro del injerto usado y el diámetro del tornillo. Obviamente estos parámetros están relacionados porque el grado de apriete depende de los tres factores.

Tecnológicamente se define el **Apriete** como la diferencia entre las medidas efectivas del "eje" y "agujero" antes del montaje, cuando esta diferencia es positiva., es decir cuando la dimensión real del eje es mayor que la del agujero o túnel.

En nuestro caso tenemos que adaptar esta definición pues en el túnel en el que introducimos el tornillo previamente tiene parte de su sección ocupada por el tendón, por eso tenemos que determina esa superficie libre, a la cual llamamos hueco.

Se define la variable **hueco** como el área libre, es decir, el área transversal del túnel óseo, menos el área del tendón. Se mide en milímetros cuadrados y no es exacta, porque el tendón no es del todo de sección circular, sino que se asemeja a ésta, como se explicó anteriormente.

$$hueco = \frac{\pi}{4} \left(\phi_{TUNEL}^2 - \phi_{TENDON}^2 \right)$$
 Ec. 6.3

Tanto el nuevo mecanismo de expansión como el tornillo interferencial producen un apriete porque ocupan el espacio que antes dominaba el tendón que sirve de injerto. Por ello el grado de interferencia o apriete es un parámetro fundamental a la hora del análisis de los datos. Así, se introduce la variable **apriete** como una medida del grado de apriete o de interferencia entre injerto y fijación. Definimos el apriete como el área transversal ocupada por el sistema de fijación, menos el área del hueco que queda entre el tendón y el túnel óseo. Sus unidades son milímetros cuadrados.

apriete = área sistema fijación – hueco
$$Ec. 6.4.$$

Las áreas de ambos tornillos vienen dadas por:

Área nuevo dispositivo =
$$\frac{\pi}{4}$$
11,5² = 103,87 mm² Ec. 6.5.

Área tornillo interferencial =
$$\frac{\pi}{4}9^2 = 63.62 \text{ mm}^2$$
 Ec. 6.6.

Si calculamos el apriete en ambos dispositivos obtenemos:

Apriete nuevo dispositivo = = $\frac{\pi}{4}$ 11,5² - $\left(\frac{\pi}{4}$ 10,5² - $\frac{\pi}{4}$ 6² = 45,54 mm²

Apriete tornillo interferencial=

$$=\frac{\pi}{4}9^2 - \left(\frac{\pi}{4}9^2 - \frac{\pi}{4}6,5^2\right) = 33,18 \text{ mm}^2$$
 Ec.6.8.

Como se desprende de los cálculos, teóricamente se consigue un mejor apriete con el tornillo de expansión.

6.4.8.4.- Colocación del espécimen en la máquina de ensayos.

En la colocación del conjunto hueso-fijación-injerto, el hueso se dispuso en la parte inferior de la máquina y el injerto en la parte superior. El apoyo superior está formado por un gancho en donde se coloca el doblez del injerto. El gancho va alojado en la mordaza superior de la máquina que actúa sobre la célula de carga. El sistema de apoyo para el hueso esta en la parte inferior de la máquina y consiste en un dispositivo diseñado por nosotros (ver apartado 6.3.1.2) que obliga al hueso a coger un ángulo de aproximadamente 45° con respecto al eje vertical de la máquina de ensayos (figura 6.38.), esto ocurre al ejercer la precarga.



Fig.6.39. Vista lateral del ensayo con el dispositivo de fijación del hueso.

Como se requiere tirar exactamente en el sentido del túnel óseo, (Ver apartado 6.2.6), es necesario que el túnel y el gancho donde se coloca la parte superior del injerto estén perfectamente centrados, de forma que el injerto quede vertical. Para conseguir este centrado, se diseño el dispositivo mostrado en las figuras 6.38 A y B, el cual permite que rápidamente ocurra esto, pues por la propia geometría del hueso en el instante en que damos la carga inicial (*preload*) (fuerza que se aplica al conjunto hueso-sistema de fijación-hueso

antes de comenzar el ensayo) (Ver apartado 6.2.7), necesaria en todos los ensayo, el sólo se coloca de tal forma que el túnel óseo e injerto quedan alineados, sin necesidad de complejas operaciones de agarre.

6.4.8.5.- Realización del ensayo.

Con todo el sistema preparado, se comienza a realizar los ensayos tanto de tracción como dinámicos, accionando la máquina para provocar el desplazamiento de la mordaza superior.

En el caso de los ensayos de tracción se emplearon velocidades de 30 mm/min, 300 mm/min, 600 mm/min, 1200 mm/min, y 4000 mm/min, con una ligera precarga, la necesaria para que el hueso tome su posición correcta (10 N). Para cada ensayo se obtiene el gráfico tensión deformación y se anotan todos los parámetros relevantes de ensayo hasta un desplazamiento de 6 mm. Los datos recogidos son la velocidad, diámetro del túnel, tipo y diámetro del tornillo, diámetro del tendón, número de ensayos, par de apriete, rigidez, carga y deslizamiento máximo. Además, se anotan todas las incidencias ocurridas durante el ensayo, como pudieron ser deslizamientos intermedios, rotura del hueso, etc.

En el caso de los ensayos dinámicos se empleo un movimiento del cilindro con onda senoidal, con amplitudes de 100N, 200N y 250N y frecuencia de 1 Hz. El ensayo senoidal también requiere de una carga inicial (*preload*), esta es justo la mitad de la amplitud que vamos a realizar.

En este tipo de ensayos pusimos dos límites:

1.- Registramos datos hasta que el tendón se desplace (se salga) como máximo 6 mm desde su posición original, cifra que se ha tomado en base a nuestra experiencia en el laboratorio y de algunos estudios, por ejemplo Ahmad et al., 2004 en su estudio cíclico, obtiene un desplazamiento de 5,45 mm en

tornillo interferencial. Consideramos que cuando se ha salido más de 6 mm, vamos a tener una laxitud, que representa una «holgura articular», dando lugar a inestabilidad.

2.- Que el número de ciclos no superara el máximo de 600.000, condición creemos más que sobrada, pues supondría ilógicamente, que un paciente estaría caminando durante prácticamente una semana (1 Hz) (6,9 días), sin parar. Admitiendo que el paciente caminase 2 horas diarias, tendríamos 83,3 días, es decir más de dos mese y medio, a todo este tiempo debemos añadir las primeras semanas, en las que se empieza con un reposo absoluto y elevaciones de la pierna y movimientos pasivos de la rodilla, según el protocolo estandarizado de rehabilitación de Mikkelsen et al., 2000. La osteointegración esta estipulada entre 6 – 15 semanas (Pinczewski et al, 1997), y la revascularización en 3 meses por lo que no tendría sentido alargar el ensayo. Se registraron datos como carga, diámetro del túnel, tipo y diámetro del tornillo, diámetro del tendón, número de ensayos, par de apriete y número de ciclos.

Cuando se daba alguna de estas dos opciones se detenía el ensayo.

6.4.9.- Datos registrados.

6.4.9.1.- Datos registrados en los ensayos tipo A de tracción (pullout), a diferentes velocidades en hueso.

El registro de datos se lleva a unas tablas en la cuales recogemos el comportamiento de cada ensayo de la siguiente forma, indicamos en la primera fila la velocidad a la que se realiza el conjunto de ensayo y las condiciones como el diámetro del túnel, tipo y diámetro del tornillo y diámetro del tendón. A continuación en la primera columna tenemos el nº de ensayo, en la segunda el par de apriete, la fuerza máxima registrada en el ensayo y el desplazamiento al

que ocurre y el conjunto de columna que siguen a continuación registran las fuerzas hasta que el tendón se sale 6 mm. Se muestran además en las dos últimas filas las medias (μ) y las desviaciones típicas (σ), de las distintas series de ensayos realizados.

6.4.9.2.- Datos registrados en los ensayos tipo B de tracción (pullout), en bloque de poliuretano.

Los datos se tabulan recogiendo el perfil de cada ensayo de la siguiente manera, indicamos en la primera fila la velocidad a la que se realiza y las condiciones (diámetro del túnel, diámetro del tornillo y del tendón y material), luego en la primera columna tenemos el nº de ensayo, en la segunda el par de apriete, en la tercera la rigidez, la fuerza máxima registrada en el ensayo y el conjunto de columna que siguen a continuación registran el comportamiento hasta que el tendón se sale 6 mm. Las dos últimas filas muestran las medias (μ) y las desviaciones típicas (σ), de las distintas series de ensayos realizados.

6.4.9.3.- Datos registrados en los ensayos tipo C de dureza Brinell.

Los datos registrados son llevados a tablas en los que indicamos en la primera fila el material (Bloque de poliuretano 30/40, bloque de poliuretano 20/40, bloque de poliuretano 10/40 o hueso de porcino), se indica si el ensayo es realizado en corteza o interior del material, la fuerza aplicada en Newton y Kilogramos - fuerza, el diámetro de la bola del penetrador y la constante del ensayo Brinell. En la segunda fila por columnas tenemos el número de ensayos en la segunda columna le diámetro de la huella y en la tercera columna los resultados de dureza Brinell en Kgf/mm². En la dos últimas fila tendremos la media (μ) y la desviación típicas (σ), de las de las distintas series de ensayos realizados.

6.4.9.4.- Datos registrados en los ensayos tipo D cíclicos (cyclicload).

El registro de datos se lleva a unas tablas en la cuales recogemos el comportamiento de cada ensayo de la siguiente forma, indicamos en la primera fila las condiciones del ensayo, amplitud de la onda en fuerza, diámetro del túnel, tipo y diámetro del tornillo, diámetro del tendón. A partir de aquí en columnas tendremos, en la primera columna el nº de ensayo, en la segunda el par de apriete, para cada uno de los mm de deslizamiento, una columna con el número de ciclos. Se muestran además en las dos últimas filas las medias (μ) y las desviaciones típicas (σ), de las distintas series de ensayos realizados.

6.5.- Análisis estadístico.

Todos los datos obtenidos en los diferentes ensayos y estudios, están colocados en tablas, donde también se reflejan las medias y desviaciones típicas. En algunos casos ha sido necesario el tratamiento de datos para obtener otras variables que no han sido extraídas de forma directa de los experimentos, como por ejemplo la rigidez en los diferentes sistemas. En muchos casos se han editado gráficos para una mejor compresión de los resultados. Se ha utilizado el software Microsoft Excel (Microsoft ® Corporation, USA).

Hemos seguido dos métodos para la comprobación de los datos estadísticos de ensayos de tracción y dinámicos; como se indicó anteriormente se registran datos fuerzas hasta que el tendón se sale 6 mm, por lo que se optó por un primer estudio estadístico de cada milímetro de deslizamiento y un posterior estudio de curvas o datos en conjunto.

En el caso del estudio por milímetro de deslizamiento, para la comparación de dos tratamientos, se ha utilizado el método T-Student. En los casos de comparaciones de más de dos tratamientos se ha aplicado el método

de análisis de varianza de un factor (ANOVA). Para averiguar cuál o cuales de los diferentes tratamientos difieren entre sí, se ha empleado el método de comparaciones múltiples de Tukey (Devore, 1998).

En el caso del estudio de los datos de forma conjunta, se aplicado el análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR), en concreto el Modelo Lineal General de Medidas Repetidas, este procedimiento trata conjuntamente todo el bloque, haciendo una comparación global de toda la trayectoria de las curvas, no milímetro a milímetro, pues en este caso nos indicará en momentos dados si las medias son iguales y por tanto no independientes o en otro si las medias no son iguales, pudiéndonos indicar globalmente, si se aprecia que hay un mejor comportamiento de un tornillo u otro.

Los análisis estadísticos se han llevado a cabo con el paquete "Statistical Package for the Social Sciencies" (SPSS) versión 14.0 para Windows (® SPSS Inc).

Es importante indicar que trabajamos con intervalos de confianza al 95%, estos intervalos de confianza pueden tener extremos $[+ +] \circ [- -]$ lo que nos indican que la media de uno de los tornillos es superior, por el contrario si el intervalo de confianza tiene extremos [+ -], nos esta indicando que la diferencia entre media tiende a cero, no existe diferencia significativa entre las medias y por tanto no podemos afirmar que uno u otro tenga una media mayor, esto también vendrá indicado por la significancia, \circ p-valor, que como hemos indicado se ha elegido a 95% de fallo \circ un p < 0,05 ; por eso si:

Si p<0,05 existe diferencia significativamente estadística.

Si p>0,05 no existe diferencia significativa estadística entre los resultados.

Para el caso de los ensayos de dureza solo se aplicaron el método T-Student para comparar dos tratamientos y en los casos de comparaciones de más de dos tratamientos se ha aplicado el método de análisis de varianza de un factor (ANOVA). Para averiguar cuál o cuales de los diferentes tratamientos difieren entre sí, se ha empleado el método de comparaciones múltiples de Tukey (Devore, 1998).

CAPÍTULO

Resultados obtenidos.

7.1.- Ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades con tornillo interferencial y expansión en hueso.

Hemos realizado ensayos a diferentes velocidades de tiro para el tornillo interferencial y para el de expansión, los diagramas obtenidos son de fuerza (N), frente a desplazamiento (mm), gráfica fuerza-alargamiento (loaddisplacement curve), a medida que aumentamos la velocidad de aplicación de la carga aumentamos la frecuencia de muestreo, que inicialmente fue de 20 Hz.

Como se expuso en el apartado 6.4.2., las velocidades enumeradas por diferentes autores son muy dispares, las velocidades elegidas por nosotros, para la realización de este tipo de ensayos son 30 mm/min, 300 mm/min, 600 mm/min, 1200 mm/min y 4000 mm/min.

7.1.1.- Ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades con tornillo interferencial.

Para el caso del tornillo interferencial, hemos obtenido curvas de Fuerza (N), frente a desplazamiento (mm), gráfica Fuerza-Alargamiento (load-displacement curve), como la indicada en la figura 7.1.



Fig.7.1. Curva de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm).

Para cada tipo de velocidad se han realizado al menos diez ensayos, todos se han realizado en hueso de porcino, como se indicó en el capítulo anterior, hemos registrado y estudiado la carga obtenida hasta que el tendón se sale 6 mm, cifra que se ha tomado en base a nuestra experiencia en el laboratorio. Consideramos que cuando se ha salido más de 6 mm, vamos a tener una laxitud, que representa una «holgura articular», dando lugar a inestabilidad, obteniéndose los resultados que a continuación se detallan:

	Velocidad 30	mm/min; Túnel	9 mm; To	rnillo int	terferenci	al de 9 n	nm; Tenc	lón de 6,	,5 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez		Fuerzas (N)						
		(11/1111)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	2,30	34,61	284	14,15	41	78	118	156	186	200
2	2,50	29,30	378	19,78	28	56	88	113	145	177
3	2,40	31,84	359	37,33	60	106	142	167	183	201
4	2,10	35,48	332	17,20	64	103	144	166	200	213
5	2,80	38,41	530	32,80	80	140	180	219	230	248
6	2,80	35,59	236	11,29	73	134	178	203	221	213
7	2,50	70,15	685	10,49	85	156	210	283	366	446
8	2,40	27,56	371	16,38	70	93	116	139	176	191
9	2,00	16,37	121	6,56	49	73	96	111	117	118
10	2,10	32,69	249	15,52	66	105	142	172	190	208
11	2,40	58,52	388	9,00	82	117	198	261	309	353
μ			357,55	17,32	63,45	105,55	146,55	180,91	211,18	233,45
σ			150,69	9,63	17,90	30,18	40,69	55,81	71,05	90,36

Para velocidad 30 mm/min.

Tabla 7.1. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min en tornillo interferencial.

Si componemos los ensayos 1, 2, 3, 4, y 5 de la Tabla 7.1, en un diagrama fuerza – desplazamiento, obtenemos la figura 7.2, en la que apreciamos el comportamiento muy similar de las curvas hasta los 6 mm.



Fig.7.2. Composición de los ensayos 1, 2, 3, 4, y 5 de la Tabla 7.1, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm).

- Para velocidad 300 mm/min.

	Velocidad 300	mm/min; Tún	el 9 mm; 1	Fornillo i	nterferen	cial de 9	mm; Ter	idón de 6	6,5 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	Fuerzas (N)							
		()	Fmax.	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	3,49	17,73	314	37,78	37	62	87	100	107	124
2	4,50	31,82	860	37,50	51	75	113	135	172	200
3	1,23	25,42	324	17,54	32	64	93	112	130	174
4	2,79	13,64	111	5,96	60	90	108	108	109	111
5	2,36	42,46	459	35,51	46	95	138	175	217	256
6	2,64	82,11	675	12,78	73	166	264	337	412	472
7	2,19	36,95	225	13,59	53	112	153	189	206	213
8	3,39	38,60	673	24,11	71	120	160	193	220	247
9	3,20	96,54	629	7,94	108	196	295	396	481	554
10	2,40	75,93	463	5,98	110	179	252	361	430	454
μ			473,30	19,86	64,1	115,9	166,3	210,6	248,4	280,5
σ			234,58	13,00	27,01	48,67	76,28	112,16	140,13	155,96

Tabla 7.2. Datos obtenidos para velocidad 300 mm/min en tornillo interferencial.

Para velocidad 600 mm/min.

	Velocidad 600	mm/min; Tún	el 9 mm; 1	Fornillo i	nterferend	cial de 9	mm; Ten	dón de 6	i,5 mm.				
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	jidez F						Fuerzas (N)				
		()	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm			
1	2,60	75,84	618	12,45	96	209	234	335	424	486			
2	3,00	84,40	922	23,35	92	158	239	314	428	515			
3	4,30	75,98	565	8,81	79	148	235	312	383	449			
4	3,12	48,73	238	5,77	94	163	200	200	226	89			
5	2,50	63,72	523	30,84	76	146	211	274	330	378			
6	4,59	125,89	768	6,77	106	275	378	515	623	737			
7	1,97	84,52	495	6,64	91	184	280	362	432	482			
8	2,85	94,81	477	5,11	130	246	368	441	477	460			
9	4,49	75,21	586	9,08	83	146	217	303	387	461			
10	2,60	58,08	417	8,21	96	164	238	286	333	365			
μ			560,9	11,70	94,3	183,9	260	334,2	404,3	442,2			
σ			187,10	8,55	15,38	45,28	63,30	88,63	104,34	160,29			

Tabla 7.3. Datos obtenidos para velocidad 600 mm/min en tornillo interferencial.

	Velocidad 120	0 mm/min; Túr	nel 9 mm;	Tornillo	interferen	icial de 9	mm. Te	ndón de	6,5 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)		Fuerzas (N)						
		()	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	3,58	95,61	493	5,17	119	228	324	429	493	432
2	2,02	117,66	790	7,55	156	286	430	529	636	711
3	2,04	60,85	406	11,97	130	189	272	304	304	334
4	1,80	34,96	220	18,88	111	140	158	171	179	175
5	2,50	68,39	305	142,01	268	259	261	264	276	273
6	2,30	110,51	602	5,80	150	297	429	552	588	598
7	2,10	54,55	323	4,28	144	227	253	316	310	314
8	3,50	96,54	891	13,06	149	202	312	421	510	568
9	3,70	81,52	536	7,18	167	298	409	461	448	519
10	3,10	70,34	477	7,61	100	193	258	315	390	444
μ			504,30	22,35	149,4	231,9	310,6	376,2	413,4	436,8
σ			212,30	42,27	46,74	52,71	89,11	121,80	146,79	165,41

- Para velocidad 1200 mm/min.

Tabla 7.4. Datos obtenidos para velocidad 1.200 mm/min en tornillo interferencial.

- Para velocidad 4000 mm/min.

	Velocidad 400	0 mm/min; Túr	nel 9 mm;	Tornillo	interferen	cial de 9) mm. Ter	ndón de	6,5 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	Fuerzas (N)							
		(11/11/1)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	2,90	108,91	686	7,28	214	290	399	454	533	602
2	3,00	81,45	462	6,52	65	127	177	240	323	393
3	3,00	196,81	1168	6,44	275	461	637	809	1065	1150
4	3,40	124,42	539	4,32	229	307	390	539	51	17
5	2,90	82,15	545	5,47	147	350	481	545	531	523
6	3,50	128,43	481	3,36	226	372	440	480	477	467
7	2,45	53,55	450	7,84	152	285	315	354	364	395
8	2,20	136,64	786	4,94	187	393	495	728	776	613
9	3,10	86,28	624	9,13	217	287	409	457	510	556
10	2,47	120,65	683	5,79	159	280	380	454	628	665
μ			642,40	6,11	187,1	315,2	412,3	506	525,8	538,1
σ			215,14	1,71	58,83	88,70	119,89	165,34	270,64	282,63

Tabla 7.5. Datos obtenidos para velocidad 4.000 mm/min en tornillo interferencial.



Fig.7.3. Composición de las medias obtenidas en las Tabla 7.1, 7.2, 7.3, 7.4 y 7.5 de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) en tornillo interferencial.



Fig.7.4. Composición de las medias obtenidos en las tablas 7.1, 7.2, 7.3, 7.4 y 7.5 de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) en tornillo interferencial con desviaciones típicas.

Las curvas logradas en la figura 7.3 y 7.4, se han obtenido llevando todos los resultados de las tablas anteriores. En esta gráfica observamos que a medida que aumenta la velocidad de aplicación de la carga aumentan las cargas necesarias para extraer el tendón.

En los ensayos hemos registrado el par de apriete, no detectando ninguna tendencia con respecto a este.

Vamos a hacer un análisis ANOVA de las cuatro curvas para cada mm de deslizamiento.

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	122305,13	4	30576,2824	22,4269852	2,53 e-10
Intra-grupos	62715,0273	46	1363,37016		
Total	185020,157	50			

- Análisis para 1 mm:

 Tabla 7.6. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 1 mm.

					Intervalo de conf	ianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-,645455	16,133188	0,99999939	-46,44618	45,15527
	600	-30,845455	16,133188	0,32568577	-76,64618	14,95527
	1200	-85,945455(*)	16,133188	2,7845 e-05	-131,74618	-40,14473
	4000	-123,645455(*)	16,133188	9,1781 e-09	-169,44618	-77,84473
300	30	,645455	16,133188	0,99999939	-45,15527	46,44618
	600	-30,200000	16,512844	0,36992341	-77,07854	16,67854
	1200	-85,300000(*)	16,512844	4,7913 e-05	-132,17854	-38,42146
	4000	-123,00000(*)	16,512844	1,9168 e-08	-169,87854	-76,12146
600	30	30,845455	16,133188	0,32568577	-14,95527	76,64618
	300	30,200000	16,512844	0,36992341	-16,67854	77,07854
	1200	-55,100000(*)	16,512844	0,01386099	-101,97854	-8,22146
	4000	-92,800000(*)	16,512844	1,0329 e-05	-139,67854	-45,92146
1200	30	85,945455(*)	16,133188	2,7845 e-05	40,14473	131,74618
	300	85,300000(*)	16,512844	4,7913 e-05	38,42146	132,17854
	600	55,100000(*)	16,512844	0,01386099	8,22146	101,97854
	4000	-37,700000	16,512844	0,16892009	-84,57854	9,17854
4000	30	123,645455(*)	16,133188	9,1781 e-09	77,84473	169,44618
	300	123,000000(*)	16,512844	1,9168 e-08	76,12146	169,87854
	600	92,800000(*)	16,512844	1,0329 e-05	45,92146	139,67854
	1200	37,700000	16,512844	0,16892009	-9,17854	84,57854
* La diferencia d	le medias es signific	cativa al nivel .05.				

De este análisis se desprende que a 1 mm, los datos obtenidos para la velocidad de 30 mm/min con 300 mm/min y 600 mm/min no son significativamente independientes entre si; además de 300 mm/min con 600 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min, el resto de casos si lo son. Es decir, que para esos casos no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

- Análisis para 2 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	307974,384	4	76993,5961	24,4766979	6,7441 e-11
Intra-grupos	144697,027	46	3145,58755		
Total	452671,412	50			

Tabla 7.8. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 2 mm.

					Intervalo de conf	ïanza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-10,354545	24,505535	0,99311086	-79,92364	59,21455
	600	-78,354545(*)	24,505535	0,02016446	-147,92364	-8,78545
	1200	-126,354545(*)	24,505535	4,9462 e-05	-195,92364	-56,78545
	4000	-209,654545(*)	24,505535	4,5174 e-10	-279,22364	-140,08545
300	30	10,354545	24,505535	0,99311086	-59,21455	79,92364
	600	-68,000000	25,082215	0,0676334	-139,20624	3,20624
	1200	-116,000000(*)	25,082215	0,00028484	-187,20624	-44,79376
	4000	-199,300000(*)	25,082215	3,5166 e-09	-270,50624	-128,09376
600	30	78,354545(*)	24,505535	0,02016446	8,78545	147,92364
	300	68,000000	25,082215	0,0676334	-3,20624	139,20624
	1200	-48,000000	25,082215	0,32477089	-119,20624	23,20624
	4000	-131,300000(*)	25,082215	3,8005 e-05	-202,50624	-60,09376
1200	30	126,354545(*)	24,505535	4,9462 e-05	56,78545	195,92364
	300	116,000000(*)	25,082215	0,00028484	44,79376	187,20624
	600	48,000000	25,082215	0,32477089	-23,20624	119,20624
	4000	-83,300000(*)	25,082215	0,01446762	-154,50624	-12,09376
4000	30	209,654545(*)	24,505535	4,5174 e-10	140,08545	279,22364
	300	199,300000(*)	25,082215	3,5166 e-09	128,09376	270,50624
	600	131,300000(*)	25,082215	3,8005e-05	60,09376	202,50624
	1200	83,30000(*)	25,082215	0,01446762	12,09376	154,50624
* La diferencia o	de medias es signifi	cativa al nivel .05.				

Tabla 7.9. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 3 mm.

De este análisis se desprende que a 2 mm, que a excepción de los casos de las velocidad de 30 mm/min con 300 mm/min, 300 mm/min con 600 mm/min y 600 mm/min con 1200 mm/min que no son significativamente independientes, el resto de caso si lo son. Es decir que para esos casos no

podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

- Análisis para 3 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	486467,496	4	121616,874	18,292119	4,6916 e-09
Intra-grupos	305835,327	46	6648,59407		
Total	792302,824	50			

 Tabla 7.10. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 3 mm.

					Intervalo de conf	ianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-19,754545	35,626915	0,98083287	-120,89628	81,38719
	600	-113,454545(*)	35,626915	0,02086445	-214,59628	-12,31281
	1200	-164,054545(*)	35,626915	0,00030388	-265,19628	-62,91281
	4000	-265,754545(*)	35,626915	1,8482 e-08	-366,89628	-164,61281
300	30	19,754545	35,626915	0,98083287	-81,38719	120,89628
	600	-93,700000	36,465310	0,09311235	-197,22187	9,82187
	1200	-144,300000(*)	36,465310	0,00231422	-247,82187	-40,77813
	4000	-246,000000(*)	36,465310	2,1504 e-07	-349,52187	-142,47813
600	30	113,454545(*)	35,626915	0,02086445	12,31281	214,59628
	300	93,700000	36,465310	0,09311235	-9,82187	197,22187
	1200	-50,600000	36,465310	0,63852101	-154,12187	52,92187
	4000	-152,300000(*)	36,465310	0,00118139	-255,82187	-48,77813
1200	30	164,054545(*)	35,626915	0,00030388	62,91281	265,19628
	300	144,300000(*)	36,465310	0,00231422	40,77813	247,82187
	600	50,600000	36,465310	0,63852101	-52,92187	154,12187
	4000	-101,700000	36,465310	0,05634765	-205,22187	1,82187
4000	30	265,754545(*)	35,626915	1,8482 e-08	164,61281	366,89628
	300	246,000000(*)	36,465310	2,1504 e-07	142,47813	349,52187
	600	152,300000(*)	36,465310	0,00118139	48,77813	255,82187
	1200	101,700000	36,465310	0,05634765	-1,82187	205,22187
* La diferencia d	le medias es signifi	cativa al nivel .05.				

Tabla 7.11. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 3 mm.

De este análisis se desprende que a 2 mm, que a excepción de los casos de las velocidad de 30 mm/min con 300 mm/min; 300 mm/min con 600 mm/min; 600 mm/min con 1200 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min que no son significativamente independientes, el resto de caso si lo son.

- Análisis para 4 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	711982,903	4	177995,726	13,7697501	1,8519 e-07
Intra-grupos	594622,509	46	12926,5763		
Total	1306605,41	50			

 Tabla 7.12 . ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 4 mm.

					Intervalo de conf	fianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-29,690909	49,676966	0,97474884	-170,71952	111,33771
	600	-153,290909(*)	49,676966	0,02699941	-294,31952	-12,26229
	1200	-195,290909(*)	49,676966	0,00250292	-336,31952	-54,26229
	4000	-325,090909(*)	49,676966	4,3181e-07	-466,11952	-184,06229
300	30	29,690909	49,676966	0,97474884	-111,33771	170,71952
	600	-123,600000	50,845995	0,12535406	-267,94739	20,74739
	1200	-165,600000(*)	50,845995	0,01720779	-309,94739	-21,25261
	4000	-295,400000(*)	50,845995	5,4028e-06	-439,74739	-151,05261
600	30	153,290909(*)	49,676966	0,02699941	12,26229	294,31952
	300	123,600000	50,845995	0,12535406	-20,74739	267,94739
	1200	-42,000000	50,845995	0,92120504	-186,34739	102,34739
	4000	-171,800000(*)	50,845995	0,01235241	-316,14739	-27,45261
1200	30	195,290909(*)	49,676966	0,00250292	54,26229	336,31952
	300	165,600000(*)	50,845995	0,01720779	21,25261	309,94739
	600	42,000000	50,845995	0,92120504	-102,34739	186,34739
	4000	-129,800000	50,845995	0,09660159	-274,14739	14,54739
4000	30	325,090909(*)	49,676966	4,3181e-07	184,06229	466,11952
	300	295,400000(*)	50,845995	5,4028e-06	151,05261	439,74739
	600	171,800000(*)	50,845995	0,01235241	27,45261	316,14739
	1200	129,800000	50,845995	0,09660159	-14,54739	274,14739
* La diferencia d	de medias es signifi	cativa al nivel .05.				

Tabla 7.13. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 4 mm.

De este análisis se desprende que a 4 mm, que a excepción de los casos de las velocidad de 30 mm/min con 300 mm/min; 300 mm/min con 600 mm/min; 600 mm/min con 1200 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min que no son significativamente independientes, el resto de caso si lo son.

- Análisis para 5 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	690924,844	4	172731,211	6,74307482	0,00023366
Intra-grupos	1178340,14	46	25616,0899		
Total	1869264,98	50			

 Tabla 7.14. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 5 mm.

					Intervalo de co 95%	onfianza al
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-37,218182	69,930998	0,98353677	-235,74625	161,30988
	600	-193,118182	69,930998	0,06011739	-391,64625	5,40988
	1200	-202,218182(*)	69,930998	0,04398410	-400,74625	-3,69012
	4000	-314,618182(*)	69,930998	0,00042712	-513,14625	-116,09012
300	30	37,218182	69,930998	0,98353677	-161,30988	235,74625
	600	-155,900000	71,576658	0,20623295	-359,09995	47,29995
	1200	-165,000000	71,576658	0,16174021	-368,19995	38,19995
	4000	-277,40000(*)	71,576658	0,00295805	-480,59995	-74,20005
600	30	193,118182	69,930998	0,06011739	-5,40988	391,64625
	300	155,900000	71,576658	0,20623295	-47,29995	359,09995
	1200	-9,100000	71,576658	0,99993874	-212,29995	194,09995
	4000	-121,500000	71,576658	0,44553144	-324,69995	81,69995
1200	30	202,218182(*)	69,930998	0,04398410	3,69012	400,74625
	300	165,000000	71,576658	0,16174021	-38,19995	368,19995
	600	9,100000	71,576658	0,99993874	-194,09995	212,29995
	4000	-112,400000	71,576658	0,52349240	-315,59995	90,79995
4000	30	314,618182(*)	69,930998	0,00042712	116,09012	513,14625
	300	277,400000(*)	71,576658	0,00295805	74,20005	480,59995
	600	121,500000	71,576658	0,44553144	-81,69995	324,69995
	1200	112,400000	71,576658	0,52349240	-90,79995	315,59995
* La diferencia d	e medias es signifi	cativa al nivel .05.				

 Tabla 7.15. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 5 mm.

De este análisis se desprende que a 5 mm, que a excepción de los casos de las velocidad de 30 mm/min con 300 mm/min y 600 mm/min; 300 mm/min con 600 mm/min y 1200 mm/min; 600 mm/min con 1200 mm/min y 4000 mm/min que no son significativamente independientes, el resto de caso si lo son.

- Análisis para 6 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	655613,3	4	163903,325	5,03662546	0,00188427
Intra-grupos	1496945,33	46	32542,2897		
Total	2152558,63	50			

 Tabla 7.16. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 6 mm.

					Intervalo de conf	fianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-47,045455	78,820168	0,97487338	-270,80911	176,71820
	600	-208,745455	78,820168	0,07807987	-432,50911	15,01820
	1200	-203,345455	78,820168	0,09102015	-427,10911	20,41820
	4000	-304,645455(*)	78,820168	0,00305230	-528,40911	-80,88180
300	30	47,045455	78,820168	0,97487338	-176,71820	270,80911
	600	-161,700000	80,675014	0,28020877	-390,72940	67,32940
	1200	-156,300000	80,675014	0,31273958	-385,32940	72,72940
	4000	-257,600000(*)	80,675014	0,02039876	-486,62940	-28,57060
600	30	208,745455	78,820168	0,07807987	-15,01820	432,50911
	300	161,700000	80,675014	0,28020877	-67,32940	390,72940
	1200	5,400000	80,675014	0,99999527	-223,62940	234,42940
	4000	-95,900000	80,675014	0,75770878	-324,92940	133,12940
1200	30	203,345455	78,820168	0,09102015	-20,41820	427,10911
	300	156,300000	80,675014	0,31273958	-72,72940	385,32940
	600	-5,400000	80,675014	0,99999527	-234,42940	223,62940
	4000	-101,300000	80,675014	0,71906002	-330,32940	127,72940
4000	30	304,645455(*)	78,820168	0,00305230	80,88180	528,40911
	300	257,600000(*)	80,675014	0,02039876	28,57060	486,62940
	600	95,900000	80,675014	0,75770878	-133,12940	324,92940
	1200	101,300000	80,675014	0,71906002	-127,72940	330,32940
* La diferencia	a de medias es sig	gnificativa al nivel	.05.			

Tabla 7.17. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 6 mm.

De este análisis se desprende que a 6 mm, que tan solo los casos de las velocidad de 30 mm/min con 4000 mm/min y 300 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son.

7.1.2.- Ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades con tornillo de expansión.

Con el tornillo de expansión vamos a efectuar los ensayos con las mismas condiciones de velocidad realizadas antes, es decir para velocidad: 30 mm/min, 300 mm/min, 600 mm/min, 1200 mm/min, y 4000 mm/min, para posteriormente comparar estos resultados con el tornillo interferencial.

	Velocidad 30 r	mm/min; Túnel	10,5 mm	; Tornillo	de expai	nsión de	9 mm; T	endón de	ə 6 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	Fuerzas (N)							
		(,	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,93	107,15	813	8,12	72	129	239	362	512	630
2	0,38	90,50	534	5,32	71	169	283	423	506	472
3	0,33	23,03	162	6,28	49	70	94	122	141	154
4	0,19	34,94	244	7,24	59	98	137	178	199	215
5	0,80	96,98	564	6,67	76	145	273	390	474	523
6	0,40	86,32	513	10,31	77	147	235	340	424	479
7	0,18	23,93	170	4,81	62	105	139	161	164	158
8	0,38	69,92	432	9,00	71	110	181	268	352	388
9	0,32	38,95	443	26,42	100	175	230	257	264	261
10	0,41	67,61	402	6,93	82	142	208	291	352	386
μ			427,70	9,11	71,9	129	201,9	279,2	338,8	366,6
σ			199,24	6,29	13,84	33,07	62,52	101,75	140,89	163,73

- Para velocidad 30 mm/min.

 Tabla 7.18. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min en tornillo de expansión.

	Velocidad 300	mm/min; Túne	el 10,5 mm	; Tornill	o de expa	nsión de	9 mm; 1	Tendón d	e 6 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	z Fuerzas (N)							
		()	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,65	105,24	960	8,84	108	208	325	465	618	762
2	0,22	43,85	265	3,63	91	172	236	237	122	14
3	0,23	64,37	392	6,54	113	203	304	340	356	390
4	0,70	96,92	591	6,37	107	193	313	448	539	581
5	0,15	55,57	195	3,25	87	160	195	159	140	135
6	0,11	42,51	409	22,71	63	141	199	220	237	257
7	0,15	54,53	281	4,42	103	172	229	269	267	251
8	0,20	62,18	289	4,46	82	164	233	274	273	234
9	0,30	89,16	532	6,10	156	295	387	472	524	532
10	1,08	89,08	926	8,00	77	161	243	339	420	526
μ			484,00	7,43	98,7	186,9	266,4	322,3	349,6	368,2
σ			270,90	5,67	25,56	43,33	62,53	109,92	171,40	230,10

- Para velocidad 300 mm/min.

Tabla 7.19. Datos obtenidos para velocidad 300 mm/min en tornillo de expansión.

- Para velocidad 600 mm/min.

	Velocidad 600	mm/min; Túne	el 10,5 mm	; Tornill	o de expa	nsión de	9 mm; 1	Tendón d	e 6 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez	Fuerzas (N)							
		(10,111)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,16	35,28	273	7,23	125	234	218	242	267	270
2	0,17	39,04	334	11,37	133	169	200	218	252	254
3	0,37	127,56	700	5,69	156	244	360	516	649	700
4	0,22	91,04	620	6,90	124	206	404	355	456	557
5	0,30	124,38	572	4,96	105	199	341	523	572	402
6	0,48	85,4	635	17,33	109	227	312	373	449	498
7	0,25	42,22	264	9,30	94	145	179	191	214	215
8	0,43	83,24	901	12,00	97	159	255	334	429	503
9	0,23	59,94	345	5,29	142	216	232	306	322	345
10	0,04	55,26	552	50,44	107	184	240	278	331	373
μ			519,60	13,05	119,2	198,3	274,1	339,78	394,1	411,7
σ			209,83	13,68	20,29	33,35	75,39	114,06	142,46	152,64

Tabla 7.20. Datos obtenidos para velocidad 600 mm/min en tornillo de expansión.

	Velocidad 1200 mm/min; Túnel 10,5 mm; Tornillo de expansión de 9 mm; Tendón de 6 mm.											
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	Fuerzas (N)									
		(,	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm		
1	0,50	58,64	492	12,01	124	225	296	350	375	370		
2	0,80	101,61	668	10,55	129	253	389	514	532	592		
3	1,10	173,85	999	6,01	196	425	649	782	915	997		
4	0,20	50,08	142	2,60	89	128	136	81	64	37		
5	0,20	87,49	499	5,55	117	226	360	429	491	483		
6	0,17	52,42	323	6,13	101	114	187	220	272	323		
7	0,63	132,95	963	98,25	55	158	267	381	561	720		
8	0,35	110,88	851	8,01	87	174	238	362	505	680		
9	0,50	100,52	735	9,70	193	304	407	515	613	662		
10	0,58	112,9	1018	8,74	102	191	280	408	537	668		
μ			669,00	16,76	119,3	219,8	320,9	404,2	486,5	553,2		
σ			300,42	28,77	44,93	92,33	143,53	185,99	222,88	263,59		

- Para velocidad 1200 mm/min.

Tabla 7.21. Datos obtenidos para velocidad 1200 mm/min en tornillo de expansión.

- Para velocidad 4000 mm/min.

	Velocidad 4000	mm/min; Túne	el 10,5 mn	n; Tornil	lo de expa	ansión d	e 9 mm; [·]	Tendón d	de 6 mm.	
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)	Fuerzas (N)							
	. ,	()	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,68	111,5	1058	28,4	256	463	684	820	536	445
2	0,46	87,58	966	17,49	211	286	334	378	483	608
3	0,72	192,53	1228	6,67	264	462	670	902	1026	1138
4	0,64	73,23	578	11,49	299	414	487	498	491	521
5	1,16	49,80	758	14,73	153	215	265	274	355	475
6	0,6	50,96	667	3,36	376	582	667	516	440	319
7	0,71	125,98	741	7,4	225	306	485	622	650	695
8	0,25	60,26	386	4,07	194	266	322	386	371	369
9	0,80	167,06	1322	9,36	233	370	478	784	849	919
10	0,40	131,19	766	6,28	189	299	464	579	718	766
μ			847,00	10,93	240	366,3	485,6	575,9	591,9	625,5
σ			292,97	7,62	63,43	112,98	151,00	207,47	217,81	258,10

Tabla 7.22. Datos obtenidos para velocidad 4000 mm/min en tornillo de expansión.









Como vemos en las figuras 7.5 y 7.6, el comportamiento es análogo al que ocurría con el tornillo interferencial, es decir se mantiene la tendencia de que mayores velocidades de tiro obtenemos mejores carga. Tampoco apreciamos ninguna tendencia con respecto a el par de apriete. Vamos a hacer un análisis ANOVA de las cuatro curvas para cada mm de deslizamiento.

- Análisis para 1 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	166862,68	4	41715,67	28,5781619	7,5994 e-12
Intra-grupos	65686,7	45	1459,70444		
Total	232549,38	49			

 Tabla 7.23. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 1 mm.

					Intervalo de cont	ianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-26,800000	17,086278	0,52478817	-75,34980	21,74980
	600	-47,300000	17,086278	0,05949523	-95,84980	1,24980
	1200	-47,400000	17,086278	0,05868173	-95,94980	1,14980
	4000	-168,100000(*)	17,086278	9,2309 e-12	-216,64980	-119,55020
300	30	26,800000	17,086278	0,52478817	-21,74980	75,34980
	600	-20,500000	17,086278	0,75144741	-69,04980	28,04980
1	1200	-20,600000	17,086278	0,74811740	-69,14980	27,94980
	4000	-141,300000(*)	17,086278	1,3867 e-09	-189,84980	-92,75020
600	30	47,300000	17,086278	0,05949523	-1,24980	95,84980
	300	20,500000	17,086278	0,75144741	-28,04980	69,04980
	1200	-,100000	17,086278	1	-48,64980	48,44980
	4000	-120,800000(*)	17,086278	7,8896 e-08	-169,34980	-72,25020
1200	30	47,400000	17,086278	0,05868173	-1,14980	95,94980
	300	20,600000	17,086278	0,7481174	-27,94980	69,14980
	600	,100000	17,086278	1	-48,44980	48,64980
	4000	-120,700000(*)	17,086278	8,0483 e-08	-169,24980	-72,15020
4000	30	168,100000(*)	17,086278	9,2309 e-12	119,55020	216,64980
	300	141,300000(*)	17,086278	1,3867 e-09	92,75020	189,84980
1	600	120,800000(*)	17,086278	7,8896 e-08	72,25020	169,34980
	1200	120,700000(*)	17,086278	8,0483 e-08	72,15020	169,24980
* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.						

Tabla 7.24. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 1 mm.

De este análisis se desprende que a 1 mm, tan solo los casos de las velocidad de 30 mm/min con 4000 mm/min; 300 mm/min con 4000 mm/min; 600 mm/min con 4000 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son. Es decir que para el resto de esos casos no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

- Análisis para 2 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	312512,12	4	78128,03	15,3949756	5,2568E-08
Intra-grupos	228370,7	45	5074,90444		
Total	540882,82	49			
Total	232549,38	49			

 Tabla 7.25. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 2 mm.

					Intervalo de confianza al 95%	
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-57,90000	31,858765	0,37654758	-148,42509	32,62509
	600	-69,300000	31,858765	0,20771633	-159,82509	21,22509
	1200	-90,800000(*)	31,858765	0,04897234	-181,32509	-,27491
	4000	-237,30000(*)	31,858765	2,1827E-08	-327,82509	-146,77491
300	30	57,900000	31,858765	0,37654758	-32,62509	148,42509
	600	-11,400000	31,858765	0,99636333	-101,92509	79,12509
l l	1200	-32,900000	31,858765	0,83887877	-123,42509	57,62509
	4000	-179,40000(*)	31,858765	1,058E-05	-269,92509	-88,87491
600	30	69,300000	31,858765	0,20771633	-21,22509	159,82509
	300	11,400000	31,858765	0,99636333	-79,12509	101,92509
	1200	-21,500000	31,858765	0,96084911	-112,02509	69,02509
	4000	-168,00000(*)	31,858765	3,5161E-05	-258,52509	-77,47491
1200	30	90,800000(*)	31,858765	0,04897234	,27491	181,32509
	300	32,900000	31,858765	0,83887877	-57,62509	123,42509
l	600	21,500000	31,858765	0,96084911	-69,02509	112,02509
	4000	-146,50000(*)	31,858765	0,00032093	-237,02509	-55,97491
4000	30	237,30000(*)	31,858765	2,1827E-08	146,77491	327,82509
	300	179,400000(*)	31,858765	1,058E-05	88,87491	269,92509
	600	168,000000(*)	31,858765	3,5161E-05	77,47491	258,52509
	1200	146,500000(*)	31,858765	0,00032093	55,97491	237,02509
* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.						

 Tabla 7.26. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 2 mm.

De este análisis se desprende que a 2 mm de deslizamiento, las velocidad de 30 mm/min con 1200 mm/min y 4000 mm/min; 300 mm/min con 4000 mm/min; 600 mm/min con 4000 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son. Es decir que para el resto de esos casos no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.
- Análisis para 3 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	458293,08	4	114573,27	10,0670948	6,6065E-06
Intra-grupos	512143,5	45	11380,9667		
Total	970436,58	49			

 Tabla 7.27. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 3 mm.

					Intervalo de conf	ïanza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-64,500000	47,709468	0,66076430	-200,06407	71,06407
	600	-72,200000	47,709468	0,55944891	-207,76407	63,36407
	1200	-119,000000	47,709468	0,11003517	-254,56407	16,56407
	4000	-283,700000(*)	47,709468	3,6361E-06	-419,26407	-148,13593
300	30	64,500000	47,709468	0,6607643	-71,06407	200,06407
	600	-7,700000	47,709468	0,99984156	-143,26407	127,86407
	1200	-54,500000	47,709468	0,78327091	-190,06407	81,06407
	4000	-219,200000(*)	47,709468	0,00032502	-354,76407	-83,63593
600	30	72,200000	47,709468	0,55944891	-63,36407	207,76407
	300	7,700000	47,709468	0,99984156	-127,86407	143,26407
	1200	-46,800000	47,709468	0,86242289	-182,36407	88,76407
	4000	-211,500000(*)	47,709468	0,00054341	-347,06407	-75,93593
1200	30	119,000000	47,709468	0,11003517	-16,56407	254,56407
	300	54,500000	47,709468	0,78327091	-81,06407	190,06407
	600	46,800000	47,709468	0,86242289	-88,76407	182,36407
	4000	-164,700000(*)	47,709468	0,01021105	-300,26407	-29,13593
4000	30	283,700000(*)	47,709468	3,6361E-06	148,13593	419,26407
	300	219,200000(*)	47,709468	0,00032502	83,63593	354,76407
	600	211,500000(*)	47,709468	0,00054341	75,93593	347,06407
	1200	164,700000(*)	47,709468	0,01021105	29,13593	300,26407
* La diferencia d	le medias es signifi	cativa al nivel .05.				

Tabla 7.28. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 3 mm.

De este análisis se desprende que a 3 mm, de desplazamiento, las velocidad de 30 mm/min con 4000 mm/min; 300 mm/min con 4000 mm/min;

600 mm/min con 4000 mm/min y 1200 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son.

- Análisis para 4 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	545591,32	4	136397,83	6,03076817	0,000566
Intra-grupos	1017764,6	45	22616,9911		
Total	1563355.92	49			

Tabla 7.29. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 4 mm.

					Intervalo de conf	ianza al 95%
		Diference in the			Intervalo de com	aliza al 3370
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-43,100000	67,256213	0,96746681	-234,20517	148,00517
	600	-54,400000	67,256213	0,92655692	-245,50517	136,70517
	1200	-125,000000	67,256213	0,35405740	-316,10517	66,10517
	4000	-296,700000(*)	67,256213	0,00058178	-487,80517	-105,59483
300	30	43,100000	67,256213	0,96746681	-148,00517	234,20517
	600	-11,300000	67,256213	0,99981412	-202,40517	179,80517
	1200	-81,900000	67,256213	0,74119322	-273,00517	109,20517
	4000	-253,600000(*)	67,256213	0,00411082	-444,70517	-62,49483
600	30	54,400000	67,256213	0,92655692	-136,70517	245,50517
	300	11,300000	67,256213	0,99981412	-179,80517	202,40517
	1200	-70,600000	67,256213	0,83073029	-261,70517	120,50517
	4000	-242,300000(*)	67,256213	0,00668301	-433,40517	-51,19483
1200	30	125,000000	67,256213	0,3540574	-66,10517	316,10517
	300	81,900000	67,256213	0,74119322	-109,20517	273,00517
	600	70,600000	67,256213	0,83073029	-120,50517	261,70517
	4000	-171,700000	67,256213	0,09695505	-362,80517	19,40517
4000	30	296,700000(*)	67,256213	0,00058178	105,59483	487,80517
	300	253,600000(*)	67,256213	0,00411082	62,49483	444,70517
1	600	242,300000(*)	67,256213	0,00668301	51,19483	433,40517
	1200	171,700000	67,256213	0,09695505	-19,40517	362,80517
* La diferencia	de medias es sig	gnificativa al nivel	.05.			

 Tabla 7.30. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 4 mm.

De este análisis se desprende que a 4 mm, de desplazamiento, las velocidad de 30 mm/min con 4000 mm/min; 300 mm/min con 4000 mm/min; y 600 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son. Es decir que para el resto de esos casos no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

- Análisis para 5 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	454505,08	4	113626,27	3,4092238	0,01614775
Intra-grupos	1499808,3	45	33329,0733		
Total	1954313,38	49			

 Tabla 7.31. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 5 mm.

					Intervalo de conf	ianza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-10,800000	81,644441	0,99992819	-242,78859	221,18859
	600	-55,300000	81,644441	0,96033626	-287,28859	176,68859
	1200	-147,700000	81,644441	0,38118459	-379,68859	84,28859
	4000	-253,100000(*)	81,644441	0,02624742	-485,08859	-21,11141
300	30	10,800000	81,644441	0,99992819	-221,18859	242,78859
	600	-44,500000	81,644441	0,98200115	-276,48859	187,48859
	1200	-136,900000	81,644441	0,45816717	-368,88859	95,08859
	4000	-242,300000(*)	81,644441	0,03670324	-474,28859	-10,31141
600	30	55,300000	81,644441	0,96033626	-176,68859	287,28859
	300	44,500000	81,644441	0,98200115	-187,48859	276,48859
	1200	-92,400000	81,644441	0,78895269	-324,38859	139,58859
	4000	-197,800000	81,644441	0,12789965	-429,78859	34,18859
1200	30	147,700000	81,644441	0,38118459	-84,28859	379,68859
	300	136,900000	81,644441	0,45816717	-95,08859	368,88859
	600	92,400000	81,644441	0,78895269	-139,58859	324,38859
	4000	-105,400000	81,644441	0,69800668	-337,38859	126,58859
4000	30	253,100000(*)	81,644441	0,02624742	21,11141	485,08859
	300	242,300000(*)	81,644441	0,03670324	10,31141	474,28859
	600	197,800000	81,644441	0,12789965	-34,18859	429,78859
	1200	105,400000	81,644441	0.69800668	-126,58859	337,38859

Tabla 7.32. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 5 mm.

De este análisis se desprende que a 5 mm, de desplazamiento, las velocidad de 30 mm/min con 4000 mm/min y 300 mm/min con 4000 mm/min son significativamente independientes, el resto de casos no lo son. Es decir que para el resto de esos casos no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

- Análisis para 6 mm:

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	554331,72	4	138582,93	2,8973896	0,03232386
Intra-grupos	2152362,2	45	47830,2711		
Total	2706693,92	49			

 Tabla 7.33. ANOVA de carga con factor velocidad de tiro para 6 mm.

					Intervalo de conf	ïanza al 95%
(I) Velocidad	(J) Velocidad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
30	300	-1,600000	97,806207	0,99999998	-279,51145	276,31145
	600	-45,100000	97,806207	0,99038606	-323,01145	232,81145
	1200	-186,600000	97,806207	0,32809687	-464,51145	91,31145
	4000	-258,900000	97,806207	0,07866917	-536,81145	19,01145
300	30	1,600000	97,806207	0,99999998	-276,31145	279,51145
	600	-43,500000	97,806207	0,99161789	-321,41145	234,41145
	1200	-185,000000	97,806207	0,33659213	-462,91145	92,91145
	4000	-257,300000	97,806207	0,08162011	-535,21145	20,61145
600	30	45,100000	97,806207	0,99038606	-232,81145	323,01145
	300	43,500000	97,806207	0,99161789	-234,41145	321,41145
	1200	-141,500000	97,806207	0,60146125	-419,41145	136,41145
	4000	-213,800000	97,806207	0,20363631	-491,71145	64,11145
1200	30	186,600000	97,806207	0,32809687	-91,31145	464,51145
	300	185,000000	97,806207	0,33659213	-92,91145	462,91145
	600	141,500000	97,806207	0,60146125	-136,41145	419,41145
	4000	-72,300000	97,806207	0,94605846	-350,21145	205,61145
4000	30	258,900000	97,806207	0,07866917	-19,01145	536,81145
	300	257,300000	97,806207	0,08162011	-20,61145	535,21145
	600	213,800000	97,806207	0,20363631	-64,11145	491,71145
	1200	72,300000	97,806207	0,94605846	-205,61145	350,21145

 Tabla 7.34. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor velocidad de tiro a 6 mm.

De este análisis se desprende que a 6 mm., de desplazamiento, los datos de todas las curvas no son significativamente independientes. Es decir que no podemos afirmar que la carga media obtenida sea significativamente mayor o menor.

7.1.3.- Composición de todas las curvas.

Si montamos todas las curvas obtenidas, vemos un mejor comportamiento del tornillo de expansión. (Ver figura 7.7).



Fig.7.7. Composición de todas las curvas obtenidas con los datos obtenidos en las tablas 7.1, 7.2, 7.3, 7.4, 7.5, 7.18, 7.19, 7.20, 7.21 y 7.22, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) en tornillo interferencial y de expansión.

7.1.4.- Comparación para cada velocidad entre expansión e interferencial.

Para detectar mejor esta tendencia vamos a ver el comportamiento de forma individualizada, comparado para cada una de las velocidades los resultados obtenidos entre el tornillo de expansión y el tornillo interferencial tenemos:

- Comparación a 30 mm/min.



Fig.7.8. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.1 y Tabla 7.18.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas mostrados en la figura 7.8.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,244891
2 mm	0,105531
3 mm	0,025298
4 mm	0,011909
5 mm	0,015476
6 mm	0,030511

(30 mm/min Interferencial- expansión)

Se comprueba que existe diferencia significativa a partir de los 2 mm de deslizamiento pues p < 0,05, por lo que podemos afirmar que el tornillo de expansión tiene un mejor comportamiento.



- Comparación a 300 mm/min.

Fig.7.9. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.2 y Tabla 7.19.

Tabla 7.35. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas de la figura 7.9.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00871
2 mm	0,00288
3 mm	0,00486
4 mm	0,03725
5 mm	0,16551
6 mm	0,33165

(300 mm/min Interferencial- expansión)

Tabla 7.36. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Comprobamos un mejor comportamiento del tornillo de expansión desde 1 hasta 4 mm de deslizamiento, pues tenemos una p < 0,05, lo que nos indica un valor de media de carga muy superior, para el tornillo de expansión; para 5 y 6 mm no existe diferencia significativa pues p > 0,05, por lo que el comportamiento de ambos tornillos es similar.

- Comparación a 600 mm/min.



Fig.7.10. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.3 y Tabla 7.20.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas de la figura 7.10.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00627
2 mm	0,42863
3 mm	0,65599
4 mm	0,98966
5 mm	0,85710
6 mm	0,66821

(600 mm/min Interferencial- expansión)

 Tabla 7.37.
 T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

Se comprueba que no existe diferencia significativa entre los dos sistemas pues p > 0,05, (a excepción de 1 mm) por lo que podemos afirmar un comportamiento similar en el tornillo interferencial y de expansión.



- Comparación a 1200 mm/min.



Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas de la figura 7.11.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,15932
2 mm	0,72311
3 mm	0,84927
4 mm	0,69512
5 mm	0,39779
6 mm	0,25226

1200 mm/min	Interferencial-expansión
-------------	--------------------------

 Tabla 7.38. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

Al observar la simple gráfica se observa que no podemos diferenciar la media de una curva de la otra, y en efecto no existe diferencia significativa entre los dos sistemas pues p > 0,05, por lo que podemos afirmar un comportamiento similar en el tornillo interferencial y de expansión.

- Comparación a 4000 mm/min.



Fig.7.12. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.5 y Tabla 7.22.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas de la figura 7.12.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,06904
2 mm	0,27539
3 mm	0,24467
4 mm	0,41565
5 mm	0,55489
6 mm	0,47951

(4000 mm/min Interferencial- expansión)

En la simple gráfica se observa que no podemos diferenciar la media de una curva de la otra, y en efecto no existe diferencia significativa entre los dos sistemas pues p > 0,05, por lo que podemos afirmar un comportamiento similar en el tornillo interferencial y de expansión, es decir que la diferencia de las media de la carga en los tornillos interferencial y expansión a cada milímetro de desplazamiento tiende a cero no pudiendo afirmar que uno u otro tiene una media mayor.

A la vista de los resultados de las curvas anteriores y según el estudio estadístico aplicado, observamos un mejor comportamiento del tornillo de expansión a bajas velocidades (30 y 300 mm/min); a altas velocidades 600, 1200 y 4000 mm/min, vemos que ambos tornillos se comportan similarmente. Creemos que aumentando el número de ensayos a altas velocidades se detectaría un mejor comportamiento del tornillo de expansión.

Tabla 7.39. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

7.1.5.- Análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR). Procedimiento MLG. Modelo Lineal General de Medidas Repetidas en ensayos de pull-out a diferentes velocidades.

Como se indicó en el apartado de materiales y métodos, para completar el estudio estadístico vamos a realizar un Análisis de Varianza con Medidas Repetida, pues en el estudio particularizado a cada milímetro de desplazamiento, cuando realizamos más de un contraste estadísticos se pueden arrastrar errores que globalmente pueden disminuir la significancia, por eso realizamos este análisis global de todas las curvas, pero no punto a punto sino mirando las curvas de forma completa, lo que nos permite comparar la media de cada grupo.

Creamos una tabla con el programa SPSS como la de la figura, con todos los datos de los dos tornillos y todas las velocidades. (Ver figura 7.13.).

🔛 veloc	idadtoda [Co	njunto_de_dat	tos1] -	Editor de dat	tos SPSS													9 X
Archivo	Edición V	er Datos T	ransfo	ormar Anali	zar Gráficos	Utilidades	Ventana ?											
۵ 🖬	▶ 🖬 🗄 🐨 ↔ ☆ 🖿 🕼 👖 悟 🛗 盘目 🕏 🎯																	
33 :																		
	Tornillo	Velocidad	En	Rigidez	F1mm	F2mm	F3mm	F4mm	F5mm	F6mm	var	var	var	var	var	var	var	
33	0	1200	2D	117,66	156	286	430	529	636	711				1				
34	0	1200	3D	60,85	130	189	272	304	304	334								
35	0	1200	4D	34,96	111	140	158	171	179	175								
36	0	1200	5D	68,39	268	259	261	264	276	273								
37	0	1200	6D	110,51	150	297	429	552	588	598								
38	0	1200	7D	54,55	144	227	253	316	310	314								
39	0	1200	8D	96,54	149	202	312	421	510	568								
40	0	1200	9D	81,52	167	298	409	461	448	519								
41	0	1200	10	70,34	100	193	258	315	390	444								
42	0	4000	1E	108,91	214	290	399	454	533	602								
43	0	4000	2E	81,45	65	127	177	240	323	393								
44	0	4000	3E	196,81	275	461	637	809	1065	1150								
45	0	4000	4E	124,42	229	307	390	539	51	17								
46	0	4000	5E	82,15	147	350	481	545	531	523								
47	0	4000	6E	128,43	226	372	440	480	477	467								
48	0	4000	7E	53,55	152	285	315	354	364	395								
49	0	4000	8E	136,64	187	393	495	728	776	613								
50	0	4000	9E	86,28	217	287	409	457	510	556								
51	0	4000	10	120,65	159	280	380	454	628	665								
52	1	30	1F	107,15	72	129	239	362	512	630								
53	1	30	2F	90,50	71	169	283	423	506	472								
54	1	30	3F	23,03	49	70	94	122	141	154								
55	1	30	4F	34,94	59	98	137	178	199	215								
56	1	30	5F	96,98	76	145	273	390	474	523								
57	1	30	6F	86,32	77	147	235	340	424	479								
58	1	30	7F	23,93	62	105	139	161	164	158								
59	1	30	8F	69,92	71	110	181	268	352	388								
60	1	30	9F	38,95	100	175	230	257	264	261								
61	1	30	10	67,61	82	142	208	291	352	386								
62	1	300	1H	105,24	108	208	325	465	618	762								
63	1	300	2H	43,85	91	172	236	237	122	14								
64	1	300	3H	64,37	113	203	304	340	356	390								
a n 65	1 eta de dater	Vieta do v	4H	96 92	107	193	313	448	539	581								
	ista de údios	A visia de va	andUl					SPSS F	Infocesador	está preparad	0							
		» 📷	alaatia	المعقاد							-		_	F			• * ***	2.07
		L V	elocio	autotal	CAI	7 RESULTAD	o 🔟 1	NDICE BASICI	J - WII	velocidadt	oda (Conj							5:21



Aplicamos el Modelo lineal general de Medidas repetidas, dándonos las siguientes estimaciones:

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación
Intersección	53580078,073	1	53580078,07	822,217	2,3647 e-47
Tornillo	404616,532	1	404616,532	6,209	0,01452
Velocidad	4889731,743	4	1222432,936	18,759	2,8243 e -11
Tornillo * Velocidad	142028,120	4	35507,030	0,545	0,70318
Error	5930049,635	91	65165,381		

 Tabla 7.40.
 Prueba de los efectos inter-sujetos.

En esta Tabla 7.40, se nos indica que ha resultado significativo el tipo de tornillo, en el T- Student comprobamos si era significativo punto a punto, a cada milímetro, aquí nos esta diciendo que es significativo de forma global, no punto a punto, y nos esta diciendo que globalmente entre sujetos existe una diferencia significativa en cuanto al tipo de tornillo, también existe una diferencia significativa en cuanto a la velocidad y en cuanto a la combinación de tipo de tornillo con velocidad la significancia no es significativa pues no es inferior a 0,05.

Estimación Tornillo:

Tornillo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%		
			Límite inferior	Límite superior	
Interferencial (0)	271,620	14,604	242,611	300,628	
Expansión (1)	323,320	14,738	294,044	352,596	

Tabla 7.41. Estimaciones con respecto a los tornillos.

En la Tabla 7.41, tenemos las estimaciones con respecto a los tornillos, la media de carga del tornillo interferencial y la del tornillo de expansión, observamos que este último tiene una media mayor, esta es una medida global de todos los ensayos dándonos un intervalo de confianza.

(l) Tornillo	(J) Tornillo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación(a)	Intervalo de al 95 % diferen	confianza para la icia(a)			
					Límite inferior	Límite superior			
Interferencial (0)	Expansión (1)	-51,700(*)	20,748	0,01452	-92,914	-10,487			
Expansión (1)	Interferencial (0)	51,700(*)	20,748	0,01452	10,487	92,914			
Basadas en las me	Basadas en las medias marginales estimadas.								

La diferencia de las medias es significativa al nivel ,05.a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni **Tabla 7.42.** Comparaciones por pares.

En la Tabla 7.42, tenemos la comparación de los dos tornillos con la estimación del intervalo de confianza, si nos fijamos en la línea del tornillo de expansión (cuarta línea), tenemos una alta significación y un intervalo de confianza positivo, esto nos esta diciendo que la media de la carga con el tornillo de expansión frente a la media de la carga con el tornillo interferencial, esa diferencia pertenece a un intervalo positivo, es decir que esa diferencia es significativamente superior a cero:

$$\mu_{\text{Expansión}} - \mu_{\text{inteferencial}} \in [+ +] > 0$$
 Ec. 7.1.

Es decir que la carga obtenida en todas las velocidades de tiro es significativamente superior con el tornillo de expansión que con el tornillo interferencial, esto es a nivel global, no esta distinguiendo entre velocidades, por tanto globalmente se aprecia que hay un mejor comportamiento, una mayor carga en el tornillo de expansión que el tornillo interferencial. Este programa nos suministra también gráficos de desplazamiento frente a número de ciclos, como los que vemos en las figuras 7.14, 7.15, 7.16, 7.17 y 7.18, que son muy parecidos a los construidos con Excel, en ellos se ve muy bien la independencia de los dos tornillos, así como el mejor comportamiento del tornillo de expansión, que siempre esta por encima, a excepción de la velocidad de 600 mm/min donde ambos tornillos tiene un comportamiento muy parecido.



Fig.7.14. Gráfico de carga frente a desplazamiento a velocidad 30 mm/min.



Fig.7.15. Gráfico de carga frente a desplazamiento a velocidad 300 mm/min.



Fig.7.16. Gráfico de carga frente a desplazamiento a velocidad 600 mm/min.



Fig.7.17. Gráfico de carga frente a desplazamiento a velocidad 1200 mm/min.



Fig.7.18. Grafico de carga frente a desplazamiento a velocidad 1200 mm/min.

7.1.6.- Calculo de la rigidez.

Como se indico en el apartado 6.2.3., se define la rigidez (stiffness), como la pendiente de la parte lineal de la curva de la gráfica fuerzaalargamiento obtenida en los ensayos de tracción, o de otra manera, es la fuerza dividida entre el alargamiento para la parte lineal de la gráfica, considerando que el alargamiento es nulo cuando la prolongación de la parte lineal de la gráfica corta al eje de abscisas. (Ver figura 6.2)

Nos hemos planteado un estudio estadístico consistente en calcular para cada ensayo la rigidez y al final obtener una rigidez media para cada una de las velocidades, el cálculo en cada ensayo se realiza en función de la curva obtenida y por el método de los mínimos cuadrados, así en la figura 7.19, tenemos una curva ejemplo de la rigidez para el tornillo interferencial del primer ensayo.



- Rigidez del Tornillo Interferencial a 30 mm/min.

Fig.7.19. Gráfica de la rigidez del tornillo interferencia a 30 mm/min.

Donde obtenemos la recta $y = 34,613 \times 7,1481$ de la que extraemos la pendiente 34,613 que representa la pendiente y por tanto la rigidez de la curva.

R² representa la exactitud con que la nube de puntos se asemeja a la recta de regresión, como vemos, en este caso la nube de puntos se asemeja a la recta de regresión en un 98,87%.

Si registramos las medias obtenidas de las tablas de datos obtenemos una rigideces medias para cada velocidad que son: (Ver Tabla 7.43 y Tabla 7.44)

Rigidez											
Tornillo interferencial de 9 mm. Tendón de 6,5 mm. Túnel 9mm.						Tornillo de expansión. Tendón de 6 mm. Túnel 10,5 mm.					
(N/mm)								(N/mm))		
30 mm/min	300 mm/min	600 mm/min	1200 mm/min	4000 mm/min		30 mm/min	300 mm/min	600 mm/min	1200 mm/min	4000 mm/min	
34.61											
29,3	17,73	75,84	95,61	108,91		107,15	105,24	35,28	58,64	111,5	
31,84	31,82	84,4	117,66	81,45		90,5	43,85	39,04	101,61	87,58	
35,48	25,42	75,98	60,85	196,81		23,03	64,37	127,56	173,85	192,53	
38,41	13,64	48,73	34,96	124,42		34,94	96,92	91,04	50,08	73	
35,59	42,46	63,72	68,39	82,15		96,98	55,57	124,38	87,49	49,8	
70,15	82,11	125,89	110,51	128,43		86,32	42,51	85,4	52,42	51	
27,56	36,95	84,52	54,55	53,55		23,93	54,53	42,22	132,95	125,98	
16,37	38,6	94,81	96,54	136,64		69,92	62,18	83,24	110,88	60	
32,69	96,54	75,21	81,52	86,28		38,95	89,16	59,94	100,52	167,06	
58,52	75,93	58,08	70,34	120,65		67,61	89,08	55,26	112,9	131,19	
37,32	46,12	78,718	79,093	111,929	μ	63,933	70,341	74,336	98,134	105,009	
14,81	28,62	21,42	26,10	39,74	σ	31,54	22,79	33,65	38,61	49,44	

Tabla 7.43. Tabla de datos de rigideces en tornillo interferencial y de expansión.

RIGIDEZ N/mm							
	30 mm/min	300 mm/min	600 mm/min	1200 mm/min	4000 mm/min		
TORNILLO INTERFERENCIAL	37,32 ± 14,81	46,1 ± 28,62	78,72 ± 21,42	79,09 ± 26,10	111,93 ± 39,74		
TORNILLO EXPANSIÓN	63,93 ± 31,54	70,34 ± 22,79	74,34 ± 33,65	98,13 ± 38,61	105,01 ± 49,44		

Tabla 7.44. Tabla de datos de rigideces medias en tornillo interferencial y de expansión.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los sistemas a cada una de las velocidades.

Velocidad	Significancia.
30 mm/min	0,02107
300 mm/min	0,05076
600 mm/min	0,73232
1200 mm/min	0,21269
4000 mm/min	0,73242

(Interferencial-expansión)

Tabla 7.45. T-Student para variable rigidez con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Se observa que a excepción de la velocidad de 30 mm/min no podemos indicar que la media de la rigidez en el tornillo de expansión sea mayor que en el tornillo interferencial, es decir que la rigideces en ambos tornillos no tienen diferencia significativa pues p > 0,05, por lo que podemos afirmar un comportamiento similar en el tornillo interferencial y de expansión, con la singularidad de la velocidad de 30 mm/min donde si existe diferencia significativa.

De estos resultados observamos como la rigidez aumenta a medida que aumenta las velocidades de tiro, este comportamiento es claro en ambos tornillos, y aunque observamos una mayor rigidez media en el tornillo de expansión para cada velocidad, las diferencias no son significativa a excepción de la velocidad de 30 mm/min.

7.1.7.- Relación entre el par de apriete y la carga máxima de extracción.

Vamos a ver si existe relación entre los pares de apriete y las cargas máximas de extracción obtenidas en los ensayos de tracción, en definitiva queremos detectar si para un mayor par de apriete tenemos mayor fuerza máxima, para buscar si existe esta relación nos basáramos en análisis de regresión lineal, expresando los resultados en términos de la recta de regresión, de la que extraemos R^2 que representa la exactitud con que la nube de puntos se asemeja a la recta de regresión, tanto más fuerte cuanto más próximo a +1 (ó -1) sea el valor de R^2 .

Tornillo interferencial.



Para 30 mm/min.

Fig.7.20. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tronillo interferencial mostrados en la obtenemos el grafico de la figura 7.20, donde vemos como $R^2 = 0,24$, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



- Para 300 mm/min.

Fig.7.21. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 300 mm/min con tornillo interferencial, obtenemos el grafico de la figura 7.21, en el que vemos como R^2 = 0,34, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Para 600 mm/min.



Fig.7.22. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 600 mm/min, obtenemos el grafico de la figura 7.22, donde vemos como $R^2 = 0,09$, coeficiente que nos indica en la practica un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



Para 1200 mm/min.

Fig.7.23. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 1200 mm/min con tornillo interferencial, obtenemos el grafico de la figura 7.23, en el que se aprecia como $R^2 = 0,16$, coeficiente que indica un bajísimo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



- Para 4000 mm/min.

Fig.7.24. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 4000 mm/min con tronillo interferencial, obtenemos el grafico de la figura 7.24, en el que se aprecia como $R^2 = 0,04$, coeficiente que nos dice que no existe prácticamente ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Por tanto podemos afirmar que en los ensayos de tracción (pull-out) a diferentes velocidades con tornillo interferencial no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, aunque inicialmente se podría pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete, la presión ejercida sobre el tendón implicaría obtener mejores resultados en carga de extracción, esto no ocurre así, por lo que tanpoco tendría sentido hacer un instrumento para el medico que midiese los pares de apriete.

Tornillo de expansión.

Para 30 mm/min.



Fig.7.25. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tornillo de expansión, obtenemos el grafico de la figura 7.25, en el que se aprecia como $R^2 = 0.71$, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



Para 300 mm/min.

Fig.7.26. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 300 mm/min con tornillo de expansión, obtenemos el grafico de la figura 7.26, en el que se aprecia como $R^2 = 0,76$, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



- Para 600 mm/min.

Fig.7.27. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 600 mm/min con tornillo de expansión, obtenemos el grafico de la figura 7.27, en el que se aprecia como $R^2 = 0,06$, coeficiente que nos indica un bajísimo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Para 1200 mm/min.



Fig.7.28. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 1200 mm/min con tornillo de expansión, obtenemos el grafico de la figura 7.28, en el que se aprecia como $R^2 = 0,49$, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



Para 4000 mm/min.

Fig.7.29. Recta de regresión para pares de apriete y fuerzas máximas.

De los datos logrados para la velocidad de 4000 mm/min con tornillo de expansión, obtenemos el grafico de la figura 7.29, en el que se aprecia como $R^2 = 0,14$, coeficiente que nos indica un bajísimo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Por tanto podemos afirmar que en los ensayos de tracción (pull-out) a diferentes velocidades con tornillo de expansión no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, aunque inicialmente se podría pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete, la presión ejercida sobre el tendón implicaría obtener mejores resultados en carga de extracción, esto no ocurre así, por lo que tanpoco tendría sentido hacer un instrumento para el medico que midiese los pares de apriete.

7.2.- Ensayos tipo B de tracción (pull-out), con tornillo interferencial y de expansión en bloques de poliuretano.

Como se indica el apartado de materiales y métodos utilizaremos tres materiales (Apartado 6.4.3.): Poliuretano 30/40, Poliuretano 20/40 y Poliuretano 10/40.

Todos los ensayos se realizaran a la velocidad de 30 mm/min, buscando comparar resultados entre los diferentes materiales empleado y los ya obtenidos en hueso para esta velocidad.

7.2.1.- Ensayos de tracción (pull-out), con tornillo interferencial en bloque de poliuretano 30/40.

Para el caso del tornillo interferencial, hemos obtenido curvas de Fuerza (N), frente a desplazamiento (mm), gráfica Fuerza-Alargamiento (load-displacement curve), como la indicada en la figura 7.30.



Fig.7.30. Curva de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm), en ensayo de bloque de poliuretano 30/40 y tornillo interferencial.

Para la velocidad de 30 mm/min se han realizado diez ensayos validos, con tendón de vacuno de 6,5 mm de diámetro, obteniéndose los resultados que a continuación se detallan; hemos estudiado la carga obtenida hasta que el tendón se sale 6 mm, ya que a partir de este valor no tendría sentido el injerto:

Velocidad	d 30 mm/min; Túi	nel 9 mm; Tornil	lo interfer	encial de	9 mm; Te	endón de	6,5 mm.	Bloque	Velocidad 30 mm/min; Túnel 9 mm; Tornillo interferencial de 9 mm; Tendón de 6,5 mm. Bloque de Poliuretano30/40						
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez	Fuerzas (N)												
		(N/mm)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm					
1	4,44	109,98	408	3,88	128	266	351	407	391	340					
2	5,10	112,82	337	2,02	132	247	334	242	185	95					
3	7,18	211,36	1495	7,50	94	397	445	687	941	1216					
4	6,57	166,89	346	2,14	173	338	233	238	215	210					
5	5,67	106,68	373	3,60	133	273	343	342	288	248					
6	6,89	121,50	726	6,48	129	253	362	513	633	699					
7	7,76	109,33	623	5,86	130	248	369	493	569	596					
8	5,23	78,59	445	5,62	91	117	205	283	412	280					
9	6,98	133,96	231	7,29	127	149	151	138	175	199					
10	5,11	78,41	373	12,13	100	191	259	296	283	224					
μ	6,09		535,7	5,652	123,7	247,9	305,2	363,9	409,2	410,7					
σ	1.116		366,65	3,01	24,03	82,66	89,67	162,80	243,18	338,97					

- Para velocidad 30 mm/min.



Si componemos varios de los ensayos de la tabla en un diagrama fuerza – desplazamiento, obtenemos los resultados de la figura 7.31 en los que se aprecian las curvas, con su desarrollo típico.



Fig.7.31. Composición de varios ensayos de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) en ensayos de bloques de poliuretano 30/40 con tornillo interferencial.

Si llevamos los datos de la tabla a un diagrama (figura 7.32), en el que estudiamos las cargas medias obtenidas cuando el tendón se desplaza desde 1 a 6 mm, pues es como se ha indicado a partir de ese valor de 6 mm, no tendría sentido el injerto.



Fig.7.32. Curva obtenida con los datos de las medias de la Tabla 7.46, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en bloque de Poliuretano 30/40.

7.2.2.- Comparación de datos entre bloque de poliuretano 30/40 y hueso de porcino con tornillo interferencial.

Si comparamos los datos obtenidos con los tacos de poliuretano, con los datos obtenidos en el ensayo realizado con hueso de porcino a la misma velocidad de extracción (Tabla 7.1), es decir 30 mm/min, con el tornillo interferencial obtenemos, los resultados de la figura 7.33.

Velo	Velocidad 30 mm/min; Túnel 9 mm; Tornillo interferencial de 9 mm; Tendón de 6,5 mm. Hueso Porcino.									
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez					Fuer	zas (N)		
		(11/1111)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	2,30	34,61	284	14,15	41	78	118	156	186	200
2	2,50	29,30	378	19,78	28	56	88	113	145	177
3	2,40	31,84	359	37,33	60	106	142	167	183	201
4	2,10	35,48	332	17,20	64	103	144	166	200	213
5	2,80	38,41	530	32,80	80	140	180	219	230	248
6	2,80	35,59	236	11,29	73	134	178	203	221	213
7	2,50	70,15	685	10,49	85	156	210	283	366	446
8	2,40	27,56	371	16,38	70	93	116	139	176	191
9	2,00	16,37	121	6,56	49	73	96	111	117	118
10	2,10	32,69	249	15,52	66	105	142	172	190	208
11	2,40	58,52	388	9,00	82	117	198	261	309	353
μ	2,39		357,55	17,32	63,45	105,55	146,55	180,91	211,18	233,45
σ	0,263		150,69	9,63	17,90	30,18	40,69	55,81	71,05	90,36

Tabla 7.1. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min en tornillo interferencial en hueso de porcino.



Fig.7.33. Curva obtenida con los datos de las Tabla 7.1 y Tabla 7.46 de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en bloque de Poliuretano 30/40 y hueso de porcino.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	2,8062 e-06
2 mm	3,7013 e-05
3 mm	4,0167 e-05
4 mm	0,00231
5 mm	0,01804
6 mm	0,11052

(Bloque de Poliuretano 30/40 - Hueso de Porcino)

En la simple gráfica se observa que existe diferencias de las media de las curvas, y el estudio estadístico comprueba que existe diferencia significativa a excepción de en los 6 mm de deslizamiento pues p < 0,05, por tanto podemos afirmar que el tornillo interferencial se comporta mejor, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 30/40 que en el hueso.

La diferencia de comportamiento entre bloque 30/40 y hueso es grande, dado el nivel de significancia obtenida, por lo que no es recomendable este tipo de material para la realización de ensayos y utilizarlos para comparación con hueso.

Tabla 7.47. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

7.2.3.- Ensayos de tracción (pull-out), con tornillo de expansión en bloque de poliuretano 30/40.

En el caso del tornillo de expansión, obtenemos curvas de Fuerza (N), frente a desplazamiento (mm), gráfica Fuerza-Alargamiento (load-displacement curve), como las indicadas en la figura 7.34.



Fig.7.34. Composición de varios de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm), en ensayos en bloque de poliuretano con tornillo de expansión.

Para la velocidad de 30 mm/min realizamos diez ensayos validos, con tendón de vacuno de 6 mm obteniéndose los resultados que a continuación se detalla, hemos estudiado la carga obtenida hasta que el tendón se sale 6 mm:

- Para velocidad 30 mm/min.

Velocidad 30 mm/min; Túnel 10,5 mm; Tornillo de expansión de 9 mm; Tendón de 6 mm. Bloque de Poliuretano 30/40										
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)			Fuerzas (N)					
			Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	2,65	187,59	1584	7,76	129	268	450	666	865	1141
2	1,73	195,64	1330	7,27	155	267	443	687	933	1155
3	1,45	115,41	865	8,27	95	174	263	416	558	687
4	1,29	181,05	1255	8,03	155	336	522	672	890	1093
5	1,14	109,73	432	7,30	118	236	345	402	400	408
6	0,75	116,34	728	19,5	106	201	338	477	595	640
7	1,16	245,24	1154	5,2	148	367	662	926	1129	1059
8	2,23	225,28	1501	7,03	85	176	366	664	1016	1287
9	2,10	150,62	937	9,06	75	174	335	512	689	848
10	1,95	150,71	1465	9,16	44	97	199	362	637	950
μ	1,65		1125,1	8,858	111	229,6	392,3	578,4	771,2	926,8
σ	0,588		375,38	3,906	37,05	82,04	132,79	174,93	230,00	276,58

 Tabla 7.48. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min con tornillo de expansión en bloque de Poliuretano 30/40.

Si llevamos los datos de la tabla a un diagrama en el que estudiamos las cargas medias obtenidas cuando el tendón se desplaza desde 1 a 6 mm, como hicimos anteriormente obtenemos. (Figura 7.35.).




7.2.4.- Comparación de datos entre bloque de poliuretano 30/40 y hueso de porcino con tornillo de expansión.

Si comparamos los datos obtenidos en el taco de poliuretano, con los datos obtenidos en el ensayo realizado con hueso de porcino a la misma velocidad de extracción, es decir 30 mm/min, con tornillo de expansión, cuyos resultados tenemos en la Tabla 7.18, obtenemos la figura 7.36.

Resultados obtenidos en hueso:

Velocidad 30 mm/min; Túnel 10,5 mm; Tornillo de expansión de 9 mm; Tendón de 6 mm.										
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez (N/mm)			Fuerzas (N)					
		()	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,93	107,15	813	8,12	72	129	239	362	512	630
2	0,38	90,50	534	5,32	71	169	283	423	506	472
3	0,33	23,03	162	6,28	49	70	94	122	141	154
4	0,19	34,94	244	7,24	59	98	137	178	199	215
5	0,80	96,98	564	6,67	76	145	273	390	474	523
6	0,40	86,32	513	10,31	77	147	235	340	424	479
7	0,18	23,93	170	4,81	62	105	139	161	164	158
8	0,38	69,92	432	9,00	71	110	181	268	352	388
9	0,32	38,95	443	26,42	100	175	230	257	264	261
10	0,41	67,61	402	6,93	82	142	208	291	352	386
μ	0,43		427,70	9,11	71,9	129	201,9	279,2	338,8	366,6
σ	0,244		199,24	6,29	13,84	33,07	62,52	101,75	140,89	163,73

Tabla 7.18. Datos obtenidos en hueso de porcino para velocidad 30 mm/min en tornillo de
expansión.

Al comparar datos obtenemos:



Fig.7.36. Curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.18 y Tabla 7.48, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en hueso de porcino y bloque de Poliuretano 30/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00584
2 mm	0,00206
3 mm	0,00067
4 mm	0,00018
5 mm	7,989 e-05
6 mm	3,110 e-05

(Bloque de Poliuretano 30/40 - Hueso de Porcino)

En la simple gráfica se observa que existe diferencias de las media de las curvas, y el estudio estadístico comprueba que existe diferencia significativa pues p << 0,05, por tanto podemos afirmar que el tornillo de expansión se comporta mejor, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 30/40 que en el hueso. Es lo mismo que ocurre con el tornillo interferencial, los datos obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por encima de los resultados obtenidos con hueso.

La diferencia de comportamiento entre bloque 30/40 y hueso, con tornillo de expansión es grande, esta tendencia a medida que el tornillo se sale es más clara por el nivel de significancia, por lo que no es recomendable este tipo de material para la realización de ensayos y utilizarlos para comparación con hueso.

Tabla 7.49.
 T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

7.2.5.- Comparación de datos en bloque de poliuretano 30/40 con tornillo interferencial y de expansión.

Si comparamos los datos obtenidos en el bloque de poliuretano para el tornillo interferencial y de expansión obtenemos las curvas de la figura 7.37.



Fig.7.37. Curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.46 y Tabla 7.48, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial y de expansión en bloques de Poliuretano 30/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,37514
2 mm	0,62525
3 mm	0,10277
4 mm	0,01089
5 mm	0,00305
6 mm	0,00153

(Bloque de Poliuretano 30/40 Interferencial-expansión)

En el estudio estadístico comprueba que existe diferencia significativa a partir de los 3 mm de desplazamiento pues p < 0,05, es decir a pequeños desplazamiento desde 1 mm hasta 3 mm no existe diferencia entre los dos tornillos pero a partir de los 3 mm podemos afirmar que el tornillo de expansión se comporta mejor, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 30/40 que el tornillo interferencial.

Como vemos existe un mejor comportamiento del tornillo de expansión.

7.2.6.- Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo interferencial en bloque de poliuretano 20/40.

Tenemos que indicar que nos resulto imposible obtener al menos 10 ensayos con resultados satisfactorios, en el bloque de poliuretano 20/40.

Tabla 7.50. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Siempre se originaba un fallo, ya que al intentar introducir el tornillo interferencial, se producía una fractura del bloque, esto ocurrió en 17 pruebas seguidas, no pudiéndose por tanto realizar las mismas y obtener conclusiones (Ver figura 7.38).

Para poder realizar las pruebas y tan solo como prueba, optamos por lubricar el tornillo con aceite, antes de introducirlo, con esta maniobra conseguimos evitar la fractura del bloque y realizar 10 ensayos, pero consideramos que esta artimaña invalida los ensayos y los resultados no son comparables con los demás, por lo que no presentamos el conjunto de datos obtenidos.



Fig.7.38. Diferentes bloques de poliuretano 20/40 fracturados por la acción del tornillo interferencial.

7.2.7.- Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo de expansión en bloque de poliuretano 20/40.

Para el tornillo de expansión, en bloque de poliuretano 20/40, obtenemos para la velocidad de 30 mm/min, una vez realizados diez ensayos, con tendón de vacuno de 6 mm los resultados que a continuación se detallan:

Velocidad 30 mm/min; Túnel 10,5 mm; Tornillo de expansión de 9 mm; Tendón de 6 mm. Bloque de Poliuretano 20/40										
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez			Fuerzas (N)					
		(14/1111)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	1,03	188,24	912	6,05	244	437	617	753	853	902
2	1,03	233,06	908	5,27	192	450	665	829	905	860
3	0,85	149,76	409	5,79	163	299	354	375	386	409
4	0,79	117,53	682	15,34	139	252	363	480	549	502
5	1,16	154,63	882	11,40	138	309	459	590	665	688
6	0,94	126,04	610	5,19	106	220	352	497	593	482
7	0,95	81,33	503	9,14	119	195	269	337	397	458
8	1,05	140,32	687	5,20	105	245	393	575	675	641
9	0,85	107,49	857	10,04	64	135	212	337	489	624
10	0,87	157,03	630	9,92	83	25	155	329	435	485
μ	0,950		708	8,334	135,3	256,7	383,9	510,2	594,7	605,1
σ	0,114		177,11	3,42	53,42	128,33	162,13	177,43	181,29	170,60

- Para velocidad 30 mm/min.

 Tabla 7.51. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min con tornillo de expansión en bloque de Poliuretano 20/40.

Si llevamos los datos de la tabla a un diagrama, como hicimos anteriormente obtenemos la curva de la figura 7.39.



Fig.7.39. Curva obtenida con los datos de la Tabla 7.51, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en bloque de Poliuretano 20/40.

7.2.8.- Comparación de datos entre bloque de poliuretano 20/40 y hueso de porcino con tornillo de expansión.

Comparando los datos obtenidos en el taco de poliuretano 20/40, con los datos obtenidos en el ensayo realizado con hueso de porcino (Tabla 7.18), a la misma velocidad de extracción, es decir 30 mm/min, y en ambos caso utilizando el tornillo de expansión, obtenemos los datos que quedan reflejado en la figura 7.40.



Fig.7.40. Curvas obtenidas con los datos de la Tabla 7.18 y Tabla 7.51, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en hueso de porcino y bloque de Poliuretano 20/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00190
2 mm	0,00693
3 mm	0,00388
4 mm	0,00218
5 mm	0,00242
6 mm	0,00508

(Bloque de Poliuretano 20/40 - Hueso de porcino)

Tabla 7.52. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

En el estudio estadístico comprueba que existe una gran diferencia significativa pues p << 0,05, por lo que podemos afirmar que el tornillo de expansión se comporta mucho mejor, tiene una media de carga muy superior en el bloque de poliuretano 20/40 que el hueso de porcino, comprobándose en la gráfica como los datos obtenidos en los tacos de poliuretano 20/40 esta muy por encima de los resultados obtenidos con hueso. Se sigue confirmando la tendencia, de que los datos obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por encima de los resultados obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por encima de los resultados obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por encima de los resultados obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por

7.2.9.- Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo interferencial en bloque de poliuretano 10/40.

Como en casos anteriores se han realizado diez ensayos, con tendón de vacuno de 6,5 mm obteniéndose los resultados que se detallan a continuación:

Velocidad 30 mm/min; Túnel 9 mm; Tornillo interferencial de 9 mm; Tendón de 6,5 mm. Bloque de Poliuretano10/40										
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez					Fuer	zas (N)		
		(11/11/11)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	2,70	47,80	178	22,71	86	116	122	130	139	152
2	3,10	37,74	223	10,47	84	96	132	144	175	170
3	2,41	64,54	378	37,37	82	157	204	237	260	267
4	2,65	54,66	214	4,36	96	152	184	209	208	177
5	2,90	48,88	226	7,54	77	137	170	184	168	192
6	2,49	77,47	264	4,43	92	171	246	259	217	216
7	2,65	72,62	263	4,95	147	170	208	225	231	235
8	2,95	47,97	220	7,64	73	111	145	159	169	192
9	2,08	114,93	255	15,36	131	173	166	187	188	201
10	2,12	118,96	177	2,15	135	169	136	119	109	87
μ	2,61		239,8	11,698	100,3	145,2	171,3	185,3	186,4	188,9
σ	0,338		57,49	10,92	26,89	28,51	39,58	47,26	44,50	48,73

Para velocidad 30 mm/min.

 Tabla 7.53. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min con tornillo interferencial en bloque de Poliuretano 10/40.

Para obtener estos 10 ensayos con resultados satisfactorios, se produjeron fallos por fractura en 4 bloques, no pudiéndose por tanto realizar la prueba y obtener resultados. En la figura 7.41, se observa como con solo un par de apriete de 1,799 N-m, (cifras en verde) se aprecia una grieta en el bloque. (Las fracturas no fueron tan grandes como en los bloques 20/40 pcf).



Fig.7.41. Bloques de poliuretano 10/40 agrietado por la acción del tornillo interferencial.

Llevando los datos de la tabla a un diagrama (ver figura 7.42.), en el que estudiamos las cargas medias obtenidas cuando el tendón se desplaza desde 1 a 6 mm, pues es como se ha indicado a partir de ese valor de 6 mm, no tendría sentido el injerto.



Fig.7.42. Curva obtenida con los datos de la Tabla 7.53, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en bloque de Poliuretano 10/40.

7.2.10.- Comparación de datos entre bloque de poliuretano 10/40 y hueso de porcino con tornillo interferencial.

Si comparamos los datos obtenidos en el taco de poliuretano, con los datos obtenidos en el ensayo de tracción realizado en hueso de porcino a la misma velocidad de extracción (Tabla 7.1), es decir 30 mm/min, obtenemos. (Ver figura 7.43.).



Fig.7.43. Curva obtenida con los datos de las Tabla 7.1 y Tabla 7.53 de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino y bloque de Poliuretano 10/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00142
2 mm	0,00607
3 mm	0,17459
4 mm	0,84862
5 mm	0,35602
6 mm	0,18216

(Bloque de Poliuretano 10/40 - Hueso de porcino)

Tabla 7.54. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

El estudio estadístico nos indica que existe un mejor comportamiento del tornillo interferencial hasta los 2 mm de deslizamiento en bloque de poliuretano 10/40 pues p < 0,05, a partir de ahí no podemos diferenciar el comportamiento del tornillo en los dos materiales, es decir el tornillo interferencial, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 10/40 que el hueso de porcino, hasta los 2 mm de desplazamiento, lo que comprobamos en la gráfica por encima de estos resultados no existe diferencia estadística significativa con respecto al hueso.

De aquí se deduce que el bloque de poliuretano 10/40, es un medio mejor para comparar con hueso, con tornillo interferencial.

7.2.11.- Ensayos de tracción (pull-out) con tornillo de expansión en bloque de poliuretano 10/40.

Para el tornillo de expansión, en bloque de poliuretano 10/40., empleando la velocidad de 30 mm/min, una vez realizados diez ensayos, con tendón de vacuno de 6 mm, obtenemos los resultados que a continuación se detallan:

Velocidad	Velocidad 30 mm/min; Túnel 10,5 mm; Tornillo de expansión de 9 mm; Tendón de 6 mm. Bloque de Poliuretano 10/40									
Ensayos	Par de Apriete (N-m)	Rigidez					Fuer	zas (N)		
		(11/11/11)	Fmax	mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
1	0,45	110,84	248	1,90	185	234	233	226	226	228
2	0,49	50,51	278	9,20	105	174	216	248	262	265
3	0,26	118,11	247	3,51	169	222	231	239	235	238
4	0,35	62,01	330	6,68	125	190	241	295	315	325
5	0,40	51,71	248	17,60	106	153	181	197	203	199
6	0,52	141,97	520	4,50	127	298	429	513	500	463
7	0,28	80,82	239	4,57	117	193	218	233	229	219
8	0,64	55,49	229	4,55	96	149	200	209	212	193
9	0,56	109,13	382	10,86	151	244	297	303	317	325
10	0,32	60,10	318	12,26	109	155	192	214	229	244
μ	0,42		303,9	7,563	129	201,2	243,8	267,7	272,8	269,9
σ	0,13		90,47	4,87	29,77	48,10	72,57	92,88	89,13	81,89

Para velocidad 30 mm/min.

 Tabla 7.55. Datos obtenidos para velocidad 30 mm/min con tornillo de expansión en bloque de Poliuretano 10/40.

Si llevamos los datos de la tabla a un diagrama, como hicimos anteriormente obtenemos los resultados de la figura 7.44.



Fig.7.44. Curva obtenida con los datos de la Tabla 7.55, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en bloque de Poliuretano 10/40.

7.2.12.- Comparación de datos entre bloque de poliuretano 10/40 y hueso de porcino con tornillo de expansión.

Si comparamos los datos obtenidos en el taco de poliuretano, con los datos obtenidos en el ensayo realizado con hueso de porcino a la misma velocidad de extracción, es decir 30 mm/min, con tornillo de expansión, cuyos resultados tenemos en la Tabla 7.18.

Al comparar datos obtenemos la figura 7.45.



Fig.7.45. Curvas obtenidas con los datos de las Tabla 7.18 y Tabla 7.55, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en hueso de porcino y bloque de Poliuretano 10/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	3,193 e-05
2 mm	0,00102
3 mm	0,18351
4 mm	0,79481
5 mm	0,22664
6 mm	0,11214

(Bloque de Poliuretano 10/40 - Hueso de porcino)

Tabla 7.56. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

El estudio estadístico nos indica que existe un mejor comportamiento del tornillo de expansión hasta los 2 mm de deslizamiento en bloque de poliuretano 10/40 pues p < 0,05, a partir de ahí no podemos diferenciar el comportamiento del tornillo en los dos materiales, es decir, el tornillo interferencial, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 10/40 que el hueso de porcino, hasta los 2 mm de desplazamiento, lo que comprobamos en la gráfica por encima de estos resultados no existe diferencia con respecto al hueso.

De aquí se deduce que el bloque de poliuretano 10/40, es un medio mejor para comparar con hueso, con tornillo de expansión.

7.2.13.- Comparación de datos en bloque de poliuretano 10/40 con tornillo interferencial y de expansión.

Si comparamos los datos obtenidos en el bloque de poliuretano para el tornillo interferencial y de expansión obtenemos: (Ver figura 7.46.).



Fig.7.46. Curvas obtenidas con los datos de las medias de las Tabla 7.53 y Tabla 7.55, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial y de expansión en bloques de Poliuretano 10/40.

Vamos a aplicar el método T-Student para la comparación de muestras en los dos sistemas.

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,03629
2 mm	0,00534
3 mm	0,01253
4 mm	0,02229
5 mm	0,01338
6 mm	0,01503

(Bloque de Poliuretano 10/40 Interferencial-expansión)

En el estudio estadístico comprueba que existe una gran diferencia significativa pues p << 0,05, es decir el tornillo de expansión tiene una media de carga muy suprior al tornillo interferencial en el bloque de poliuretano 10/40 por lo podemos afirmar un mejor comportamiento de este tornillo de expansión.

Como vemos existe un mejor comportamiento del tornillo de expansión.

7.2.14.- Comparación de datos del tornillo interferencial en los bloque de poliuretano 10/40 y 30/40.

Si comparamos los datos obtenidos con el tornillo interferencial en los bloques de poliuretano 10/40 y 30/40 obtenemos la gráfica de la figura 7.47.

Tabla 7.57. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.



Fig.7.47. Curvas obtenidas con los datos de las medias de las Tabla 7.46 y Tabla 7.53, de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en bloques de Poliuretano 30/40 y 10/40.

Si hacemos un estudio estadístico de estos datos obtenemos:

Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,62342
2 mm	0,09702
3 mm	0,04346
4 mm	0,01421
5 mm	0,00839
6 mm	0,05564

(Bloque de Poliuretano 30/40 y	/ 10/40 Interferencial)
--------------------------------	-------------------------

Tabla 7.58. T-Student para variable carga con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Observamos que existe una mejor media de carga en el bloque de poliuretano 30/40 en el intervalo de 2 a 5 mm, esto nos indica la tendencia de

que a mediad que aumenta la densidad obtenemos medias de carga superiores.

7.2.15.- Comparación de datos del tornillo de expansión en los bloque de poliuretano 10/40 20/40 y 30/40.

Si comparamos los datos obtenidos del tornillo de expansión en los tres bloques de poliuretano 10/40, 20/40 y 30/40 obtenemos la gráfica de la figura 7.48.



Fig.7.48. Curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.48, 7.51 y 7.53 de Fuerza (N) frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en bloques de Poliuretano 30/40; 20/40 y 10/40.

Si hacemos un estudio estadístico de estos datos obtenemos

- Análisis para 1 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	3180,600	2	1590,300	0,933	0,40563
Intra-grupos	46014,100	27	1704,226		
Total	49194,700	29			

 Tabla 7.59. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 1 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 95	confianza al 5%
					Límite inferior	Límite superior
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-6,300000	18,461993	0,93798	-52,07499	39,47499
	Bloque de poliuretano 30/40	18,000000	18,461993	0,59862	-27,77499	63,77499
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	6,300000	18,461993	0,93798	-39,47499	52,07499
	Bloque de poliuretano 30/40	24,300000	18,461993	0,39862	-21,47499	70,07499
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	-18,000000	18,461993	0,59862	-63,77499	27,77499
	Bloque de poliuretano 20/40	-24,300000	18,461993	0,39866	-70,07499	21,47499

 Tabla 7.60.
 Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor tipo de material a 1 mm.

Estadísticamente no existe diferencia significativa de los datos de los tres bloques para un milímetro de deslizamiento.

- Análisis para 2 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	15404,067	2	7702,033	,906	0,41618
Intra-grupos	229602,100	27	8503,781		
Total	245006,167	29			

 Tabla 7.61. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 2 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I- J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 95	confianza al %
					Límite inferior	Límite superior
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-55,500000	41,240227	0,38295	-157,75175	46,75175
	Bloque de poliuretano 30/40	-28,400000	41,240227	0,77206	-130,65175	73,85175
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	55,500000	41,240227	0,38295	-46,75175	157,75175
	Bloque de poliuretano 30/40	27,100000	41,240227	0,78996	-75,15175	129,35175
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	28,400000	41,240227	0,77206	-73,85175	130,65175
	Bloque de poliuretano 20/40	-27,100000	41,240227	0,78996	-129,35175	75,15175

Tabla 7.62. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor tipo de material a 2 mm.

Estadísticamente no existe diferencia significativa de los datos de los tres bloques para dos milímetros de deslizamiento.

- Análisis para 3 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	139169,400	2	69584,700	4,244	0,02496
Intra-grupos	442676,600	27	16395,430		
Total	581846,000	29			

Tabla 7.63. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 3 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 95	confianza al %	
					Límite inferior	Límite superior	
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-140,100000	57,263303	0,05364	-282,07965	1,87965	
	Bloque de poliuretano 30/40	-148,5000(*)	57,263303	0,03901	-290,47965	-6,52035	
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	140,100000	57,263303	0,05364	-1,87965	282,07965	
	Bloque de poliuretano 30/40	-8,400000	57,263303	0,98821	-150,37965	133,57965	
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	148,5000(*)	57,263303	0,03901	6,52035	290,47965	
	Bloque de poliuretano 20/40	8,400000	57,263303	0,98821	-133,57965	150,37965	
* La diferencia de n	* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.						

Tabla 7.64. Com	paración múltiple	de Tukey	/ de las carga	s con factor ti	po de material	a 3 mm.

Estadísticamente existe diferencia significativa entre los datos del bloque 10/40 y 30/40, no existiendo diferencia de los datos en los demás casos para tres milímetros de deslizamiento.

- Análisis para 4 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	533306,600	2	266653,300	11,313	0,00027
Intra-grupos	636386,100	27	23569,856		
Total	1169692,700	29			

 Tabla 7.65. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 4 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 95	confianza al 5%
					Límite inferior	Límite superior
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-242,5000(*)	68,658365	0,00416	-412,73277	-72,26723
	Bloque de poliuretano 30/40	-310,7000(*)	68,658365	0,00031	-480,93277	-140,46723
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	242,5000(*)	68,658365	0,00416	72,26723	412,73277
	Bloque de poliuretano 30/40	-68,200000	68,658365	0,58731	-238,43277	102,03277
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	310,7000(*)	68,658365	0,00031	140,46723	480,93277
	Bloque de poliuretano 20/40	68,200000	68,658365	0,58731	-102,03277	238,43277
* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.						

 Tabla 7.66. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor tipo de material a 4 mm.

Estadísticamente existe diferencia significativa entre los datos del bloque 10/40 con 20/40 y 30/40, y 20/40 con 10/40 no existiendo diferencia de los datos entre lo bloques 20/40 y 30/40 para cuatro milímetros de deslizamiento.

- Análisis para 5 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1277248,067	2	638624,033	20,445	3,927 e-06
Intra-grupos	843395,300	27	31236,863		
Total	2120643,367	29			

Tabla 7.67. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 5 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 9	e confianza al 5%
					Límite inferior	Límite superior
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-321,9000(*)	79,040323	0,00103	-517,87397	-125,92603
	Bloque de poliuretano 30/40	-498,4000(*)	79,040323	2,788 e-06	-694,37397	-302,42603
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	321,9000(*)	79,040323	0,00103	125,92603	517,87397
	Bloque de poliuretano 30/40	-176,500000	79,040323	0,08357	-372,47397	19,47397
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	498,4000(*)	79,040323	2,788 e-06	302,42603	694,37397
	Bloque de poliuretano 20/40	176,500000	79,040323	0,08357	-19,47397	372,47397
* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.						

 Tabla 7.68. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor tipo de material a 5 mm.

Estadísticamente existe diferencia significativa entre los datos del bloque 10/40 con 20/40 y 30/40 y 20/40 con 10/40 no existiendo diferencia de los datos entre lo bloques 20/40 y 30/40 para cinco milímetros de deslizamiento.

- Análisis para 6 mm:

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	2157891,800	2	1078945,900	28,821	1,999 e-07
Intra-grupos	1010761,400	27	37435,607		
Total	3168653,200	29			

Tabla 7.69. ANOVA con variable de carga y factor tipo de material para 6 mm.

(I) Tipo Material	(J) Tipo Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de 9	e confianza al 5%	
					Límite inferior	Límite superior	
Bloque de poliuretano 10/40	Bloque de poliuretano 20/40	-335,2000(*)	86,528154	0,00173	-549,73944	-120,66056	
	Bloque de poliuretano 30/40	-656,9000(*)	86,528154	1,123 e-07	-871,43944	-442,36056	
Bloque de poliuretano 20/40	Bloque de poliuretano 10/40	335,2000(*)	86,528154	0,00173	120,66056	549,73944	
	Bloque de poliuretano 30/40	-321,7000(*)	86,528154	0,00259	-536,23944	-107,16056	
Bloque de poliuretano 30/40	Bloque de poliuretano 10/40	656,9000(*)	86,528154	1,123 e-07	442,36056	871,43944	
	Bloque de poliuretano 20/40	321,7000(*)	86,528154	0,00259	107,16056	536,23944	
* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.							

Tabla 7.70. Comparación múltiple de Tukey de las cargas con factor tipo de material a 6 mm.

Estadísticamente existe diferencia significativa entre todos los datos de los bloques para seis milímetros de deslizamiento.

Es decir que los resultados apuntan que a pocos milímetros de deslizamiento no existe diferencia entre los datos, pero a partir de 4 mm, si se da esta diferencia y nos dice que con el tornillo de expansión tenemos una relación con las densidades, a medida que aumenta estas densidades tenemos que aplicar cargas mayores para extraer el tornillo.

7.2.16.- Comparación de datos de par de apriete en los bloque de poliuretano 10/40, 20/40, 30/40 y hueso de porcino.

Si comparamos los datos obtenidos de par de apriete y los representamos en una tabla:

	Par de apriete N-m														
pol	Bloqu poliuretai)/40.	Bloque d poliuretano 2		ue de no 20))/40.	Bloque de 0. poliuretano 10/40.))/40.	Hue	eso de	por	cino.	
Interfe	erencial	Expa	nsión	Interfe	rencial	Expa	nsión	Interfe	erencial	Expa	nsión	Interfe	erencial	Expa	nsión
μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ
6,09	1,116	1,65	0,588			0,95	0,114	2,61	0,338	0,42	0,125	2,39	0,263	0,43	0,244

 Tabla 7.71. Comparación de Pares de Apriete (N-m) en bloques de poliuretano y hueso de porcino.

Los resultados obtenidos extraídos de las tablas correspondientes nos muestran como el par de apriete tanto en tornillo interferencial como de expansión para hueso y bloque de poliuretano 10/40 son prácticamente iguales, aunque no debemos extraer conclusiones de este dato.

Para refrendar esta afirmación, vamos a realizar un análisis ANOVA. Posteriormente se aplicará el método de comparaciones múltiples de Tukey para identificar las diferencias importantes entre los tratamientos de diferentes materiales.

- Tornillo interferencial.

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	88,041	2	44,020	95,299	3,200 e-13
Intra-grupos	12,934	28	,462		
Total	100,974	30			

 Tabla 7.72. ANOVA de par de apriete para el tornillo interferencial (N-m).

	Comparaciones múltiples								
Par de apriete HSD de Tukey	Par de apriete HSD de Tukey								
					Intervalo de co	nfianza al 95%			
(I) Tipo de Material	(J) Tipo de Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior			
(2) Hueso de	1040	-,214091	0,296959	0,75326	-,94887	0,52069			
Porcino	3040	-3,702091(*)	0,296959	5,111 e-09	-4,43687	-2,96731			
1040	2 (Hueso P)	0,214091	0,296959	0,75326	-0,52069	0,94887			
	3040	-3,488000(*)	0,303947	5,12273 e-09	-4,24007	-2,73593			
3040	2 (Hueso P)	3,702091(*)	0,296959	5,11190 e-09	2,96731	4,43687			
	1040	3,488000(*)	0,303947	5,12273 e-09	2,73593	4,24007			

 Tabla 7.73. Comparación de Tukey para par de apriete en tornillo interferencial.

Se observa que entre hueso y bloque de poliuretano 10/40, no existe diferencia significativa, pues P > 0,05, lo que no esta indicando que la media de par de apriete necesario para introducir el tornillo interferencial en hueso y en bloque de poliuretano no son significativamente distintas, es decir no existe una media de par de apriete superior en uno u otro.

- Tornillo de Expansión.

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	9,949	3	3,316	30,548	5,332 e-10
Intra-grupos	3,908	36	0,109		
Total	13,857	39			

 Tabla 7.74. ANOVA de Par de Apriete en tornillo de expansión (N-m).

Comparaciones múltiples							
Par de aprie HSD de Tuk	te ey						
		Diferencia			Intervalo de 95	confianza al %	
(I) Tipo de Material	(J) Tipo de Material	de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior	
2 Hueso de	1040	0,004400	0,147350	0,99999	-0,39245	,40125	
Porcino	2040	-0,520600(*)	0,147350	0,00604	-0,91745	-0,12375	
	3040	-1,213000(*)	0,147350	5,061 e-09	-1,60985	-0,81615	
1040	2 (Hueso P)	-0,004400	0,147350	0,99999	-0,40125	0,39245	
	2040	-0,525000(*)	0,147350	0,00557	-0,92185	-0,12815	
	3040	-1,217400(*)	0,147350	4,643 e-09	-1,61425	-0,82055	
2040	2 (Hueso P)	0,520600(*)	0,147350	0,00604	0,12375	0,91745	
	1040	0,525000(*)	0,147350	0,00557	0,12815	0,92185	
	3040	-0,692400(*)	0,147350	0,00021	-1,08925	-0,29555	
3040	2 (Hueso P)	1,213000(*)	0,147350	5,061 e-09	0,81615	1,60985	
	1040	1,217400(*)	0,147350	4,643 e-09	0,82055	1,61425	
	2040	0,692400(*)	0,147350	0,00021	0,29555	1,08925	

 Tabla 7.75. Comparación de Tukey para par de apriete en tornillo de expansión.

Los datos de esta tabla nos indican claramente que entre hueso y bloque de poliuretano 10/40, no existe diferencia significativa, pues p > 0,05; lo que no esta indicando que la media de par de apriete necesario para introducir el tornillo de expansión en hueso y en bloque de poliuretano no son significativamente distintas, es decir no existe una media de par de apriete superior en uno u otro.

En conclusión, podemos afirmar que los pares de apriete, tanto en tornillo de expansión como interferencial para hueso y bloque de poliuretano 10/40 son prácticamente iguales.

7.2.17.- Relación entre el par de apriete y la carga máxima de extracción en bloques de poliuretano 10/40, 20/40, 30/40.

Vamos a ver si existe relación entre los pares de apriete y las cargas máximas de extracción obtenidas, en bloque de poliuretano 10/40, 20/40, 30/40, para esto nos basáramos en un análisis de regresión lineal, expresando los resultados en términos de la recta de regresión, de la que extraemos R^2 que representa la exactitud con que la nube de puntos se asemeja a la recta de regresión, tanto más fuerte cuanto más próximo a +1 (ó -1) sea el valor de R^2 .

Tornillo interferencial.



Para bloque de poliuretano 10/40.



De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tornillo interferencia en bloque de poliuretano 10/40, obtenemos un grafico como el de la figura 7.49, donde vemos como $R^2 = 0,03$, el coeficiente nos indica, que en la practica tenemos un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

- Para bloque de poliuretano 20/40.

No tenemos datos, pues como se indico anteriormente, al alojar el tornillo interferencial siempre se originaba el mismo fallo, que consistía en que se producía una fractura del bloque.



- Para bloque de poliuretano 30/40.

Fig.7.50. Recta de regresión con tornillo interferencial en bloque de poliuretano 30/40.

De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tornillo interferencial en bloque de poliuretano 30/40, obtenemos un grafico como el de la figura 7.50, donde vemos como $R^2 = 0,21$, el coeficiente nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Tornillo de expansión.



- Para bloque de poliuretano 10/40.



Los datos logrados con 30 mm/min y tornillo de expansión en bloque de poliuretano 10/40, muestra una $R^2 = 0,07$ (figura 7.51), coeficiente que indica que tenemos un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Para bloque de poliuretano 20/40.





De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tornillo de expansión en bloque de poliuretano 20/40, obtenemos un grafico como el de la figura 7.52, donde vemos como $R^2 = 0,26$, el coeficiente nos indica que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



- Para bloque de poliuretano 30/40.



De los datos logrados para la velocidad de 30 mm/min con tornillo de expansión en bloque de poliuretano 30/40, obtenemos un grafico como el de la figura 7.53, donde vemos como $R^2 = 0,07$, el coeficiente nos indica, que en la practica tenemos un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Por tanto podemos afirmar que en los ensayos de tracción (pull-out) en bloques de poliuretano 10/40, 20/40 y 30/40, para la velocidad de 30 mm/min con tornillo interferencial y tornillo de expansión, no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, tendencia que se confirmo en los ensayos de tracción en hueso.

7.3.- Ensayos tipo C de dureza Brinell.

Se procedió a la realización de ensayos de dureza Brinell, tanto de la corteza (ver figura 7.54.), como del interior (ver figura 7.55.), de los bloque de poliuretano (30/40 pcf, 20/40 pcf y 10/40 pcf) y posteriormente de hueso de porcino in vitro, como se indico en el aparatado de Materiales y Métodos, la formula utilizada para el calcula de la dureza es:

HBS =
$$\frac{2 \times F}{\pi D \left(D - \sqrt{D^2 - d^2} \right)} (Kg/mm^2)$$

Donde F es la fuerza aplicada, D es el diámetro de la bola (D= 10 mm) y d es el diámetro de la huella.

7.3.1.- Ensayos de dureza Brinell en bloque de poliuretano 30/40.

Se procedió a la realización de ensayos de dureza Brinell, tanto en la corteza como del interior del bloque 30/40 pcf (libras por pie cúbico), utilizándose:

- **Corteza**: Una bola de diámetro D = 10 mm, una constante de ensayo de K = 0,306, una fuerza de F = 300 N = 30,6 Kgf y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 s, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Bloque de poliuretano 30/40. HBS Corteza. F=300 N = 30,6 Kgf. D =10 mm. K = 0,306						
Ensayos	Diámetro de la huella d (mm)	Dureza Brinell HB (Kgf/mm²)				
1	3,5	3,081				
2	3,6	2,906				
3	3,5	3,081				
4	3,5	3,081				
5	3,5	3,081				
6	3,4	3,271				
7	3,5	3,081				
8	3,5	3,081				
9	3,4	3,271				
10	3,5	3,081				
Media µ (Kgf/mm²)		3,102				
Desviación σ (Kgf/mm ²)		0,104				

Tabla 7.76. Durezas obtenidas en la corteza del poliuretano 30/40.

Tenemos una dureza media Brinell de 3,10 \pm 0,104 Kgf/mm² que podemos redondear a 3,10 Kgf/mm², por tanto:

HBS 3,10/30,6/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

- Interior: Una bola de diámetro D = 10mm, una constante de ensayo de K = 0,306, una fuerza de F = 300 N = 30,6 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Bloque de poliuretano 30/40. HBS Interior							
F=300N = 30,6 Kgf. D =10 mm. K = 0,306							
Ensayos	Diámetro de la huella d (mm)	Dureza Brinell HB (Kgf/mm²)					
1	4,5	1,821					
2	4,6	1,738					
3	4,6	1,738					
4	4,5	1,821					
5	4,5	1,821					
6	4,5	1,821					
7	4,5	1,821					
8	4,4	1,910					
9	4,5	1,821					
10	4,6	1,738					
Media µ (Kgf/mm²)		1,805					
Desviación σ (Kgf/mm ²)		0,054					

 Tabla 7.77. Durezas obtenidas en el interior del poliuretano 30/40.



Fig.7.54. Ensayo de dureza Brinell en corteza. Fig.7.55. Huella Brinell en el interior.

Tenemos una dureza media Brinell de 1,805 \pm 0,054 Kgf/mm² que podemos redondear a 1,80 Kgf/mm², por tanto:

HBS 1,80/30,6/120
En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

7.3.2.- Ensayos de dureza Brinell en bloque de poliuretano 20/40.

También se procedió a la realización de un ensayo de dureza Brinell, tanto en la corteza como del interior del bloque 20/40 pcf, utilizándose:

- **Corteza**: Una bola de diámetro D = 10mm, una constante de ensayo de K = 0,306, una fuerza de F = 300 N = 30,6 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Bloque de poliuretano 20/40. HBS Corteza.							
F=300 N = 30	,6 Kgf. D =10 mm. K = 0	,306					
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brinell d HB (mm) (Kgf/mm²)							
1	3,9	2,460					
2	3,5	3,079					
3	3,7	2,745					
4	3,7	2,745					
5	3,5	3,079					
6	3,6	2,905					
7	3,7	2,745					
8	3,7	2,745					
9	3,6	2,905					
10	3,7	2,745					
Media µ (Kgf/mm²)		2,815					
Desviación σ (Kgf/mm ²)		0,184					

 Tabla 7.78. Durezas obtenidas en la corteza del poliuretano 20/40.

Tenemos una dureza media Brinell de 2,815 \pm 0,184 Kgf/mm² que podemos redondear a 2,82 Kgf/mm², por tanto:

HBS 2,82/30,6/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

- Interior: Una bola de diámetro D = 10 mm, una constante de ensayo de K = 0,153, una fuerza de F = 150 N = 15,3 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Bloque de poliuretano 20/40. HBS Interior							
F=150N = 15	.3 Kgf. D =10 mm. K = 0	,153					
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brine d HB (mm) (Kgf/mm²)							
1	4,7	0,830					
2	4,7	0,830					
3	4,8	0,793					
4	4,9	0,759					
5	4,9	0,759					
6	4,9	0,759					
7	4,7	0,830					
8	4,9	0,759					
9	4,8	0,793					
10	4,7	0,830					
Media µ (Kgf/mm²)		0,794					
Desviación σ (Kgf/mm ²)	Desviación σ (Kgf/mm ²) 0,033						

 Tabla 7.79. Durezas obtenidas en el interior del poliuretano 20/40.

Tenemos una dureza media Brinell de 0,794 \pm 0,033 Kgf/mm² que podemos redondear a 0,79 Kgf/mm², por tanto:

HBS 0,79/15,3/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

7.3.3.- Ensayos de dureza Brinell en bloque de poliuretano 10/40.

También se procedió a la realización de diez ensayos de dureza Brinell, tanto en la corteza como del interior del bloque 10/40 pcf, utilizándose:

- **Corteza**: Una bola de diámetro D = 10 mm, una constante de ensayo de K = 0,153 una fuerza de F = 150 N = 15,3 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s obteniéndose:

Bloque de poliuretano 10/40. HBS Corteza.						
F=150 N = 15	,3 Kgf. D =10 mm. K = 0	,153				
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brine d HB (mm) (Kgf/mm²)						
1	2,6	2,832				
2	2,6	2,832				
3	2,5	3,067				
4	2,6	2,832				
5	2,8	2,435				
6	2,7	2,622				
7	2,6	2,832				
8	2,7	2,622				
9	2,6	2,832				
10	2,7	2,622				
Media µ (Kgf/mm²)		2,753				
Desviación σ (Kgf/mm²) 0,177						

Tabla 7.80. Durezas obtenidas en la corteza del poliuretano 10/40.

Tenemos una dureza media Brinell de 2,753 \pm 0,177 Kgf/mm² que podemos redondear a 2,75 Kgf/mm², por tanto:

HBS 2,75/15,3/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

- Interior: Una bola de diámetro D = 10 mm, una constante de ensayo de K = 0,03 una fuerza de F = 30 N = 3,06 Kg. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Bloque de poliuretano 10/40. HBS Interior					
F=30N = 3,0	6 Kgf. D =10 mm. K = 0	,03			
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brin d HB (mm) (Kgf/mm ²					
1	4,2	0,210			
2	4,4	0,191			
3	4,7	0,166			
4	4,4	0,191			
5	4,5	0,182			
6	4,6	0,174			
7	4,6	0,174			
8	4,7	0,166			
9	4,5	0,182			
10	4,3	0,200			
Media µ (Kgf/mm²)		0,183			
Desviación σ (Kgf/mm ²)		0,014			

 Tabla 7.81. Durezas obtenidas en el interior del poliuretano 10/40.

Tenemos una dureza media Brinell de 0,183 \pm 0,014 Kgf/mm² que podemos redondear a 0,18 Kgf/mm², por tanto:

HBS 0,18/3,06/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

7.3.4.- Ensayos de dureza Brinell del hueso de porcino.

A continuación se detallan los ensayos de dureza en hueso de porcino In Vitro, tanto en corteza como interior. (Ver figuras 7. 56, 7.57, 7.58 y 7.59).



Fig.7.56. Ensayo dureza en hueso.

Fig.7.57. Huella Brinell en lascas de hueso.

- **Corteza**: Una bola de diámetro D = 10 mm, una constante de ensayo de K = 0,153 una fuerza de F = 150 N = 15,3 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s obteniéndose:

Hueso de porcino. HBS Corteza.							
F=150 N = 15	,3 Kgf. D =10 mm. K = 0	,153					
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brinell d HB (mm) (Kgf/mm²)							
1	4,2	1,053					
2	3,2	1,852					
3	5,2	0,668					
4	4,9	0,759					
5	4,7	0,83					
6	4,2	1,053					
7	4,3	1,002					
8	4,7	0,83					
9	4,2	1,053					
10	4,3	1,002					
Media µ (Kgf/mm²)		1,010					
Desviación σ (Kof/mm ²)		0.326					

 Desviación σ (Kgf/mm⁻) |
 I
 0,326

 Tabla 7.82. Durezas obtenidas en la corteza del hueso de porcino.

Tenemos una dureza media Brinell de 1,010 \pm 0,326 Kgf/mm² que podemos redondear a 1,01 Kgf/mm², por tanto:

HBS 1,01/15,3/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm



Fig.7.58. Dureza Brinell en corteza.



Fig.7.59. Huella obtenida del ensayo en corteza.

- Interior: Una bola de diámetro D = 10mm, una constante de ensayo de K = 0,153, una fuerza de F = 150 N = 15,3 Kgf. y un tiempo de aplicación de la carga de T = 120 sg, la velocidad de aplicación de la carga fue de 2 N/s, obteniéndose:

Hueso de porcino. HBS Interior. E=150 N = 15 3 Kof. D =10 mm. K = 0.153						
Ensayos Diámetro de la huella Dureza Brinell d HB (mm) (Kgf/mm²)						
1	4,5	0,910				
2	4,5	0,910				
3	5,0	0,727				
4	5,9	0,759				
5	5,5	0,505				
6	5,4	0,615				
7	5,4	0,615				
8	5,2	0,668				
9	4,9	0,759				
10	4,7	0,830				
Media µ (Kgf/mm²)		0,729				
Desviación σ (Kgf/mm ²)		0,132				

 Tabla 7.83. Durezas obtenidas en el interior del hueso de porcino.

Tenemos una dureza media Brinell de 0,729 \pm 0,132 Kgf/mm² que podemos redondear a 0,73 Kgf/mm², por tanto:

HBS 0,73/15,3/120

En todos los casos la huella cumple la condición del ensayo:

0,24 x D ----- d ----- 0,6 x D

2,4 mm ----- d ----- 6 mm

7.3.5.- Resumen de datos de dureza Brinell.

Vamos a presentar todos los datos de dureza de forma resumida.

Bloque de poliuretano 30/40. HBS Corteza.	Bloque de poliuretano 20/40. HBS Corteza.	Bloque de poliuretano 10/40. HBS Corteza.	Hueso de porcino. HBS Corteza.
HBS 3,10/30,6/120	HBS 2,82/30,6/120	HBS 2,75/15,3/120	HBS 1,01/15,3/120

Tabla 7.84. Durezas obtenidas en la corteza de los diferentes materiales.

Bloque de poliuretano 30/40. HBS Interior	Bloque de poliuretano 20/40. HBS Interior	Bloque de poliuretano 10/40. HBS Interior	Hueso de porcino. HBS Interior.
HBS 1,80/30,6/120	HBS 0,79/15,3/120	HBS 0,18/3,06/120	HBS 0,73/15,3/120

 Tabla 7.85. Durezas obtenidas en el interior de los diferentes materiales.

7.3.6.- Comparación de resultado de dureza Brinell.

Vamos a comparar los resultados obtenidos en los ensayos de dureza.

N°	Poliuretano 30/40	Poliuretano 20/40.	Poliuretano 10/40.	Hueso porcino (1)
Ensayo	Corteza	Corteza	Corteza	Corteza
	HBS	HBS	HBS	HBS
	(Kgf/mm ²)	(Kgf/mm2)	(Kgf/mm2)	(Kgf/mm2)
1	3,081	2,46	2,832	1,053
2	2,906	3,079	2,832	1,852
3	3,081	2,745	3,067	0,668
4	3,081	2,745	2,832	0,759
5	3,081	3,079	2,435	0,83
6	3,271	2,905	2,622	1,053
7	3,081	2,745	2,832	1,002
8	3,081	2,745	2,622	0,83
9	3,271	2,905	2,832	1,053
10	3,081	2,745	2,622	1,002
μ	3,102	2,815	2,753	1,01
σ	0,104	0,184	0,177	0,326

Tabla 7.86. Durezas obtenidas en la corteza de los materiales empleados.

Vamos a realizar un análisis ANOVA para detectar la influencia del material en su superficie con respecto a la dureza Brinell. Posteriormente se aplicará el método de comparaciones múltiples de Tukey para identificar las diferencias importantes entre los tratamientos de diferentes materiales.

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	27,190	3	9,063	198,160	1,978 e-22
Intra-grupos	1,647	36	,046		
Total	28,837	39			

 Tabla 7.87. ANOVA de Dureza Brinell en la corteza de los materiales (Kgf/mm²).

(I) Tipo de Material	(J) Tipo de Material	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1 (Hueso)	1040	-1,7426(*)	,095643	6,66 e-13	-2,00019	-1,48501
	2040	-1,8051(*)	,095643	6,66 e-13	-2,06269	-1,54751
	3040	-2,0913(*)	,095643	6,66 e-13	-2,34889	-1,83371
1040	1 (Hueso)	1,7426(*)	,095643	6,66 e-13	1,48501	2,00019
	2040	-,062500	,095643	0,913639	-,32009	,19509
	3040	-,3487(*)	,095643	0,004441	-,60629	-,09111
2040	1 (Hueso)	1,8051(*)	,095643	6,66 e-13	1,54751	2,06269
	1040	,062500	,095643	0,913639	-,19509	,32009
	3040	-,2862(*)	,095643	0,024529	-,54379	-,02861
3040	1 (Hueso)	2,0913(*)	,095643	6,66 e-13	1,83371	2,34889
	1040	,3487(*)	,095643	0,004441	,09111	,60629
	2040	,2862(*)	,095643	0,024529	,02861	,54379

Tabla 7.88. Comparación de Tukey para dureza Brinell en la superficie.

Aplicando el método de comparaciones múltiples de Tukey, se observa que existe diferencia estadística significativa (p < 0.05) de la dureza Brinell en la corteza o exterior entre los sistemas o materiales Poliuretano 10/40, Poliuretano 20/40 y Poliuretano 30/40 con el hueso de porcino, no existiendo diferencia significativa entre el poliuretano 10/40 con el 20/40. Es decir, como la superficie de los poliuretanos es igual, su dureza es prácticamente la misma, las diferencias existentes son achacables a la influencia del interior del material que tienen diferentes densidades.

N°	Poliuretano 30/40	Poliuretano 20/40.	Poliuretano 10/40.	Hueso porcino (2)
Ensayo	Interior	Interior	Interior	Interior
	HBS	HBS	HBS	HBS
	(Kgf/mm ²)	(Kgf/ mm ²)	(Kgf/ mm ²)	(Kgf/ mm²)
1	1,821	0,830	0.210	0,910
2	1,738	0,830	0,191	0,910
3	1,738	0,793	0,166	0,727
4	1,821	0,759	0,191	0,759
5	1,821	0,759	0,182	0,505
6	1,821	0,759	0,174	0,615
7	1,821	0,830	0,174	0,615
8	1,910	0,759	0,166	0,668
9	1,821	0,793	0,182	0,759
10	1,738	0,830	0,200	0,830
μ	1,805	0,794	0,181	0,729
σ	0.054	0.033	0.058	0.132

 Tabla 7.89. Durezas obtenidas en el interior de los poliuretanos y hueso.

	Suma de cuadrados	GI	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	13,705	3	4,568	841,629	2,23 e-33
Intra-grupos	,195	36	,005		
Total	13,900	39			

Tabla 7.90. ANOVA de Dureza Brinell en el interior materiales (Kgf/mm²).

		Diferencia			Intervalo de co 95%	onfianza al
(I) Tipo de Material	(J) Tipo de Material	de medias (I- J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
2 (Hueso)	1040	,546200(*)	,032948	6,66 e-13	,45746	,63494
	2040	-,064400	,032948	0,224098	-,15314	,02434
	3040	-1,075200(*)	,032948	6,66 e-13	-1,16394	-,98646
1040	2 (Hueso)	-,546200(*)	,032948	6,66 e-13	-,63494	-,45746
	2040	-,610600(*)	,032948	6,66 e-13	-,69934	-,52186
	3040	-1,621400(*)	,032948	6,66 e-13	-1,71014	-1,53266
2040	2 (Hueso)	,064400	,032948	0,224098	-,02434	,15314
	1040	,610600(*)	,032948	6,66 e-13	,52186	,69934
	3040	-1,010800(*)	,032948	6,66 e-13	-1,09954	-,92206
3040	2 (Hueso)	1,075200(*)	,032948	6,66 e-13	,98646	1,16394
	1040	1,621400(*)	,032948	6,66 e-13	1,53266	1,71014
	2040	1,010800(*)	,032948	6,66 e-13	,92206	1,09954

Tabla 7.91. Comparación de Tukey para dureza Brinell en el interior.

Aplicando el método de comparaciones múltiples de Tukey (Tabla 7.91) se observa que existe diferencia estadística significativa (p < 0.05) de la dureza Brinell en el interior entre el Hueso de Porcino (2) y los Poliuretanos 10/40 y 30/40, no existiendo diferencia significativa con el Poliuretano 20-40. Así mismo tenemos diferencia significativa estadística entre el Poliuretano 10-40 y el resto de sistemas y del Poliuretano 30-40 y los demás sistemas.

Por lo tanto la dureza no parece un método muy fiable para comparar los materiales, puesto que nos indica que el bloque de Poliuretano 20/40 es el más parecido al hueso, y esto contradice los datos de carga media obtenidos en ensayos de tracción (pull-out) y los datos de par de apriete, los cuales indicaban que el medio más parecido al hueso es el bloque de poliuretano 10/40.

Tenemos que indicar aquí que la dureza de hueso varía mucho en función de la profundidad, es decir cuanto más cercana es la lasca extraída a la superficie o corteza, la dureza obtenida es mayor. Dado la complejidad del corte del hueso en vivo, nosotros optamos por corte a 20 mm de profundidad, respecto a la cresta de la corteza tibial.

Además los datos de par de apriete y cargas medias de extracción del tendón, tienen en cuenta tanto la corteza del hueso como el interior del mismo, mientras que en el método de dureza comparamos por separado las durezas superficiales y las obtenidas a cierta profundidad.

7.4.- Ensayos tipo D cíclicos (cyclic-load).

Como se indico en el apartado de protocolo de ensayos, se emplean movimientos del cilindro con onda senoidal, frecuencia de 1 Hz., y amplitudes de 100N, 200N y 250N, haciéndose un estudio hasta que el tendón se sale 6 mm, o un máximo de 600.000 ciclos, también requiere de una carga inicial (*preload*), que es justo la mitad de la amplitud que vamos a realizar.

Considerábamos en el apartado de Materiales y Métodos, en base a nuestra experiencia en el laboratorio, que cuando el tornillo se ha salido más de 6 mm, vamos a tener una laxitud, que representa una holgura articular, dando lugar a inestabilidad y no superar los 600.000 ciclos, como una condición que creemos más que sobrada, pues supondría ilógicamente, que un paciente estaría caminando durante un largo periodo de tiempo, superando las estipulaciones de los protocolos de rehabilitación.

Los diagramas obtenidos son de desplazamiento (mm), frente a tiempo (s), gráfica desplazamiento-tiempo, la frecuencia de muestreo fue de 20 Hz.

Pretendemos comparar los resultados obtenidos para cada elemento de fijación, intentando que las condiciones de los ensayos fueran, lo más parecidas posibles. (Ver el apartado de protocolo del ensayo cíclico).

Tenemos que indicar que en todos los ensayos, se tira del injerto paralelamente al túnel óseo, como también se indicó en el apartado de protocolo de los ensayos, lo que representa el peor caso posible, ya que el vector fuerza se asemeja bastante a la forma fisiológica de trabajo del injerto en su inserción tibial, durante una fase del movimiento.

7.4.1- Ensayos cíclicos en tornillo interferencial.

Para el caso del tornillo interferencial, hemos obtenido curvas de desplazamiento (mm), frente a tiempo (s), para hacer un seguimiento de cómo se desplaza el ligamento (figura 7.60.).



Fig.7.60. Curva de desplazamiento (mm) frente a tiempo (s).

Se han realizado diez ensayos, todos en hueso de porcino in vitro, para cada una de las amplitudes, es decir 100N, 200N y 250N, obteniéndose los resultados que a continuación se detallan.

	F= 100N, Túnel 9 mm; Tornillo interferencial 9 mm; Tendón de 6,5 mm						
N٥	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	а	а	Α	а	а	а
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	4,69	84	309	872	1717	3029	4829
2	1,90	76	364	1232	4016	11339	22489
3	3,24	312	1991	5234	9325	13820	18383
4	2,23	293	1012	1769	2359	3112	3874
5	2,37	240	1026	2989	7630	14348	20453
6	4,78	99	594	2791	8782	17032	27982
7	4,43	260	1873	4933	7702	9504	10516
8	3,93	34	87	264	869	3377	12276
μ		174,75	907	2510,5	5300	9445,125	15100,25
σ		112,05	712,76	1832,62	3428,73	5636,94	8622,89

Para la amplitud de 100 N.

Tabla 7.92. Datos obtenidos para la amplitud de 100N en tornillo de interferencial.

Nota: Se despreciaron los datos de dos ensayos por fallo en la adquisición de datos de la máquina.

Para la amplitud de 200 N.

	F= 200N, Túnel 9 mm; Tornillo interferencial 9 mm; Tendón de 6,5 mm						
N°	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	а	а	Α	а	а	а
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	4,83	46	106	157	207	264	329
2	5,32	31	71	136	241	377	574
3	2,10	58	137	210	260	308	337
4	2.08	32	59	84	107	135	169
5	2,30	40	100	160	219	260	290
6	2,50	22	40	70	124	220	309
7	2,98	41	94	166	235	306	362
8	2,81	56	115	182	246	304	370
9	3,11	32	68	126	205	302	439
10	1,90	30	64	107	150	200	260
μ		38,80	85,40	139,80	199,40	267,60	343,90
σ		11,72	29,77	43,93	53,73	68,37	108,02

 Tabla 7.93.
 Datos obtenidos para la amplitud de 200N en tornillo de interferencial.

F= 250N, Túnel 9 mm; Tornillo interferencial 9 mm; Tendón de 6,5 mm							
N٥	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	а	а	а	Α	а	а
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	3,92	10	21	32	43	54	65
2	4,90	10	21	32	43	54	65
3	1,90	21	29	36	42	49	51
4	1,71	21	31	39	47	52	57
5	3,73	29	50	70	94	118	145
6	3,90	12	17	21	29	37	50
7	1,90	30	56	84	114	138	156
8	2,60	27	47	78	113	154	190
9	2,01	18	27	38	57	80	111
μ		19,77	33,22	47,78	64,67	81,78	98,89
Σ		7,90	14,21	23,036	33,03	43,59	53,12

Para la amplitud de 250 N.

 Tabla 7.94. Datos obtenidos para la amplitud de 250N en tornillo de interferencial.

Nota: Un ensayo quedo sin registrar por corte del tendón a los 88 ciclos.

Si llevamos los datos de las tablas a un diagrama (figura 7.61).



Fig.7.61. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.92, 7.93 y 7.94 de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino.

Como vemos la curva de 100N esta muy desplazada hacia arriba con respecto a la de 200N y 250N pora poder ver bien las tres curvas nos interesa poner una escala logarítmica en el eje de ordenadas, dado como resultado la figura 7.62.



Fig.7.62. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.92, 7.93 y 7.94, de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino, escala logarítmica.

Como muestra la figura anterior tenemos pues un comportamiento lógico, a medida que aumenta la amplitud de la fuerza, la curva tiende a un desarrollo menor en número de ciclos.

Vamos a comprobar la consistencia estadística de los datos de la curva comparando en primer lugar la curva de 100N con la de 200N, como tenemos en la figura 7.63.



Fig.7.63. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.87 y 7.88 de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino.

Aplicando el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas a cada mm de desplazamiento, en la tabla 7.90, se comprueba que existe una diferencia significativa en el número de ciclos que soportan ambos sistemas, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor que la media del número de ciclos con la amplitud de fuerza 200N, con una gran significancia, pues p<<0,05.

(100N – 200N)					
Desplazamiento.	Significancia.				
1 mm	0,00144				
2 mm	0,00207				
3 mm	0,00079				
4 mm	0,00079				
5 mm	8,96 e-05				
6 mm	5,30 e-05				

Tabla 7.95. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide desde 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Si comparamos la curva de 100N con la de 250N obtenemos las gráficas de la figura 7.64.



Fig.7.64. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.87 y 7.89, de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino.

Si aplicamos el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas a cada mm de desplazamiento, detectamos en la tabla 7.91 una diferencia significativa en el número de ciclos que soportan ambos sistemas, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor que la media del número de ciclos con la amplitud de fuerza 250N, con una gran significancia, pues p<<0,05.

(100N - 250N)					
Desplazamiento.	Significancia.				
1 mm	0,00085				
2 mm	0,00217				
3 mm	0,00105				
4 mm	0,00035				
5 mm	0,00016				
6 mm	9,96 e-05				

4000 OFANIN

Si representamos las curvas de 200N y 250N en un diagrama obtenemos las curvas de la figura 7.65.



Fig.7.65. Curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.88 y 7.89, de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo interferencial en hueso de porcino.

Tabla 7.96. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide desde 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

Vamos a realizar un análisis T-Student de los valores medios para detectar la influencia de la amplitud del ensayo con respecto al número de ciclos obtenidos a cada milímetro desplazamiento, es decir factor amplitud.

(200N – 250N)						
Desplazamiento.	Significancia.					
1 mm	0,00075					
2 mm	0,00017					
3 mm	3,07 e-05					
4 mm	5,55 e-06					
5 mm	2,26 e-06					
6 mm	1,06 e-05					

Tabla 7.97. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide des 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Al aplicar el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas, se comprueba que existe diferencia significativa entre los puntos de ambos sistemas, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 200N es mayor que la media del número de ciclos con la amplitud de fuerza 250N, con una gran significancia, pues p<<0,05.

7.4.2.- Ensayos cíclicos en tornillo de expansión.

Con el tornillo de expansión también se han obtenido curvas de desplazamiento (mm), frente a tiempo (s), haciendo un seguimiento de cómo se desplaza el ligamento, obteniéndose los resultados que a continuación se detallan.

	F= 100N, Túnel 10,5 mm; Tornillo expansión 9 mm; Tendón de 6 mm.						
N٥	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	а	а	а	а	а	а
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	1,08	474	3785	11385	46421	80252	104083
2	0,62	355	2379	9064	33319	77934	105844
3	0,60	450	2917	5597	16267	58415	136019
4	0,48	349	1917	3727	6868	32507	60146
5	0,95	693	2990	5921	12143	32870	51870
6	0,43	450	3508	6092	12433	39774	61314
7	0,63	495	3162	15549	30001	45453	60905
8	1,04	397	1033	11342	33536	31234	67934
μ		457,88	2711,38	8585	23874	49804,86	81014,4
Σ		109,01	899,89	3964	23874	20152,456	30290,6

Para la amplitud de 100 N.

 Tabla 7.98. Datos obtenidos para la amplitud de 100N en tornillo de expansión.

Nota: Dos ensayos no se registraron por fallos en la adquisición de datos de la máquina.

Para la amplitud de 200 N.

	F= 200N, Túnel 10,5 mm; Tornillo expansión 9 mm; Tendón de 6 mm.						
N٥	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	а	а	а	а	а	а
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	0,51	98	439	968	1825	3376	6999
2	0,37	107	496	1010	1655	2450	3161
3	0,28	294	573	1117	2047	3908	8200
4	0,85	307	1770	4320	7020	9420	11080
5	0,46	76	316	1363	3739	7028	11010
6	0,60	109	450	1397	2917	5597	9217
7	0,88	192	933	2716	7338	15544	18692
8	0,94	138	835	3574	10570	21295	39334
9	0,74	252	449	1649	4938	7369	9954
μ		174,78	695,67	2013	4672	8443	13071,9
Σ		89,36	449,45	1229	3073	6224,59	10682,5

Tabla 7.99. Datos obtenidos para la amplitud de 200N en tornillo de expansión.

Nota: Un ensayo no se registró por fallo en la adquisición de datos.

	F= 250N, Túnel 9 mm; Tornillo interferencial 9 mm; Tendón de 6,5 mm.						
N°	Par	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos	Ciclos
	Apriete	Α	а	а	а	а	Α
	(Nm)	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
1	0,96	109	418	1088	1875	3815	7425
2	0,93	66	191	452	942	1766	3238
3	0,62	46	114	246	420	633	860
4	0,58	102	444	1335	3503	6615	10215
5	0,79	51	153	391	913	2145	4644
6	0,78	93	163	1076	2815	5532	7963
7	0,80	21	141	259	778	1100	2125
8	0,69	201	509	706	823	892	963
9	0,48	26	49	72	91	110	132
μ		79,44	242,44	625	1351	2512	4173,89
σ		55,59	167,21	446,70	1144	2298,43	3611,54

Para la amplitud de 250 N.

 Tabla 7.100. Datos obtenidos para la amplitud de 250N en tornillo de expansión.

Nota: Un ensayo no se registro por fallo en el circuito de aceite de la máquina.

Si llevamos los datos de las medias de las tablas 7.98, 7.99 y 7.100 a un diagrama (figura 7.66.), en el que representamos los ciclos obtenidos cuando el tendón se desplaza desde 1 a 6 mm y para poder ver bien las tres curvas ponemos una escala logarítmica en el eje y, dando como resultado la figura siguiente.



Fig.7.66. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.98, 7.99 y 7.100, de Ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en hueso de porcino.

Como vemos tenemos un comportamiento muy parecido al que obtuvimos en el tornillo interferencial y con la misma lógica, a medida que aumenta la amplitud de la fuerza, la curva tiene un desarrollo a menor número de ciclos, y también hemos tenidos que recurrir a la forma logarítmica del eje y, dada la diferencia enorme entre la curva de 100N con respecto a la de 200N y 250N.

Vamos a ver la consistencia estadística de los datos comparando en primer lugar la curva de 100N con la de 200N como se observa en la figura 7.67.



Fig.7.67. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.93 y 7.94 de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo de expansión en hueso de porcino in vitro.

Al aplicar el método T-Student y comparar las muestras de los dos sistemas a cada mm de desplazamiento, como mostramos en la tabla 7.101, detectamos una diferencia significativa en el número de ciclos que soportan ambos sistemas, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor que la media del número de ciclos con la amplitud de fuerza 200N, con una gran significancia, pues p<<0,05.

(10014 - 20014)						
Desplazamiento.	Significancia.					
1 mm	3,00 e-05					
2 mm	2,65 e-05					
3 mm	0,000263					
4 mm	0,001022					
5 mm	3,07 e-05					
6 mm	1,37 e-05					

(100N – 200N)

Si comparamos la curva de 100N con la de 250N obtenemos la gráfica figura 7.68.



Fig.7.68. Curva obtenida con los datos de las tablas 7.98 y 7.100, de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo expansión en hueso de porcino in vitro.

Tabla 7.101. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide des 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón con amplitudes 100N y 200N.

Si aplicamos el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas a cada mm de desplazamiento, se comprueba en la tabla 7.102, que existe una diferencia significativa en el número de ciclos que soportan ambos sistemas, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor que la media del número de ciclos con la amplitud de fuerza 250N, con una gran significancia, pues p<<0,05.

(100N – 250N)		
Desplazamiento.	Significancia.	
1 mm	1,52 e-07	
2 mm	7,31 e-07	
3 mm	2,41 e-05	
4 mm	0,000201	
5 mm	4,15 e-06	
6 mm	1,66 e-06	

Tabla 7.102. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide des 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón con amplitudes 100N y 250N.

Si representamos las curvas de 200N y 250N en un diagrama obtenemos la figura 7.69.



Fig.7.69. Curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.99 y 7.100, de ciclos frente a desplazamiento (mm) con tornillo expansión en hueso de porcino in Vitro.

Vamos a realizar un análisis T-Student de los valores medios para detectar la influencia de la amplitud del ensayo con respecto al número de ciclos obtenidos a cada milímetro desplazamiento, es decir factor amplitud.

(200N – 250N)		
Desplazamiento.	Significancia.	
1 mm	0,01521	
2 mm	0,01194	
3 mm	0,00578	
4 mm	0,00782	
5 mm	0,01637	
6 mm	0,03086	

Tabla 7.103. T-Student de número de ciclos con factor amplitud senoide des 1 a 6 mm dedesplazamiento del tendón.

Se ha aplicado el método T-Student para la comparación de muestras de los dos sistemas. Se comprueba que existe diferencia significativa entre los puntos de ambos sistemas, con un alto grado de significación (p << 0,05).

7.4.3.- Composición de todas las curvas.

Si representamos todas las curvas obtenidas en los ensayos cíclicos, tanto en el tornillo interferencial como en el de expansión vemos un mejor comportamiento del tornillo de expansión, que hemos representado por las curvas a trazos en la figura 7.70.



Fig.7.70. Composición de todas las curvas obtenidas con los datos obtenidos en las tablas 7.92, 7.93, 7.94, 7.98, 7.99 y 7.100, de desplazamiento (mm) frente a ciclos en tornillo interferencial y de expansión.

7.4.4.- Comparación para cada amplitud entre interferencial y expansión.

Para detectar mejor esta tendencia, comprobamos el comportamiento de forma individualizada, contrastando para cada una de las curvas obtenidas por amplitudes, los resultados entre el tornillo de expansión y el interferencial, así tenemos para la amplitud de 100N, la figura 7.71.

- Comparación para la amplitud de 100N.



Fig.7.71. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.92 y 7.98.



Fig.7.72. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.92 y 7.98, con eje y a escala logarítmica.

En la figura 7.72 montamos las dos mismas curvas pero ponemos el eje y a escala logarítmica.

Vamos hacer un T-Student, para cada mm de desplazamiento, con el objeto de determinar si existe estadísticamente diferencia significativa, entre las dos curvas con una probabilidad de error del 95% (p<0,05).

(100N Interferencial- expansion)	
Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00016
2 mm	0,00055
3 mm	0,00149
4 mm	0,00247
5 mm	8,48 e-05
6 mm	3,74 e-05

....

Tabla 7.104. T-Student para la amplitud de 100N de número de ciclos con factor tipo de tornillo de 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

El T-Student aplicado para la comparación de las muestras de los dos sistemas comprueba que existe diferencia significativa entre los puntos de ambos sistemas, con un alto grado de significación (p << 0,05).

Por tanto podemos afirmar un mejor comportamiento del tornillo de expansión frente al interferencial para la amplitud de 100N, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor en el tornillo de expansión que en el tornillo interferencial, con una gran significancia, pues p<<0,05.



- Comparación para la amplitud de 200N.





Fig.7.74. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.93 y 7.99, con eje y a escala logarítmica.

La figura 7.73 es la composición de los datos obtenidos para 200N con ambos tornillos, mientras que la figura 7.74, es el montaje de las dos mismas curvas pero con el eje y a escala logarítmica.

Vamos hace un T-Student, para cada mm de desplazamiento, con el objeto de determinar si existe estadísticamente diferencia significativa, entre las dos curvas con una probabilidad de error del 95% (p<0,05).

(200N Interferencial- expansion)	
Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00017
2 mm	0,00049
3 mm	0,00016
4 mm	0,00025
5 mm	0,00065
6 mm	0,00149

Tabla 7. 105. T-Student para la amplitud de 200N de número de ciclos con factor tipo de tornillode 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

El T-Student aplicado para la comparación de las muestras de los dos sistemas comprueba que existe diferencia significativa entre los puntos de ambos sistemas, con un alto grado de significación (p << 0,05).

Por tanto podemos afirmar un mejor comportamiento del tornillo de expansión frente al interferencial para la amplitud de 200N., es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 200N es mayor en el tornillo de expansión que en el tornillo interferencial, con una gran significancia, pues p<<0,05.



- Comparación para la amplitud de 250N.





Fig.7.76. Composición de las curvas obtenidas con los datos de las tablas 7.94 y 7.100, con eje y a escala logarítmica.

La figura 7.75, representa las curvas de los datos obtenidos para 250N con ambos tornillos, mientras que la figura 7.76, es la composición de las dos mismas curvas pero con el eje y a escala logarítmica.

Vamos hace un T-Student, para cada mm de desplazamiento, con el objeto de determinar si existe estadísticamente diferencia significativa, entre las dos curvas con una probabilidad de error del 95% (p<0,05).

(250N Interferencial- expansion)	
Desplazamiento.	Significancia.
1 mm	0,00572
2 mm	0,00178
3 mm	0,00135
4 mm	0,00388
5 mm	0,00592
6 mm	0,00378

Tabla 7.106. T-Student para la amplitud de 200N de número de ciclos con factor tipo de tornillode 1 a 6 mm de desplazamiento del tendón.

El T-Student aplicado para la comparación de las muestras de los dos sistemas comprueba que existe diferencia significativa entre los puntos de ambos sistemas, con un alto grado de significación (p << 0,05).

Por tanto podemos afirmar un mejor comportamiento del tornillo de expansión frente al interferencial para la amplitud de 250N, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 250N es mayor en el tornillo de expansión que en el tornillo interferencial, con una gran significancia, pues p<<0,05.

7.4.5.- Análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR). Modelo Lineal General de Medidas Repetidas en ensayos dinámicos.

Como se indico en el apartado de materiales y métodos, para completar el estudio estadístico vamos a realizar un Análisis de varianza con medidas repetida, pues la T-Student solo nos permite un estudio particularizado a cada milímetro de desplazamiento y cuando realizamos más de un contraste estadísticos se pueden arrastrar errores que globalmente pueden disminuir la significancia, por eso este análisis global de todas las curvas, pero no punto a punto sino mirando las curvas de forma completa, lo que nos permite comparar la media de cada grupo.

Creamos una tabla con el programa SPSS como la de la figura 7.77, con todos los datos de los dos tornillos y todas las amplitudes de fuerza:
🔂 tornilos120609 [Conjunto_de_datos1] - Editor de datos SPSS											
Archivo Edición Ver Datos Transformar Analizar Gráficos Utilidades Ventana ?											
🗁 🖬 🖻 🐨 🔿 🐜 🕼 👫 🏥 🏥 🕮 🀺 👒 🔕											
1 : Tornillo 0											
	Tornillo	Fuerza	Ensayo	C1mm	C2mm	C3mm	C4mm	C5mm	C6mm	var	~
15	0	200	A-8 (7)	41	94	166	235	306	362		
16	0	200	A-9 (8)	56	115	182	246	304	370		
17	0	200	A-10 (9)	32	68	126	205	302	439		
18	0	200	B-10 (10)	30	64	107	150	200	260		
19	0	250	C-1 (1)	10	21	32	43	54	65		
20	0	250	C-2 (2)	10	21	32	43	54	65		
21	0	250	B-2 (3)	21	29	36	42	49	51		
22	0	250	B-3 (4)	21	31	39	47	52	57		
23	0	250	C-6 (5)	29	50	70	94	118	145		
24	0	250	B-4 (6)	12	17	21	29	37	50		
25	0	250	B-8 (7)	30	56	84	114	138	156		
26	0	250	B-9 (8)	27	47	78	113	154	190		
27	0	250	C-10 (9)	18	27	38	57	80	111		
28	1	100	A1	474	3785	11385	46421	80252	104083		
29	1	100	A2	355	2379	9064	33319	77934	105844		
30	1	100	A3	450	2917	5597	16267	58415	136019		
31	1	100	A4	349	1917	3727	6868	32507	60146		
32	1	100	C5	693	2990	5921	12143	32870	51870		
33	1	100	A6	450	3508	6092	12433	39774	61314		
34	1	100	A7	495	3162	15549	30001	45453	60905		
35	1	100	A10	397	1033	11342	33536	31234	67934		
36	1	200	B1	98	439	968	1825	3376	6999		<u> </u>
SPSS El procesador, está preparado								2			
Ar Int	oio	~ ~ #	» 🕞 🕞 🕞				1 1 10010	2 m	A0 .000	×	0.04
			Z Exp	biorad 👻	eg CAP. 7 RES	50 M	tornilos12060				0:04

Fig.7.77. Datos registrados por el programa SPSS con los datos de los tornillos interferencial y de expansión.

Aplicamos el Modelo lineal general de Medidas repetidas, dándonos las siguientes estimaciones:

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación
Intersección	13973867287,72	1	13973867287,7	136,110	1,7601E-15
Tornillo	7019123022,97	1	7019123022,9	68,369	1,0151E-10
Fuerza (Amplitud)	15219294173,08	2	7609647086,5	74,121	2,9233E-15
Tornillo * Fuerza	6237193415,05	2	3118596707,5	30,376	3,4061E-09
Error	4825287805,22	47	102665697,9		

 Tabla 7.107. Prueba de los efectos inter-sujetos, Modelo lineal general con mediada repetidas.

En esta tabla se nos indica que ha resultado significativo el tipo de tornillo, en el T- Student comprobamos que era significativo punto a punto, a

cada milímetro, aquí nos esta diciendo que es significativo de forma global, no punto a punto, y nos esta diciendo que globalmente entre sujetos existe una diferencia significativa en cuanto al tipo de tornillo. También existe una diferencia significativa en cuanto a la aplicación de la amplitud de fuerza y en cuanto a la combinación de tipo de tornillo con fuerza, esto se ve claramente en los diagramas que nos suministra este programa.

			Intervalo de confianza al 95%.		
				Límite	
Tipo de Tornillo	Media	Error típ.	Límite inferior	superior	
Interferencial	1936,591	799,387	328,431	3544,751	
Expansión	11361,146	812,493	9726,621	12995,671	

 Tabla 7.108. Estimaciones e intervalos de confianza de los tornillos.

En la tabla 7.108, tenemos la media del tornillo interferencial y la del tornillo de expansión, esta es una media global de todos los ensayos dándonos un intervalo de confianza.

(l) Tornillo	(J) Tornillo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación(a)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia(a)			
					Límite inferior	Límite superior		
Interferencial (0)	Expansión (1)	-9424,555(*)	1139,809	1,0151E-10	-11717,555	-7131,555		
Expansión (1)	Interferencial (0)	9424,555(*)	1139,809	1,0151E-10	7131,555	11717,555		
Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.								

 Tabla 7.109.
 Comparación por pares de los tornillos.

En la tabla 7.109, tenemos la comparación de los dos tornillos con la estimación del intervalo de confianza, si nos fijamos en la línea del tornillo de expansión, tenemos una alta significación y un intervalo de confianza positivo, esto nos esta indicando que la media de ciclos con el tornillo de expansión

frente a la media de ciclos con el tornillo interferencial, esa diferencia pertenece a un intervalo positivo, es decir que esa diferencia es significativamente superior a cero:

$$\mu_{\text{Expansión}} - \mu_{\text{inteferencial}} \in [+ +] > 0$$
 Ec. 7.2.

Es decir, que el número medio de ciclos es significativamente superior con el tornillo de expansión que con el tornillo interferencial, esto es a nivel global, no esta distinguiendo entre amplitudes de fuerza, por tanto globalmente se aprecia que hay un mejor comportamiento, un mayor número de ciclos del tornillo de expansión que el tornillo interferencial.

Este programa nos suministra también gráficos de desplazamiento frente a número de ciclos, como los que vemos en la figuras 7.78, 7.79 y 7.80 que son muy parecidos a los construidos con Excel, en ellos se ve muy bien la independencia de los dos tornillos, así como el mejor comportamiento del tornillo de expansión, que siempre está por encima.



Fig.7.78. Grafico de desplazamiento frente número de ciclos para amplitud 100N.







Fig.7.80. Grafico de desplazamiento frente número de ciclos para amplitud 100N.

7.4.6.- Comparación entre el par de apriete y el numero de ciclos a 6 mm de desplazamiento.

Vamos a ver si existe relación entre los pares de apriete y el nº de ciclos a la cota máxima de desplazamiento que nos impusimos, es decir 6 mm, para esto nos basáramos en un análisis de regresión lineal, expresando los resultados en términos de la recta de regresión, de la que extraemos R^2 que representa la exactitud con que la nube de puntos se asemeja a la recta de regresión, tanto más fuerte cuanto más próximo a +1 (ó -1) sea el valor de R^2 .

Tornillo interferencial.

Amplitud 100N.



Fig.7.81. Recta de regresión con tornillo interferencial. Ensayo dinámico de amplitud 100N.

De los datos logrados para la amplitud de 100N con tornillo interferencial en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos un grafico como el de la figura 7.81, donde vemos como $R^2 = 0,006$, el coeficiente nos indica, que en la practica tenemos un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

RECTA DE REGRESIÓN

Amplitud 200N.

Fig.7.82. Recta de regresión con tornillo interferencial. Ensayo dinámico de amplitud 200N.

De los datos logrados para la amplitud de 200N con tornillo interferencial en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos un grafico como el de la figura 7.82, donde vemos como $R^2 = 0,67$, el coeficiente nos indica, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



Amplitud 250N.

Fig.7.83. Recta de regresión con tornillo interferencial. Ensayo dinámico de amplitud 250N.

De los datos logrados para la amplitud de 250N con tornillo interferencial en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos el grafico de la figura 7.83, en el que se aprecia como $R^2 = 0,04$, coeficiente que nos indica un bajísimo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Tornillo expansión.

Amplitud 100N.



Fig.7.84. Recta de regresión con tornillo de expansión. Ensayo dinámico de amplitud 100N.

De los datos logrados para la amplitud de 100N con tornillo de expansión en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos un grafico como el de la figura 7.84, donde vemos como $R^2 = 0,0002$, que indica en la practica un nulo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



Amplitud 200N.

Fig.7.85. Recta de regresión con tornillo de expansión. Ensayo dinámico de amplitud 200N.

De los datos logrados para la amplitud de 250N con tornillo de expansión en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos un grafico como el de la figura 7.85, donde vemos como $R^2 = 0,49$, coeficiente que nos dice que no existe buena bondad del ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.



- Amplitud 250N.

Fig.7.86. Recta de regresión con tornillo de expansión. Ensayo dinámico de amplitud 250N.

De los datos logrados para la amplitud de 250N con tornillo de expansión en hueso, para un desplazamiento de 6 mm, obtenemos el grafico de la figura 7.86, en el que se aprecia como $R^2 = 0,07$, coeficiente que nos indica un bajísimo ajuste de la recta de regresión y la nube de puntos.

Por tanto podemos afirmar que en los ensayos de ciclicos (cyclic-load) con diferentes amplitudes y tornillo interferencial y de expansión no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete y el número de ciclos, aunque inicialmente se podría pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete, la presión ejercida sobre el tendón implicaría obtener mayor número de ciclos, esto no ocurre así.

CAPÍTULO



Conclusiones.

8.1.- Hipótesis iniciales teóricas.

Proponemos con esta tesis un nuevo sistema de fijación del LCA, basado en la expansión radial, que nace de la idea de conseguir una fijación anatómica que no provoque daño al injerto, como ocurre con el tornillo interferencial.

Las ventajas de este sistema de fijación, enumeradas en este trabajo son en resumen, evitar la divergencia durante la introducción del tornillo, la de no cortar las fibras del injerto o los hilos de sutura con la rosca, evitar torcer los tendones o que se produzcan desplazamientos de los injertos como a menudo ocurre con los tornillos interferenciales (Vaquero J, 2009), mejorar la estabilidad como resultado de un mayor contacto, una mayor zona de presión entre el implante y el hueso, y una rápida y fácil implantación ya sea abierta o mediante técnica endoscopia facilitando su osteointegración.

Los sistemas de fijación femoral con tornillo transversal consiguen esto, pero sólo son válidos para el fémur y requieren una incisión adicional. Por esto, se ha pensado en que la idea de expansión que provoca una compresión del injerto contra el hueso solventaría estos problemas, la compresión del injerto contra la pared del túnel puede producir una mejora en la curación y comenzar rápidamente el programa rehabilitador, cada vez más precoz y evitar la artrofibrosis y el dolor (Caborn et al., 1997).

El nuevo mecanismo está diseñado para injertos libres, es decir, sin inserciones óseas, normalmente de los tendones gracilis y semitendinoso (DLSG). No obstante, no se descarta su validez para injertos con pastillas óseas, como habitualmente se hace con el tendón rotuliano (BPTB). En este estudio no se comprobará este extremo, porque se utilizaran exclusivamente tendones libres.

En el apartado de Materiales y Métodos, al hacer los cálculos teóricos del apriete, se desprende que con el tornillo de expansión conseguimos un mejor apriete, a pesar de que las condiciones previas favorecían ligeramente al tornillo interferencial.

8.2.- Conclusiones extraídas de los ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades en hueso.

Nos habíamos planteado como uno de los objetivos básicos de esta tesis determinar la cargas que aguantan dos tipos de fijación, el nuevo mecanismo de expansión diseñado por nosotros y el tornillo interferencial, esto nos indicará el sistema de fijación que resiste mejor el injerto, en definitiva con el que obtenemos mejores cargas.

Con respecto a las cargas máximas obtenidas, por ejemplo Selby et al 2001, obtuvo con un tornillo interferencial 594.9 \pm 141.0 N, nuestras cargas máximas en tornillo interferencial están próximas a esta, ligeramente por debajo, similares y por encima, dependiendo si la velocidad de tiro es baja,

media o alta, lo que confirma que la velocidad de aplicación de la carga es un factor importante en la determinación de la carga máxima.

La fuerza estimada para soportar la rehabilitación esta en 450 N (Noyes et al, 1984), en tornillo de expansión siempre se obtuvieron cargas superiores por lo que podemos afirmar que el sistema de fijación va resistir perfectamente la misma.

En las curvas obtenidas en los ensayos de tracción a diferentes velocidades tanto para el tornillo interferencial como para el de expansión observamos que a medida que aumenta la velocidad de aplicación de la carga aumentan las cargas necesarias para extraer el tendón, esta tendencia queda confirmada con el estudio estadístico correspondiente.

En todos los ensayos hemos registrado el par de apriete, el cual es siempre menor en el sistema de fijación con tornillo de expansión, por tanto nos indica que este es más fácil de colocar.

Al comparar ambos tornillos a cada velocidad observamos que existe una tendencia de mejor comportamiento del tornillo de expansión:

Estas tendencias se estudiaron de forma particularizada y estadísticamente comparando dos sistemas, para las velocidades:

- 30 y 300 mm/min. Se confirma un mejor comportamiento del tornillo de expansión.
- 600, 1200 y 4000 mm/min. No existe diferencia de comportamiento entre interferencia y expansión.

Por tanto, a bajas velocidades de ensayo tenemos un mejor comportamiento del tornillo de expansión y a altas no se detectan diferencias,

es decir, que la diferencia de las media de la carga en los tornillos interferencial y expansión a cada milímetro de desplazamiento tiende a cero no pudiendo afirmar que uno u otro tiene una media mayor.

Al aplicar el estudio estadístico del Análisis de Varianza con Medidas Repetidas, que realiza un análisis en conjunto de todas las curvas, ha resultado significativo el tipo de tornillo, es decir la media de carga del tornillo de expansión es mayor que la del tornillo interferencial, en una medida global de todos los ensayos.

Por tanto queda determinado nuestro objetivo concluyendo que obtenemos mayores cargas en el nuevo mecanismo de expansión diseñado por nosotros.

8.3.- Conclusiones extraídas de los cálculos de la rigidez de los ensayos tipo A de tracción (pull-out).

No sólo nos plantemos como un objetivo básico determinar las cargas, sino también la rigidez de los dos tipos de fijación, el nuevo mecanismo de expansión y el tornillo interferencial, para conocer cual de estos dos sistemas es más rígido, o lo que es lo mismo ante la aplicación de una carga, en cual se produce mayor desplazamiento.

Los resultados nos muestran como la rigidez aumenta a medida que aumenta las velocidades de ensayo, este comportamiento es claro en ambos tornillos, y aunque observamos una mayor rigidez media en el tornillo de expansión para cada velocidad, las diferencias no son significativa a excepción de la velocidad de 30 mm/min, donde la media de la rigidez si es significativamente mayor en el tornillo de expansión.

8.4.- Conclusiones derivadas de la relación entre el par de apriete y la carga máxima de extracción en los ensayos tipo A de tracción (pull-out).

Dentro del primer objetivo básico de esta tesis, se contemplaba que en los ensayos de tracción, se determinarían los pares de apriete, buscando relacionarlo con las cargas de extracción en la diferentes velocidades de aplicación de la carga.

En los ensayos de tracción (pull-out) a diferentes velocidades no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, en ninguno de los dos tornillos, aunque inicialmente se podría pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete, la presión ejercida sobre el tendón implicaría obtener mejores resultados en carga de extracción, esto no ocurre así, por lo que tanpoco tendría sentido hacer un instrumento para el medico que midiese los pares de apriete.

Un buen par de apriete no es garantía de que el tornillo este bien fijado, pues la facilidad con que se sale el tornillo depende de muchos factores, como por ejemplo el diámetro y la regularidad de la sección del tendón.

8.5.- Conclusiones extraídas de los ensayos tipo B de tracción (pull-out), con tornillo interferencial y de expansión en bloques de poliuretano.

También se planteó dentro del primer objetivo de esta tesis realizar ensayos de tracción (pull-out) en tacos de poliuretano con diferentes densidades, que intentan asemejar su estructura a la del hueso humano, determinando la carga máxima y la rigidez que aguantan dos tipos de fijación, buscando comparar el comportamiento de los tornillos en estos medios que asemejan la estructura del hueso humano.

- Bloque de poliuretano 30/40 pfc (Ensayos de tracción).

Al comparar los resultados obtenidos en bloque de poliuretano 30/40 tanto con el tornillo interferencial como con el de expansión con los logrados en hueso observamos un mejor comportamiento en el bloque de poliuretano, es decir tienen una media de carga superior en el bloque de poliuretano 30/40 que en el hueso, esta diferencia es mayor con el tornillo de expansión.

La diferencia de comportamiento detectada entre bloque 30/40 y hueso, es grande dados los niveles de significancia obtenidos, por lo que no es recomendable este tipo de material para la realización de ensayos y utilizarlos para comparación con hueso.

Al comparar el comportamiento de ambos tornillo en el taco de poliuretano 30/40, observamos que a pequeños desplazamiento desde 1 mm hasta 3 mm no existe diferencia entre los dos tornillos pero a partir de los 3 mm podemos afirmar que el tornillo de expansión se comporta mejor, tiene una media de carga superior en el bloque de poliuretano 30/40 que el tornillo interferencial.

Por tanto el bloque de poliuretano 30/40, no sirve para comparar con resultados obtenidos en hueso, pero si para comparar comportamiento de los dos tornillos.

- Bloque de poliuretano 20/40 pfc (Ensayos de tracción).

Tenemos que indicar que la introducción del tornillo interferencial provocaba la fractura de este tipo de bloque de poliuretano 20/40, por lo que no se obtuvieron resultados para el mismo, esto nos habla de la agresividad del tornillo con las paredes del material y por tanto con el tendón.

Con el tornillo de expansión no se daban estas fracturas, esto nos habla de una menor agresividad de este tornillo. Al comparar los resultados obtenidos con los logrados en hueso observamos un destacado mejor comportamiento en bloque de poliuretano, es decir tienen una media de carga muy superior en el Bloque de poliuretano 20/40 que en el hueso.

Se sigue confirmando la tendencia, de que los datos obtenidos en los tacos de poliuretano esta muy por encima de los resultados obtenidos con hueso, por lo que no recomendamos este material para la comparación con hueso.

- Bloque de poliuretano 10/40 pfc (Ensayos de tracción).

Tenemos que indicar que la introducción del tornillo interferencial también tiende a provocar la fractura del bloque de poliuretano 10/40, estas fracturas no se dieron con tanta profusión como en los bloques 20/40.

Al confrontar los datos obtenidos detectamos en ambos tornillos el siguiente comportamiento, hasta los 2 mm de deslizamiento se tiene un mejor resultado en el bloque de poliuretano 10/40, a partir de ahí no podemos diferenciar el comportamiento de los tornillo en los dos materiales (hueso y bloque), de aquí se deduce que el bloque de poliuretano 10/40, es un medio mejor para comparar con hueso.

Por tanto, recomendamos para comparar datos con hueso, utilizar el bloque de poliuretano 10/40.

Al comparar el comportamiento de ambos tornillos en este material, detectamos un destacado mejor comportamiento del tornillo de expansión, es decir, este tornillo de expansión tiene una media de carga muy superior al tornillo interferencial en el bloque de poliuretano 10/40. En conclusión el bloque de poliuretano 10/40, nos sirve para comparar con resultados obtenidos con hueso y para comparar comportamiento de los dos tornillos.

- Comparación de datos de carga a tracción en bloques de poliuretano 10/40 pfc y 30/40 pfc con tornillo interferencial.

Recordamos que fue imposible obtener resultados en el Poliuretano 20/40, debido a las fracturas de los bloque al introducir el tornillo interferencial.

Observamos que existe una mejor media de carga en el bloque de poliuretano 30/40 en el intervalo de 2 a 5 mm, esto nos indica la tendencia de que a medida que aumenta la densidad obtenemos medias de carga superiores.

- Comparación de datos de carga a tracción en bloques de poliuretano 10/40 pfc, 20/40 pfc y 30/40 pfc con tornillo de expansión.

Los resultados obtenidos con el tornillo de expansión muestran una clara relación con las densidades, a medida que aumenta estas densidades aumentan las cargas necesarias para extraer el tornillo.

- Comparando los datos de par de apriete y fuerzas máximas, podemos afirmar que en los ensayos de tracción (pull-out) en bloques de poliuretano 10/40, 20/40 y 30/40, para la velocidad de 30 mm/min con tornillo interferencial (excluido el 20/40) y tornillo de expansión, no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, esta es la misma tendencia observada en los ensayos tipo A de tracción (pull-out), a diferentes velocidades en hueso.

- Conclusiones de utilización.

Los dos mecanismos se pueden comparar en los bloques 10/40 y 30/40, no ocurre así con el bloque de 20/40, en la que solo se obtuvieron resultados para el tornillo de expansión.

La diferencia de comportamiento entre bloque 30/40 y hueso, tanto desde el punto de vista de medias de carga como de pares de apriete, es grande dados los niveles de significancia obtenidos, por lo que no es recomendable este tipo de material para la realización de ensayos de comparación con hueso, por el contrario se deduce de los resultados obtenidos en medias de carga y pares de apriete, que el bloque de poliuretano 10/40, es un medio mejor para comparar con hueso.

Tenemos que indicar en contraposición que el bloque de poliuretano 30/40 tiene menos fracturas (al utilizar el tornillo interferencial), es más robusto lo cual facilita hacer los ensayo, por el contrario el 10/40, es más quebradizo teniendo que hacer un número mayor de ensayos para obtener resultados, este comportamiento quebradizo del 10/40, puede ser debido a que en el hueso real, la cortical lo tiene todo zunchado, mientras que aquí solo tenemos una cara del bloque.

Por tanto el 10/40 se parece más al hueso pero la realización de los ensayos es más difícil, y el 30/40 se parece menos al hueso pero los ensayos son más fáciles de realizar.

Podemos concluir diciendo que el 30/40 puede servir para comparar entre dispositivos pero no para comparar con hueso.

8.6.- Conclusiones extraídas de los ensayos tipo C de dureza Brinell.

Se planteó como tercer objetivo de esta tesis determinar la dureza, tanto del hueso en vivo como de los bloques de poliuretano empleados; buscando comparar los diferentes materiales, utilizados para realizar los ensayos de los dos tornillos descritos anteriormente; se utilizó el método Brinell con bola de 10 mm.

Se realizaron ensayos de dureza Brinell tanto de la corteza, como del interior de los bloques de poliuretano (30/40 pfc, 20/40 pfc y 10/40 pfc) y del hueso de cerdo in Vitro.

En la corteza existe una clara diferencia de dureza, entre la obtenida para el hueso y las obtenidas para cada uno de los bloque de poliuretano, y como la superficie de los bloque de poliuretanos tienen la misma densidad, sus durezas son prácticamente iguales, las pequeñas disparidades son atribuibles a la influencia del sustrato del material con densidades distintas.

En el interior de los materiales detectamos que a mayor densidad obtenemos mayor dureza y que el material que tiene dureza más parecida al interior del hueso es el bloque de poliuretano 20/40, (tenemos que recordar su comportamiento frágil al introducir los tornillos interferenciales).

Indicamos como conclusión que ha mayor densidad tenemos mayor dureza, y también se ha indicado en las conclusiones de los ensayos de tracción de bloques de poliuretano, que a mayor densidad aumentan las cargas necesarias para extraer el tornillo, por tanto podemos concluir que a mayor dureza del material se necesitan mayores cargas de extracción. - Comparación de materiales.

La dureza no parece un método muy fiable para comparar los materiales, por lo que se confirman los estudios de Lexer (James K et al. 1966), el cual no encontró variación de la dureza con la enfermedad o la edad; nosotros pretendíamos comparar bloques de poliuretanos y hueso, y nuestros estudios nos indica que el bloque de Poliuretano 20/40 es el más parecido al hueso, y esto contradice los datos de carga media obtenidos en ensayos de tracción (pull-out), los cuales indicaban que el medio más parecido al hueso es el bloque de poliuretano 10/40; tenemos que indicar aquí que la dureza de hueso varia mucho en función de la profundidad, es decir cuanto más cercana es la lasca extraída a la superficie o corteza, la dureza obtenida es mayor. Dado la complejidad del corte del hueso en vivo, nosotros optamos por corte a 20 mm de profundidad, respecto a la cresta de la corteza tibial.

Además los datos de cargas de extracción del tendón, tienen en cuenta tanto la corteza del hueso como el interior del mismo, mientras que en el método de dureza comparamos por separado las durezas superficiales y las obtenidas a cierta profundidad.

8.7.- Conclusiones extraídas de los ensayos tipo D cíclicos (cyclic-load).

Como segundo objetivo fundamental de esta tesis, nos planteamos determinar en ensayos dinámicos, el número de ciclos que resisten los dos dispositivos de fijación propuestos, con onda de tipo senoidal y amplitudes de carga de 100N, 200N y 250N, obteniendo el grado de apriete, buscando en primer lugar, si el nuevo sistema de fijación es capaz de resistir con garantías la rehabilitación y posteriormente, en segundo lugar, comparar los sistemas, conociendo por tanto, cual de los dos sistemas se comporta mejor ante esa rehabilitación.

Con ambos tornillos tenemos la misma tendencia, observamos como a medida que aumenta la amplitud de la fuerza aplicada, la curva tiende a un desarrollo menor en número de ciclos.

Observamos que a 100N, pequeñas cargas de amplitud, ambos tornillos tienen una curva muy desplazada hacia arriba, es decir a un gran número de ciclos, esto nos indica claramente que los protocolos de rehabilitación deben comenzar en ambos tornillos con cargas pequeñas repetidas muchas veces, como así se esta aplicando en la actualidad, en efecto la carga de 100N se selecciona con la intensión de imitar la rehabilitación prematura, pues imita el movimiento pasivo continuo (Tsukada et al, 2005)

Por el contrario si la rehabilitación comienza con cargas grandes podemos correr el riesgo de que se produzcan holguras e inestabilidad.

Tenemos un claro mejor comportamiento del tornillo de expansión frente al interferencial para la amplitud de 100N, es decir que la media del número de ciclos a cada mm con amplitud de fuerza 100N es mayor en el tornillo de expansión que en el tornillo interferencial, con una gran significancia, pues p<<0,05, esto nos indica que con este tornillo podemos hacer una rehabilitación más segura, pues podemos aplicar pequeñas cargas un mayor número de ciclos.

Podemos afirmar un mejor comportamiento del tornillo de expansión frente al interferencial para la amplitud de 200N y 250N, es decir que la media del número de ciclos a cada mm es mayor en el tornillo de expansión que en el tornillo interferencial, con una gran significancia, pues p<<0,05, esto nos indica también, que con este tornillo podemos hacer una rehabilitación más segura, y más agresiva (actual tendencia), pues podremos aplicar estas cargas medianas un mayor número de ciclos y se podrán emplear antes, ya que existe la tendencia a protocolos cada vez mas acelerados de recuperación en lesiones

374

del LCA, dirigida principalmente a deportistas de equipo (Shelboume et al., 1990; Mikkelsen et al., 2000, Brent et al., 2005)

Tenemos un claro mejor comportamiento del tornillo de expansión, en todas las amplitudes de carga, pues los datos obtenidos con este, para las diferentes amplitudes de fuerza empleadas, siempre se alcanzan un mayor número de ciclos.

- Comparando los datos de número de ciclos y par de apriete en los ensayos cíclicos (cyclic-load) con diferentes amplitudes y tornillo interferencial y de expansión no detectamos ninguna tendencia, aunque parecería lógico pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete y por tanto la presión ejercida sobre el tendón fuese mayor, implicaría obtener mayor número de ciclos, esto no ocurre así.

De lo anterior se deduce que el par de apriete, no tiene ninguna repercusión en la posterior rehabilitación.

8.8.- Conclusiones finales.

- El primer y segundo objetivo básico de esta tesis consistía; el primero, determinar las cargas que aguantan los dos tipos de fijación (interferencial y expansión), para conocer que sistema de fijación resiste mejor el injerto, en definitiva con el que obtenemos mejores cargas y el segundo objetivo fundamental, nos planteamos determinar en ensayos dinámicos, el número de ciclos que resisten los dos dispositivos de fijación propuestos, con onda de tipo senoidal y amplitudes de carga de 100N, 200N y 250N, obteniendo el grado de apriete, buscando en primer lugar, si el nuevo sistema de fijación es capaz de resistir con garantías la rehabilitación y posteriormente, en segundo lugar, comparar los sistemas, determinando cual de los dos sistemas se comporta mejor ante esa rehabilitación.

Del estudio detallado de los datos, tanto en hueso como en bloque de poliuretano, se desprende que nuestro nuevo tornillo de expansión se comportó mejor desde el punto de vista de inserción, se necesitaron menores pares de apriete, consiguiendo una mayor carga máxima a bajas velocidades de tiro (fase de recuperación), las cargas de extracción a diferentes velocidades de tiro en el tornillo de expansión, están siempre por encima de las estimadas para la rehabilitación (450 N. Noyes et al, 1984) y obtenemos un mayor número de ciclos tanto a bajas como altas amplitudes (rehabilitación más segura y de aplicación menos tardía), por lo que queda demostrado que el procedimiento de la expansión radial es efectivo para la fijación de injertos de LCA.

- También se planteo dentro del primer objetivo básico determinar la rigidez de los dos tipos de fijación, el nuevo mecanismo de expansión y el tornillo interferencial, para conocer cual de estos dos sistemas es más rígido, o lo que es lo mismo ante la aplicación de una carga, en cual se produce mayor desplazamiento, y evaluar la influencia de las diferentes velocidades de tiro tanto en el grado de apriete como en las cargas de extracción.

Detectamos que la velocidad del ensayo es un parámetro que afecta a las propiedades biomecánicas (resistencia y rigidez), observando la tendencia de que a medida que aumenta la velocidad de aplicación de la carga aumentan las cargas necesarias para extraer el tendón y la rigidez total (propia del injerto y del sistema de fijación). Las diferencias de rigideces entre los dos sistemas de fijación no son significativas, a excepción de la velocidad de 30 mm/min, en la que la rigidez del tornillo de expansión es significativamente mayor.

- Dentro del primer objetivo, se contemplaba que en los ensayos de tracción, se determinarían los pares de apriete, buscando relacionarlo con las cargas de extracción en la diferentes velocidades de aplicación de la carga.

Comparando los datos de par de apriete y fuerzas máximas en los ensayos de tracción (pull-out) a diferentes velocidades en hueso y en ensayos de tracción (pull-out) en bloques de poliuretano 10/40, 20/40 y 30/40, para la velocidad de 30 mm/min con tornillo interferencial (excluido el 20/40 para este tornillo) y tornillo de expansión, no detectamos ninguna tendencia con respecto al par de apriete, en ninguno de los dos tornillos, aunque inicialmente se podría pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete, la presión ejercida sobre el tendón implicaría obtener mejores resultados en carga de extracción, esto no ocurre así, por lo que tampoco tendría sentido hacer un instrumento para el médico que midiese los pares de apriete.

De los datos de número de ciclos y par de apriete en los ensayos cíclicos (cyclic-load) con diferentes amplitudes y tornillo interferencial y de expansión no detectamos ninguna tendencia, aunque también parecería lógico pensar que cuanto más grande fuese el par de apriete y por tanto la presión ejercida sobre el tendón fuese mayor, obtendríamos un mayor número de ciclos, esto no ocurre así, por lo que el par de apriete no va a tener ninguna influencia en la rehabilitación.

Hemos escuchado conversaciones de equipos de cirugía después de la operación de LCA, que indican que el ternillo a quedado muy bien fijado, pues han detectado un buen par de apriete, pero esto solamente es una percepción o sensación que no esta relacionada con la facilidad con que posteriormente el tornillo se puede salir, al aplicar un esfuerzo. Por tanto un buen par de apriete no es garantía de que el tornillo este bien fijado, esto parece ir contra de la lógica, pero debemos pensar que la facilidad con que se sale el tornillo depende de muchos factores, como por ejemplo el diámetro y la regularidad de la sección del tendón, posible microroturas, etc., si cuando colocamos el tendón nos encontramos con una zona en la que el tendón tiene un gran diámetro, tal vez el máximo que nos dio el calibre de medición de diámetros, esto provocara un gran par de apriete, pero si este diámetro no es uniforme y decrece, el tornillo se saldrá con facilidad, por el contrario, si en la zona de inserción

tenemos un diámetro pequeño, pero la sección del tendón es irregular y creciente en el sentido de deslizamiento del tendón, esto dificultara la salida del mismo y provocara mayores cargas de extracción.

 Incluido en el primer objetivo, se plantean realizar ensayos de tracción (pull-out) en tacos de poliuretano con diferentes densidades, que intentan asemejar su estructura a la del hueso humano, determinando la carga máxima y la rigidez que aguantan dos tipos de fijación, buscando comparar el comportamiento de los tornillos en estos medios que asemejan la estructura del hueso humano.

La utilización de materiales de poliuretano 30/40 y 20/40 que imitan al hueso desvirtúan los resultados, pues al comparar los mismos, tanto con el tornillo interferencial como con el de expansión, con los logrados en hueso in Vitro, observamos un mejor comportamiento en los bloques de poliuretano, es decir, tienen una media de carga superior, por lo que estos materiales solo se deben utilizar para comparar los dos métodos de fijación entre si.

Con respecto a los pares de apriete en los bloques 30/40 y 20/40, también obtenemos una gran diferencia, lo que confirma lo dicho anteriormente, aunque en este caso solo se pudo comparar el tornillo de expansión, por la roturas que provoca el tornillo interferencial en bloque 20/40.

En el bloque de poliuretano 10/40, no podemos diferenciar prácticamente el comportamiento, desde el punto de vista de cargas de extracción, de los tornillos en los dos materiales hueso y bloque, de aquí se deduce que el bloque de poliuretano 10/40, es un medio mejor para comparar con hueso. Lo anterior queda confirmado al comparar los pares de apriete, tanto en tornillo de expansión como interferencial, para hueso y bloque de poliuretano 10/40, ya que son prácticamente iguales, esto nos confirma, que este bloque se asemeja más al hueso.

Por tanto, recomendamos para comparar datos con hueso utilizar el bloque de poliuretano 10/40.

Al comparar el comportamiento de ambos tornillos en este material detectamos un destacado mejor comportamiento del tornillo de expansión, es decir, este tornillo de expansión tiene una media de carga muy superior al tornillo interferencial en el bloque de poliuretano 10/40.

En conclusión el bloque de poliuretano 10/40, nos sirve para comparar con resultados obtenidos con hueso y para comparar comportamiento de los dos tornillos y confirman el mejor comportamiento del tornillo de expansión.

En este tipo de materiales se produjo además la relación siguiente, a medida que aumenta las densidades y las durezas aumentan las cargas necesarias para extraer el tendón, esta tendencia se da claramente con los tornillos de expansión.

- Se planteó como **tercer objetivo** añadido de esta tesis determinar la dureza, tanto del hueso en vivo como de los bloques de poliuretano empleados; buscando comparar los diferentes materiales, llegando a la conclusión de que la dureza no parece un método muy fiable para comparar estos materiales; aunque se sabía por los estudios de Lexer en 1929 (James K et al. 1966), que este método, no encontró diferenciación de la dureza del hueso con la enfermedad o la edad.

- En **definitiva** el tornillo de expansión precisa de una mayor fuerza y de un mayor número de ciclos para la extracción del implante, por lo implicaría una mayor estabilidad primaria del injerto y permite una mayor seguridad en los programas rehabilitadores, cada vez más precoces y agresivos, facilitando el proceso de integración definitiva del mismo, por lo que queda culminado el objetivo básico de esta tesis de validar experimentalmente este dispositivo mediante ensayos en diferentes medios.

8.9.- Trabajos derivados de esta tesis.

Como fruto del proceso de investigación realizado en esta tesis se han elaborado diversos trabajos. El primero, basado en los resultados obtenidos con los datos de los ensayos de tracción (pull-out) a diferentes velocidades con tornillo interferencial y expansión en hueso, dio como resultado la publicación de un articulo en Journal of Applied Biomechanics (Martel et al., 2009).

Tenemos presentados dos artículos más, uno basados en los datos obtenidos en los ensayos de tracción en bloques de poliuretano y el otro en base a los ensayos cíclicos (cyclic-load).

- En esta tesis se ha realizado un número considerable de ensayos invitro, con un gran gasto de material, por lo que se ha puesto en marcha en nuestro departamento, un proyecto fin de carrera en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, que desarrolla un estudio por elementos finitos de los sistemas de fijación de injertos de Ligamento Cruzado Anterior (LCA). En este estudio se modelarán varios dispositivos comerciales y el nuevo sistema de fijación por expansión. También se modelarán el túnel óseo donde se aloja el injerto, el propio injerto y los dispositivos de fijación.

Se determinarán la fuerza de agarre y la rigidez global del sistema hueso-sistema de fijación-injerto de cada uno ellos. Se validará los resultados comparándolos con los ensayos que se han realizado, para afinar así el modelo resultante. Para el modelado se utilizará el software SolidWorks® y para el cálculo el SolidWorks® Simulation Premium, que es un paquetes de análisis de elementos finitos, que ofrece total integración con el software CAD de SolidWorks®.

8.10.- Líneas futuras.

Con esta tesis se da continuidad a línea de investigación orientada en rediseñar y validar experimentalmente un nuevo sistema de fijación del injerto de LCA, basado en la expansión radial, partiendo del desarrollado de la tesis doctoral de nuestro departamento de Ingeniería Mecánica de la ULPGC (Martel O, 2003).

- El nuevo dispositivo expansor ha superado la fase de prototipo y de pruebas in-vitro sobre cerdos. El objetivo sería analizar y mejorar el correcto funcionamiento, y la interactuación con otros dispositivos en la mesa de operaciones y su ergonomía.

 Podría ser necesario plantear nuevos ensayos biomecánicos cíclicos (cyclic-load) del tornillo, realizados en su totalidad en inmersión de solución Ringer, calentadas a 36º, con el propósito de simular el comportamiento del fluido humano.

 Se sugiere la realización de ensayos in vivo sobre animales (ratas o cerdos) para comprobar los efectos a largo plazo del mencionado mecanismo de expansión.

- Se propone continuar la investigación con materiales de poliuretano, empleando diferentes velocidades de extracción y realización de ensayos cíclicos (cyclic-load). Tal vez fuese necesario sustituir el modelo de bloque, por una imitación más real al hueso, para intentar obtener datos en tornillo interferencial en bloque de poliuretano 20/40.

Bibliografía.

Reseñas bibliográficas.

La bibliografía se ha ordenado por orden alfabético del autor principal. En el caso de que un autor tenga más de una publicación se distinguirá por el año de publicación. En el caso de que coincida autor y año, se ha incluido un orden numérico para cada publicación, al que se hace referencia en el texto.

- [1] Abraham G, González M, Cuadrado T: La ciencia y la ingeniería de los biomateriales, un desafío interdisciplinario. Revista de Divulgación Científica y Tecnológica de Ciencia. 1998.
- [2] Andre-Weimann, M.D., Mareike Rodieck, M.D., Thore Zantop, M.D., Joachim Hassenpflug, M.D., and Wolf Petersen, M.D. Primary Stability of Hamstring Graft Fixation With Biodegradable Suspension Versus Interference Screws, The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. 2005
- [3] Aglietti P, Buzzi R, D'Andria S, Zaccherotti G: Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin. Orthop. 288; 195-204*, 1993.
- [4] Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, De Biase P: Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Am. J. Sports Med., 22: 211-218, 1994.
- [5] Ahmad S, Gardner R, Megan Groh, Johnny Arnouk, Levine MD. Mechanical Properties of Soft Tissue Femoral Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Sports Medicine, 2004.
- [6] Amass W, Amass A, Tighe B. Polymer International 47, 89. 1998.
- [7] Amirault JD, Cameron JC, Macintosh DL et al. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of Macintosh's lateral substitution reconstruction. J Bone Joint Surg 70B: 622-624. 1988.

- [8] Andersson, C.; Odensten, M.; Gillquist, J. Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: a randomized study with a long-term follow-up period. *Clin. Orthop.*, 264: 255-263. 1991
- [9] Andrews M, Noyes FR, Barber-Westin SD. Anterior cruciate ligament allograft reconstruction in the skeletally inmature athlete. *Am J Sports Med* 22: 48-54. 1994.
- [10] Angel KR, Hall DJ. Anterior cruciate ligament injury in children and adolescents. Arthroscopy; 5:197-200. 1989.
- [11] Apaza Concha, Carlos Lucas. Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior vía artroscópica. Hnerm-Essalud -2000-2002. Evaluación Clínica Postcirugía. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Lima. 2004.
- [12] Apley G, Solomon L. The Knee. Apley's System of Orthopaedics and Fractures. En: Apley G, Solomon L, editores. 7^a ed. Oxford: Butterworth-Heinemann; p. 432-70. 1993.
- [13] Arciero RA, Scoville CR, Snyder RJ, et al. Single versus two-incision arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy 12: 462-469. 1996.
- [14] Armelin E. Sintesis y caracterización de nuevas poliesteramidas: estudio de sus propiedades. Universitat Politècnica de Catalunya (2002).
- [15] Arnoczky SP, Warren RF, Ashlock MA. Replacement of the anterior cruciate ligament of the knee using a patellar tendon allograft. An experimental study. J Bone Joint Surg 68A: 376-385. 1986.
- [16] Arnoczky S. Biology of anterior cruciate ligament reconstructions. *Smith and Nephew Winter Meeting Gold Coast.* 1997.
- [17] Arnold, J. A.; Coker, T. P.; Heaton, L. M.; Park, J. P.; Harris, W. D. Natural history of anterior cruciate tears. Am. J. Sports Med., 7: 305-313. 1979.
- [18] Aune AK, Ekeland A, Cawley PW. Interference screw fixation of hamstring vs. patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 6: 99-102.* 1998.
- [19] **Baker CL, Curd DT, Merkley MS**. The effect of Supplementary tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable fixation of a quadrupled woven hamstrings graft: Initial biomechanical properties. *Technical report prepared for Arthrex, Inc.*
- [20] Barry P, Andrews JR, Timmerman LA. Lesiones del Ligamento Cruzado Anterior. Artroscopía. Madrid, España. Marbán S.L. 356-391. .2001.
- [21] Becker R, Schröder M, Röpke M, et al. Structural properties of sutures used in anchoring multistranded hamstrings in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. Arthroscopy 15: Nº3 (April), 297-300. 1999.

- [22] Becker R, Voigt D, Stärke C, et al. Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc. 9:* 337-342. 2001.
- [23] Benedetto KF, Fellinger M, LimTE, *et al.* A new bioabsorbable interference screw: preliminary results of a prospective, multicenter, randomized Clinical Trial. *Arthroscopy*, *16: 41-48.* 2000.
- [24] Bergfeld J A, Freddie H. Fu, Masahiro Kurosaka, Stephen M. Howell, Kurt P. Spindler. Single- or double-bundle ACL reconstruction: Technique vs. concept. Orthopedics Today. 2008.
- [25] Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, et al. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med 23; 24-34. 1995.
- [26] Blacka K.P., Saunders M.M. Expansion anchors for use in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: establishing proof of concept in a benchtop analysis. Department of Orthopaedics and Rehabilitation, The Pennsylvania State University College of Medicine, The Milton S. Hershey Medical Center, 500 University Drive, P.O. Box 850, M.C. H089, Hershey, PA 17033, USA. Musculoskeletal Research Laboratory and Center for Biomedical Devices and Functional Tissue Engineering, USA. 2004.
- [27] Bonatus TJ, Alexander AH. Patellar fracture and avulsion of the patellar ligament complicating arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Orthop *Rev 20: 770-774.* 1991.
- [28] Bonnet A. Traité des maladies des articulations, vol I & 2 avec atlas. Baillière, Paris. 1845
- [29] Borsa PA, Lephart SM, Irrgang JJ, Saffran MR, Fu FH. The effects of joint position and direction of joint motion on propioceptive sensibility in anterior cruciate ligamentdeficient athletes. Am J Sports Med, 25: 336-340. 1997.
- [30] Brahmabhatt V, Smolinski R, McGlowan J, et al. Double-stranded hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical study. Am J Knee Surg.; 12. 141-145. 1999.
- [31] Brand J (1), Hamilton D, Selby J, et al. Quadriceps tendon fixation with patellar tendon bone plug interference fixation in cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 16: 805-812. 2000.
- [32] Brand J (2), Steenlage E, Hamilton D. Interference screw fixation of a quadrupled hamstring tendon is directly correlated to bone mineral density measured by dual photon absortimetry (DEXA). Am J Sports Med 28; 705-710. 2000.
- [33] Brand, R.A. Biomechanics of the Hip and Hip Reconstruction. Chapter 12, pp. 97-102, in Orthopaedic Knowledge Update, 2nd ed., Pellici, P.M., Tria, A.J., and Garvin, K.L., Eds. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Rosemont, IL, 2000.

- [34] Brent S, Wilk K. Rehabilitación ortopédica clínica. Elsevier. 2005
- [35] Brown CH (1), Steiner ME, Carson EW. The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction: Technique and results. *Clin Sports Med 12: 723-756.* 1993.
- [36] Brown CH (2), Hecher AT, Hipp JA, et al. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament graft. Am J Sports Med 21; 880-886. 1993.
- [37] Brown CH, Sklar JH. Endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using doubled gracilis and semitendinosus tendons and endobutton femoral fixation. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October), 201-213. 1999.
- [38] Brown GA, Pena F, Grontvedt T, Labadie D, Engebretsen L. Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: Influence of insertion torque, tinnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3: 238-244.* 1996.
- [39] Brückner H. Eine neue Methode zur Kreuzbandplastik. Chirg. 1966.
- [40] Buck BE, Malinin TI, Brown MD. Bone Transplantation and human immunodeficiency virus: An estimated risk of acquired immunodeficiency syndrome. Clin Orthop;240:129-36. 1989.
- [41] Busch MT. Meniscal injuries in children and adolescents. Clinics Sports Med; 9:661-80. 1990.
- [42] Buss DD, Warren RF, Wickiewicz TL, et al. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament with use of autogenous patellar-ligament grafts. Results after twenty-four to forty-two months. J Bone Joint Surg 75A; pp: 1346-1355. 1993.
- [43] Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Measurement of the mechanical properties of ligaments. In: Feinberg B, Fleming D, eds. CRC handbook of engineering in medicine and biology, Sect B, V1. Boca Raton, FL, CRC Press; 279-314. 1978.
- [44] Caborn DNM, Coen MD, Neef R, et al. Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. Arthroscopy: 14 Nº3 (April), 241-245. 1998.
- [45] Caborn DNM, Urban WP, Johnson DL, et al. Biomechanical comparison between bioscrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy: 13, 229-232. 1997.
- [46] Calderón Tejerina N. Reconstrucción artroscópica del ligamento cruzado anterior y posterior simultáneo. Revista Boliviana de Ortopedia y Traumatología. Volumen 17, Nº 1. 2007.

- [47] Calmon Decriaud A, Bellon Maurel V, Ivestre F. Adv. Polym. Sci, 135,207. 1998
- [48] **Campbell W.C.** Repair of the ligaments of the knee : Report of a new operation for the repair of the anterior cruciate ligament. Surg Gynecol Obstet. 62: 964-968. 1936.
- [49] Cameron SE, Wilson W, St Pierre P. A prospective, randomized comparison of open vs arthroscopically assisted ACL reconstruction. Orthopedics 18; pp: 249-252. 1995.
- [50] Canavos GC. Probabilidad y estadística. Aplicaciones y métodos. Ed: Mc Graw Hill. ISBN:0-316-12778-7, México. 1991.
- [51] Carrascal Morillo MT. Análisis de la dependencia entre la densidad mineral ósea y la resistencia mecánica de los huesos largos de animales de laboratorio, mediante ensayos de torsión a baja velocidad. *Tesis Doctoral. E.T.S. de Ingenieros Industriales. UNED.* 1998.
- [52] Caulfield BM, Garret M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. Int J Sports Med;23:64-8. 2002.
- [53] Chassaing V, Parier J. Artroscopia diagnóstica y quirúrgica de la rodilla. Ed:Masson. Barcelona. ISBN 84-311-0407-4. 1987.
- [54] Clancy. WR, Jr, Rajesh, G.N, Rosemberg, T.D. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. J. Bone Joint Surg., 63A:1270-1284. 1981.
- [55] Cooper D E, Deng X H, Burstein A L, Warren R: The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. Am J. Sports Med., 21: 818-824.1993.
- [56] Crenshaw AH, Daugherty K. Campbell: Cirugía ortopédica. 8^a edición. 4 Volúmenes. Editorial Médica Panamericana. 1993.
- [57] Cross M J, Kujawa P, Roger G, Anderson I F: Regeneration of the semitendinosus and gracilis tendons following their transection for repair of the anterior cruciate ligament. Am J. Sports Med., 20: 221-223, 1992.
- [58] Cyril B, Douglas W. Current Concepts Review The Science of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. J Bone Joint Surg Am. 79:1556-76. 1997
- [59] Dalldorf PG, Alexander J, Lintner DM. One-and two-incision anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison including the effect of simulated closed chain exercise. Arthroscopy; 14: 176-181. 1998.
- [60] **Dandy D. J.** Arthroscopic surgery of the knee. Churchill Livingstone, Edinburgh. 1981.
- [61] Dandy D. J., Flanagan J. P., Steemeyer V. Arthroscopy and the management of the ruptured anterior cruciate ligament Clin. Orthop. 167:43-49. 1982.

- [62] Daniel, D. M.; Stone, M. L.; Dobson, B. E.; Fithian, D. C.; Rossman, D. J.; Kaufman,
 K. Fate of the LCA-injured patient. A prospective outcome study. *Am. J. Sports. Med.*, 22: 632-644. 1994.
- [63] DeLee Jesse C. Drez David Jr. Miller Mark D. Orthopaedic Sports Medicine: Expert Consult. 2-Volume Set. Fracture Management for Primary Care: 2nd Edition. Hardcover: 2800 pages. 2002.
- [64] Dejour, H. Deschamps, G., Walch, G. Résultat du traitement des laxites antérieures chroniques par opération de Kenneth Jones-Lemaire. Journées Lyonnaises de chirurgie du genou 5 : 129-140. 1984
- [65] **Devore JL.** Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias *ED: International Thomson Editores. ISBN:* 968-7529-48-2. *México*: 1998.
- [66] **Di Rado A**. Traumatismo del ligamento cruzado anterior de la rodilla http://club.telepolis.com/agaigcu/traumarodilla.htm .2003.
- [67] **Dye O**: The future of anterior cruciate ligament restoration. Clin. Orthop., 325, 130-139, 1996.
- [68] Falconiero RP, Distefano VJ, Cook TM. Revascularization and ligamentization of autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans Revascularization and ligamentization of Autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans. Elsevier, Philadelphia vol. 14. 1985.
- [69] Feagin, J. A., Jr., Curl, W. W. Isolated tear of the anterior cruciate ligament: 5-year follow-up study. Am. J. Sports Med., 4: 95-100. 1976.
- [70] Fahey M, Indelicato P A: Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament replacement. Am. J. Sports Med. 22 (3): 410 414, 1994.
- [71] Ferrari JD, Charles A, Bush-Joshep, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone grafts: autograft and allograft endoscopic techniques and two-incision autograft technique. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October): 156-171. 1999.
- [72] Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, Masi V. Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior cruciate ligament reconstruction. A histologic study of three cases. *Am J. Sports Med. 30: 204-207.* 2002.
- [73] Fleming B, Beynnon B, Howe J, et al. Effect of tension and placement of a prosthetic anterior cruciate ligament on the anteroposterior laxity of the knee. J Orthop Res 10: 177-186, 1992.
- [74] Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg 79(10): 1556-1576,* 1997.

- [75] Franke K. Clinical experience in 130 cruciate ligament. 1970.
- [76] Freeman MAR, Wyhe BD. Articular contributions to limb muscle reflexes: the effects of partial neurectomy of the knee-joint on postural reflexes. *British Journal of Surgery*, 53: 61-69. 1966.
- [77] Friedman MJ. Arthroscopic semitendinosus (gracilis) reconstruction for anterior cruciate ligament deficiency. Techniques in Orthopaedics 2:74-80. 1988.
- [78] Fu FH (1), Bennett CH, Lattermann C, Ma CB. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biologi and biomechanicas of reconstruction. Am J. Sports Med. 27: 821-830. 1999.
- [79] Fu FH (2), Ma CB. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadruple hamstring. Operative Techniques in Sports Medicine, 9, No 4 (October): 264-272. 1999.
- [80] Fu FH, Bennett CH, Ma CB, et al. Currents trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. Am J Sports Med. 28 Nº1: 124-130. 2000.
- [81] Fu FH, Jackson DW, Jamison J, et al. Allografts reconstruction of the anterior cruciarte ligament, in Jackson DW, Arnoczky SP, Woo SL-Y et al (eds): The anterior Cruciate Ligament. Current and Future Concepts. New York, Raven Pres, 325-338. 1993.
- [82] Fulkerson JP. Central quadriceps free tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October): 195-200. 1999.
- [83] Gibson LJ, Ashby MF: Cancellous bone, in Gibson LJ (ed): Cellular Solids. New York, Pergamon Press, pp 316-331. 1988.
- [84] Gillquist J. Odensten M. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. Arthroscopy 4:5-9. 1988.
- [85] Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS. The cruciate ligament of the knee joint: anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop 106: 216.* 1975.
- [86] Giurea M, Zorrilla P, Amis AA, Aichroth P. Comparative pull-out and cyclic loading strenght test of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med. 27 nº5: 621-625. 1999.
- [87] Guiraldes H, Oddó H, Paulós J, Huete I. Anatomia clínica. Anatomía clínica de la rodilla. Enseñanza de la anatomía humana: experiencias y desafíos en una escuela de medicina. Revista Chilena de Anatomía. v.19 n.2 Temuco ago. 2001
- [88] Gomez T, Ratzlaff C, McConkey JP, et al. Semitendinosus repair augmentation of acute anterior cruciate ligament rupture. Canadian. J. Sports Sci., 15: 137-142, 1990.
- [89] Graf BK, Davies WA. Endobutton fixation of hamstring tendon grafts. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October):189-194. 1999.
- [90] Graf BK, Lange RH, Fujisaki CK, Landry GL, Saluja RK. Anterior cruciate ligament tears in skeletally immature patients; meniscal patology at presentation and after attempted conservative treatment. Arthroscopy; 8:229-33. 1992.
- [91] Graf BK, Vanderby R Jr, Ulm MJ, et al. Effect of preconditioning on the viscoelastic response of primate patellar tendon. Arthroscopy 10; 90-96. 1994.
- [92] Grana W A, Egle D M, Mahnken R, Goodhart C W: An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. Am. J. Sports Med., 22: 344-351, 1994.
- [93] Grontvedt T, Engebretsen L, Benum P, et al. A prospective, randomized study of three operations for acute rupture of the anterior cruciate ligament. Five-year follow-up of hundred and thirty-one patients. J Bone Joint Surg 78A: 159-168. 1996.
- [94] Hamner DL, Brown CH, Steiner ME, et al. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligamente: Biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. J Bone Joint Surg 81: 549-557. 1999.
- [95] Hardin GT, Bach BR, Bush-Joshep CA, et al. Endoscopic single incision ACL reconstruction using patellar tendon autograft: Surgical technique. Am J Knee Surg 5: 144-155. 1992.
- [96] Harner CD, Marks PH, Fu FH, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction: Endoscopic versus two-incision technique. *Arthroscopy 10; 502-512.* 1994.
- [97] Hayashi T, Prog. Polym. Sci, 19, 663, 1994
- [98] Heerwaarden van RJ, Stellinga D, Frudiger AJ. Effect of pretension in reconstruction of the anterior cruciate ligament with a Dacron prosthesis. A retrospective study. *Knee Surg, Sports Traumatology Arthroscopy: 3, 202-208.* 1996.
- [99] Henning CE, Lynch MA., Glick KR. An in vivo strain gage study of elongation of the ACL. Am J Sports Med 13; 22-26. 1985.
- [100] Hernando A. Diseño de un mecanismo expansor para la fijación ósea del ligamento cruzado anterior de la rodilla. Proyecto Fin de Carrera. E.T.S.I.Industriales. U.L.P.G.C. 2001.
- [101] Hey Groes E.W. Operation for the repair of cruciate ligament. Lancet 2:674-675,1917
- [102] Holden JP, Grood ES, Korvick DL, et al. In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped. J Biomech, 27: 517-526. 1994.

- [103] Holmes P. A, Phys. Technol 16, 32. 1985
- [104] Holmes PF, James SL, Larson RJ, et al. Retrospective direct comparison of three intraarticular anterior cruciate ligament reconstructions. Am J Sports Med. 19: 596-600, 1991.
- [105] Honl M, Carrero V, Hille E, Schneider E, et al. Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. An in vitro comparison of mechanical behavior under failure tensile loading and cyclic submaximal tensile loading. Am J. Sports Med. 30: 549-557. 2002.
- [106] Howell, S. M. Arthroscopically assisted technique for preventing roof impingement of anterior cruciate ligament graft illustrated by the use of an atogenous double-looped semitendinosus and gracilis graft. Operative techniques in Sports Medicine 1:58-65, 1993
- [107] Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. Am. J. Sports Med; 27: 35-43. 1999.
- [108] Howell SM, Taylor MA. Brace-free rehabilitation with early return to activity in knees reconstructed with a double-loop semitendinosus and gracilis graft. J Bone Joint Surg Am; 78: 814-825. 1996.
- [109] Hulstyn M, Fadale PD, Abate J, et al. Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy; 9: 417-424. 1993.
- [110] Insall JN. Surgery of the knee. Ed: Churchill Livingstone. 1984
- [111] Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu F, Woo SLY. The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy*; 13: 177-182. 1997.
- [112] Ivey M, Li F. Tensile strength of soft tissue fixations about the knee. Am J Knee Surg 4: 18-23, 1991.
- [113] Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. Am J Sports Med 21: 176-185. 1993.
- [114] **JAMES K. WEAVER, M.D**. The Microscopic Hardness of Bone. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1966.
- [115] Jensen J, Conn RR, Hazelrigg G, et al. Systematic evaluation of acute knee injury. Clin Sports Med, 4: 295-312. 1985.
- [116] Johnson LL: Comparison of bioabsorbable and metal interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical trial. *Procs. AAOSM, San Francisco*, 1995.

- [117] Johnson L.L. The outcome of a free autogenous semitendinosus tendon graft in human anterior cruciate ligament reconstructive surgery: A histological study. Arthroscopy 9(2): 131-142. 1993
- [118] **Jones K.G.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central one-third of the patellar ligament- a follow-up report. J. Bone Join Surg., 52A:1302-1308, 1970.
- [119] **Jones K.G.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament. J. Bone Join Surg., 45A:925-932, 1963.
- [120] Johnson LL. The outcome of a free autogenous semitendinosus tendon graft in human anterior cruciate reconstructive surgery: a histological study. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. (Vol. 9, Issue 2, Pages 131-142). 1993.
- [121] Jonsson H, Elmqvist LG, Kärrholm J, Tegner Y. Over-the-top or tunnel reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective randomised study of 54 patients. J Bone Joint Surg 76B (1): 82-87. 1994.
- [122] Karlson JA, Steiner ME, Brown CH, Johnston J. Anterior cruciate ligament reconstruction using gracilis and semitendinosus tendons. Comparison of through-thecondyle and over-the-top graft placements. Am. J. Sports Med; 22: 659-666. 1994.
- [123] Kasperczyk WJ, Rosocha S, Bosch U, Oestern HJ, Tscherne H. Age, activity and loading capacity of knee ligaments. Unfallchirugie 94; 372-375. 1991.
- [124] Kfuri M. Jr., Paccola C.A., Chierice G.O., Shimano A.C.: Comparação entre pinos absorvíveis de poliparadioxanona e de poliuretana da mamona na fixação de segmentos osteocondrais do fêmur distal de coleos. Departamento de Biomecánica. Facultad de Medicina de Ribeira Preto. 2001.
- [125] Khalfayan EE, Sharkey PF, Alexander AH, Bruckner JD, Bynum EB. The relationship between tunnel placement and clinical results after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med; 24:335-41. 1996.
- [126] Kohn D, Rose C. Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insrtion torque. *Am J Sports Med 22;* 334-338. 1994.
- [127] Kousa P (1), Järvinen TLN, Vihavainen M, et al. The fixation strenght of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: Femoral site. Am J Sports Med 31: 174-181. 2003.
- [128] Kousa P (2), Järvinen TLN, Vihavainen M, et al. The fixation strenght of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: Tibial site. Am J Sports Med 31: 182-188. 2003.
- [129] Kousa P, Järvinen TLN, Kannus P, Järvinen M. Initial fixation strenght of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament

reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading. Am J Sports Med.: 29 Nº4: 420-425. 2001.

- [130] Kuitinen S, Komi PV, Kyrolinen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. Med Sci Sports Exerc; 34 (1):166-73. 2002.
- [131] Kurosaka M, Yashiysa, S Andrish J T: A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. Am. J. Sports Med., 15: 225-229, 1987.
- [132] Lajtai G, Noszian I, Humer K, et al. Serial magnetic resonance imaging evaluation of operative site after fixation of patellar tendon graft with bioabsorbable interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy: 15. Nº7 (October): 709-718. 1999.
- [133] Lange F. Uber die Sehnenplastik. Verh Dtsch Orthop Ges 2:10-12.1903.
- [134] Latarjet M, Ruiz L. Anatomía humana. 3 ed. México, DF: Editorial Médica Panamericana, 1996:t 2:16 - 2001.
- [135] Lee MY, Finn HA, Lazda VA, Thistlethwaite JR, Simon MA. Bone allografts are immunogenic and may preclude subsequent organ transplants. Clin Orthop; 340:215-9. 1997.
- [136] Leitman EH, Morgan CD, Grawl DM. Quadriceps tendon anterior cruciate ligament reconstruction using the all-inside technique. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October):179-188. 1999.
- [137] Lemaire M. Instabilité chronique du genou : technique et résultats des plasties ligamentaires en traumatologie sportive. J; Chir (Paris) 110:281-294. 1975.
- [138] Lipscomb AB, Johnston RK, Snyder RB, et al: Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament. Am. J. Sports Med., 10(6):340-2, 1982.
- [139] Liu (1) SH, Kabo JM, Osti L: Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. J. Bone Joint Surg., 77-B, 232-235, 1995.
- [140] Liu (2) SH, Kabo JM, Wiley BV, et al. The latest trends in ACL graft reconstruction: assessment of initial mechanical performance, Abastracts from the 41st Annual Meeting of the Orthopaedic Research society. p 644. Orlando., FL, February 13-16.1995.
- [141] Livesay GA, Fujie H, Kashiwaguchi S, et al. Determination of the in-situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament. Ann Biomed Eng; 23: 467-474. 1995.
- [142] López Cachero M. Fundamentos y métodos de estadística. Ed: Pirámide. ISBN: 84-368-0425-2., Madrid.1996

- [143] López Calbet JA, Dorado García C y Chavarren Cabrero J. Evaluación de la composición corporal mediante absorciometría fotónica Dual de Rayos X: aplicaciones y limitaciones en el ámbito del deporte. *Investigaciones en Ciencias del Deporte (8): 53-79.* 1996.
- [144] Lukaski HC. Soft tissue composition and bone mineral status: evaluation by dual-energy X-ray absorptiometry. *J Nutr* 123: 438-443. 1993.
- [145] Lysholm J., Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery with special emphasis on use of a scoring scale. Am J. Sports Med; 10:150. 1982.
- [146] MacDonald PB, Hedden D, Pacin O, Sutherland K. Propioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees. Am. J. Sports Med., 24: 774-778. 1996.
- [147] Macey H.B. A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligament of the knee joint. Surg. Gynecol. Obstet., 69:108-109, 1939.
- [148] MacIntosh D.L., Galway R.D., Beaupre A. Pivot shift: a clinical sign of symptomatic anterior cruciate insufficiency. J. Bone Join Surg. (Br) 54B:763-764. 1972.
- [149] Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft graft tissue. Am J Sports Med.: 27 nº1: 35-43. 1999.
- [150] Mahiques Mahiques A. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Instituto Valenciano de Oncología.. Linfoma Maligno. Linfoma de Hodgkin. España. 2007.
- [151] Maletius W, Gillquist J. Long-term results of anterior cruciate ligament reconstruction with a Dacron prosthesis. The frequency of osteoarthritis after seven to eleven years. Am. J. Sports Med. 25: 288-293. 1997.
- [152] Marder R A, Raskind J R, Carroll M: Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons. Am. J. Sports Med., 19(5): 478-484. 1991.
- [153] Mariani PP, Camillieri G, Margheritini F. Transcondylar screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, *17*: 717-723. 2001.
- [154] Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. J Bone Joint Surg Am; 78: 1728-1734. 1996.
- [155] Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, et al. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg 72A: 557-567.* 1990.
- [156] Martin RB, Burr DB, Sharkley NA. Skeletal Tissue Mechanics. ISBN 0-387-98474-7. Ed. Springer-Verlag. New York. 1998.

- [157] Martel O. Validación y rediseño de mecanismo de expansión radial para la fijación ósea de injerto de ligamento cruzado anterior de la rodilla. ULPGC. Las Palmas. 2003.
- [158] Martel Oscar, Cárdenes Juan F, Garcés Gerardo, Carta José A. Influence of the Cross-Head Rate on the Mechanical Properties of Fixation Systems of ACL Tendon Grafts I Tissue Mechanics. Journal of Applied Biomechanics. © Human Kinetics, Inc. Las Palmas de GC. 2009.
- [159] Marshall J.L., Warren R.F., Wickiewicz T.L. The anterior cruciate ligament. A technique of repair and reconstruction. Clin Orthp., 143:97-106, 1979.
- [160] Matsumoto H, Toyoda T, Kawakubo M. Anterior cruciate ligamento reconstruction ad physiological joint laxity. Earliest changes in joint stability and stiffness after reconstruction. J Orthop Sci; 4: 191-6. 1999
- [161] Matthews LS. Pitfalls in the use of interference screws for anterior cruciate ligament reconstruction: brief report. Arthroscopy, 17: 717-723. 2001.
- [162] Mayo Robson A.W. Rutured cruciate ligaments and their repair by operation. Ann. Surg., 37: 716-718, 1903.
- [163] McDaniel, W. J., Jr., Dameron, T. B., Jr. Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study. J. Bone and Joint Surg., 62-A: 696-705. 1980.
- [164] McGuire DA, Barber FA, Milchgrub S, Wolchok, JC. A postmortem examination of poly-L lactic acid interference screws 4 months after implantation during anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 17: 988-922. 2001.
- [165] McGuire DA, Barber FA, Elrod BF, Paulos LE. Bioabsorbable interference screws for fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: 15. Nº5 (July-August)*, 463-473. 1999.
- [166] Middleton J, Tipton A J, Synthetic Biodegradable Polymers as Medical Devices. Medical Plastics and Biomaterials Magazine. 1998.
- [167] Miller N. D, Williams D. F. Biomaterials, 8, 129. 1987
- [168] Millett PJ, Willis AA, Warren RF. Associated injuries in pediatric and adolescent anterior cruciate ligament tears: does a delay in treatment increase the risk of meniscal tear. Arthroscopy;18:955-959. 2002.
- [169] Mikkelsen, C., Werner, S. and Eriksson, E. Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology and Arthroscopy* 8, pp. 337–342. 2000

- [170] Miyasaka KC, Daniel DM, Stone M L, Hishman P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg;4:3-8.* 1991.
- [171] Mizuta H, Kubota K, Shiraishi M, Otsuka Y, Nagamoto N, Takagi K. The conservative treatment of complete tears of the anterior cruciate ligament in skeletally immature patients. J Bone Joint Surg; 77-B:890-4. 1995.
- [172] Morgan C D, Kalman D O, Grawl D M: Isometry testing for Anterior cruciate ligament reconstruction revisited. Arthroscopy, 11, 6: 647-659, 1995.
- [173] Morgan CD, Gehrmann RM, Jayo MJ, et al. Histologic findings with a bioabsordable anterior cruciate ligament interference screw explant after 2.5 years in vivo. *Arthroscopy*, 18: E47-E47. 2002.
- [174] **Morrison JB.** The mechanics of the Knee joint in relation to normal walking. *J Biomech, 3: 51-61.* 1970.
- [175] Moseikilde L, Kragstrup J and Richards A. Compressive strength, ash weight and volume of vertebral trabecular bone in experimental florurosis in pigs. *Calcif. Tissue Int.*, 40: 318. 1987.
- [176] Mott HW: Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin. Orthop., (172):90-2,* 1983.
- [177] **Muller W.** The Knee: from, function, and ligament reconstruction, New York. Springer-Verlag; 253-257. 1983.
- [178] **Munuera, Luis**. Introducción a la traumatología y la cirugía ortopédica. Mc-Graw-Hill Interamericana. ISBN: 84-486-0136-X. 1996.
- [179] Murray M. M, Martin S. D, Martin T. L, and Spector M. Histological Changes in the Human Anterior Cruciate Ligament After Rupture. J. Bone Joint Surg. Am; 82:1387. 2000.
- [180] Musahi V, Lehner A, Watanabe Y, Fu FH. Biology and biomechanics. Curr Opin Rheumatol;14(2):127-33. 2002.
- [181] Nabors ED, Richmond JC, Vannah WM, McConville OR. Anterior cruciate ligament graft tensioning in full extension. Am. J. Sports Med; 23: 488-492. 1995.
- [182] Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. Am J Sports Med.: 29 nº1; 67-71. 2001.
- [183] Nebelung W, Becker R, Merkel M, Röpke M. Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using endobutton fixation on the femoral site. Arthroscopy: 14. Nº8 (November-December), 810-815. 1998.

- [184] Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. J Biomech;35(6):872. 2002.
- [185] Nordström P, Nordström G, Thorsen K, Lorentzon R. Local bone mineral density, muscle strenght, and exercise in adolescent boys: a comparative study of two groups with different muscle strenght and exercise levels. *Calcified Tissue International 58: 402-408.* 1996
- [186] Norwood LA, Cross MJ. The intercondylar shelf and the anterior cruciate ligament. Am J Sports Med.: 5; 171. 1977.
- [187] Noulis G. Entorse du genou. Thèse N° 142. Fac Med Paris 1875; 1-53. 1875.
- [188] Noyes, F. R.; Bassett, R. W.; Grood, E. S.; Butler, D. L. Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries. *J. Bone* and Joint Surg., 62-A: 687-695, 757. 1980.
- [189] Noyes FR, Barber SD. The effects of an extra-articular procedure on allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 73A: 882-892. 1991.
- [190] Noyes FR, Barber-Westin SD. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with human allograft. Comparison of early and later results. J Bone Joint Surg 78A: 524-537. 1996.
- [191] Noyes Fr, Bone J, Surgery J. Revision anterior cruciate ligament surgery with use of bone-patellar tendon-bone autogenous grafts. 83 A-(8).1131-43. 2001
- [192] Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF and Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts use in knee-ligament repairs and reconstructions. J Bone Joint Surg 66A: 344-352. 1984.
- [193] Noyes F.R, Matthews D.S, Mooar P.A. The symptomatic anterior cruciate deficient knee Part II : The result of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability J. Bone Joint Surg. 65A: 163-174, 1983.
- [194] Numazaki H, Tohyama H, Nakano H, et al. The effect of initial graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction on de mechanical behaviors of the femur-graft-tibia complex during cyclic loading. Am J. Sports Med. 30: 800-805. 2002.
- [195] O'Neill DB. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective Randomized Analysis of three techniques. J Bone Joint Surg 78A: 803-813. 1996.
- [196] Otero A L, Hutcheson L: A comparison of doubled semitendinosus / gracilis and central third of the patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 9: 143-148, 1993.

- [197] **Palmer I**. Pathophysiology of the medial ligament of the knee joint. *Acta Chirurgica Scandinavica*, *115:* 312-318. 1958.
- [198] Pajares-López M. Tercedor-Sánchez J. Prados-Olleta N. Vidal-Martín de Rosales JM. Autoinjerto y aloinjerto en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. 2003.
- [199] Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, and Allard RN. A biomechanical comparison of interference versus postfixation fixation of bone-patellar tendon bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. Orthopaedic Transactions. 16, 80. 1992.
- [200] Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, et al. Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine knees. Clinical Orthopaedics and Related Research. Number 300, 281-287. J.B. Lippincott Company. 1994.
- [201] Paulos L.E., Cherf J., Rosenberg T.D. Anterior cruciate ligament reconstruction with autograft. Clin Sports Med. 10:469-485, 1991.
- [202] Paulos, LE., Noyes, F.R., Grood, E. Knee rehabilitation after cruciate ligament reconstruction and repair. Am J Sports Med 9: 140-149, 1981.
- [203] Paulos LE, Stern J. Rehabilitation after anterior cruciate ligament surgery. In the anterior cruciate liganent current and future concepts 381-395. Edited by Jackson DW, Arnoczhy SP, Woo SL-Y, Frank CB and Simon TM. New York. Raven Press .1993
- [204] Pena F, Grøntvedt T, Brown GA, et al. Comparison of failure strenght between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. Am J Sports Med.: 24. Nº3.p 329-334. 1996.
- [205] Penner DA, Daniel DM, Wood P, Mishra D. An in vivo study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. Am. J. Sports Med; 16: 238-243. 1988.
- [206] Peña E, Calvo B., Martinez M A, Palanca D. Doblaré M. Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint. Group of Structural Mechanics and Material Modelling, Aragón Institute of Engineering Elsevier Ltd. Research (I3A), University of Zaragoza, María de Luna, 3, Zaragoza, Spain.
- [207] Peterson RK, Shelton WR, Bomboy AL. Allograft versus autograft patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction: a 5-year follow-up. Arthroscopy;17:9-13. 2001.
- [208] Pierz K, Baltz M, Fulkerson J: The effect of Kurosaka screw divergence on the holding strength of bone-tendon bone grafts. Am. J. Sports Med., 23 (3): 332-335, 1995.
- [209] Pihlajamäki H (1), Böstman O, Hirnensalo E, Törmälä P, Rokkanen P. A biodegradable expansion plug for fixation of the fixation of fractures of the medial malleolus. Ann Chir Gynaecol 83: 49-54. 1994.

- [210] Pihlajamäki H (2), Böstman O, Rokkanen P. A biodegradable expansion plug for fixation of the coracoid bone block in the Bristow-Latarjet operation. Int Orthop 18: 66-71. 1994.
- [211] Pinczewski LA, Clingeleffer AJ, Otto DD, et al. Integration of hamstring tendon graft with bone in reconstruction of anterior cruciate ligament. Arthroscopy: 13 №5 (October), 641-643. 1997.
- [212] Pinczewsky L, Roger G: A new technique of hamstring tendon fixation in endoscopic ACL Reconstruction utilizing a soft threaded interference screw (RCI) In: Operative Technique Manual, Smith & Nephew Donjoy Inc. Carlsbad, CA 9 USA. 2008.
- [213] Pinczewski L., Thuresson P., Otto D., Nyquist F. : Arthroscopic Posterior Ligament Reconstruction using four-strand hamstring tendon graft and interference screws. Arthroscopy 13 (5) : 661-665, 1997.
- [214] Planas de Martí J. Cirugía artroscópica de la rodilla. Rodilla del deportista. Centro Médico Teknon. Barcelona. 2009.
- [215] Plaweski S. Technique de reconstruction du ligament croisé antérieur par les tendons de la patte d'oie. A. Michallon University Hospital. Maitrise Orthopédique Nº 95 Grenoble, France. 2000.
- [216] Ponsen & Looijen bv. Effects of pretension in reconstructions of the anterior cruciate ligament. Clinical, biomechanical and computer model analyses. Wageningen ISBN 90-9011847-0.
- [217] Popesko P. Atlas de anatomía topográfica de los animales domésticos. Tomo III. Salvat Editores. Barcelona. ISBN 84-345-2067-2. 1981.
- [218] Prat, Jaime; Comín, Mario; Peris, José Luis; Dejoz, J. Ricardo; Vera, Pedro M; Hoyos, Juan Víctor. Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación. ISBN: 84-923974-5-4. Ed. Instituto de biomecánica de Valencia. Valencia, 1999.
- [219] Prives, M. Lisenkov, N. Buskovich. Anatomía humana. 5 ed. Moscú: Mir;t 3:53-9. 1989
- [220] Raab DJ, Fischer DA, Smith PJ, et al. Comparison of arthroscopic and open reconstruction of the anterior cruciate ligament. Early results. Am J Sports Med 21; 680-684. 1993.
- [221] Ramos Álvarez, J.J., López-Silvarrey F.J., Segovia Martínez, J.C., Martínez Melen, H., Legido Arce, J.C.. Rehabilitación del paciente con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA). Revisión. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 8 (29) pp. 62-92. 2008.
- [222] Rang M. The Story of Orthopaedics. Philadelphia: WB Saunders Company; 2000.

- [223] **Raunest J.** Application of a new positioning device for isometric replacement in anterior cruciate ligament repair and reconstruction. *J Trauma*, *31*: 223-229. 1991.
- [224] Reid JS, Hanks GA, Kalenak A, et al. The Ellison iliotibial-band transfer for a torn anterior cruciate ligament of the knee. Long term follow-up. J Bone Joint Surg 74A: 1392-1402. 1992.
- [225] Redfern MS, Cham R, Gielo-Perczak K, Gronqvist R, Hirvonen M, Lanshammar H et al. Biomechanics of slips. Ergonomics;44(13):1138-66. 2001.
- [226] Rodeo S A, Arnoczky, P Torzilli A A, Hidaka C, Warren R F: Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. J. Bone Joint Surg., 77-B(6): 901-905, 1995.
- [227] **Rosemberg TD**: Technique for endoscopic rnethod of ACL reconstruction Technical Bulletin. Mansfield. MA. Acufex Microsurgical. 1993
- [228] Rosemberg TD, Franklin JL, Baldwin GN, et al. Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 20: 519-526. 1992.
- [229] Rougraff, B., Shelbourne, K. D., Gerth, P. K., & Warner, J. Arthroscopic and histologic analysis of human patellar tendon autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med, 21(2), 277-284. 1993
- [230] Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K. Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparation of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. Am J Sports Med. 25 Nº4; 472-478. 1997.
- [231] Rubin R. M., Marshall J. L., Wang J. Prevention of knee instability: experimental model for prosthetic anterior cruciate ligament. Clin Orthop 113: 212-236. 1975.
- [232] Ruland C M, Friedman M J, Kollias S L, Foxi J M: Arthroscopic reconstruction of isolated ACL tears: a comparison of the patellar tendon and the double-loop semitendinosus/gracilis autografts. Proc. AANA. Washington, 1996.
- [233] Ruluff D, McIntyre PE. Some current uses for metals in, on and around your body. Med Eng 4: 40-47. 1982.
- [234] Rupp S (1), Hopf T, Hess T, Seil R, Kohn DM. Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: Direct force measurement in vitro. *Arthroscopy*; 15: 179-184. 1999.
- [235] Rupp S (2), Seil R, Schneider A, Kohn DM. Ligament graft initial fixation strength using biodegradable interference screws. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 48: 70-74,. © John Wiley & Sons, Inc. 1999.

- [236] Sachs RA, Daniel DM, Stone ML, et al. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 17: 760-765. 1989.
- [237] Saddemi SR, Frogameni AD, Fenton PJ, et al. Comparison of perioperative morbidity of anterior cruciate ligament autografts versus allografts. Arthroscopy 9: 519-524. 1993.
- [238] Sala D, Valentí JR. Reconstrucción del ligamento cruzado anterior de la rodilla con tendón rotuliano autólogo y homólogo crioconservado en fresco. Estudio experimental en la oveja. Rev Ortop Traumatol;37:73-83. 1994.
- [239] Sandoval J. Tratado de anatomía veterinaria. Tomo II. ISBN 84-650-1540-0. Facultad de Veterinaria. Universidad de León. 1994.
- [240] Scheffler SU, Südkamp NP, Göckenjan A, et al. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: the impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. Arthroscopy: 18. Nº3 (March), 304-315. 2002.
- [241] Schroeder FJ. Reduction of femoral interference screw divergence during endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy; 15: 41-48. 1990.
- [242] Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. Am J. Sports Med. 26: 815-819. 1998.
- [243] Seitz H, Vécsei V, Menth-Chiari WA, Pichl W, et al. Comparison of femoral and tibial pullout forces in bone-patellar tendone-bone anterior cruciate ligament reconstructions with a new interference fixation device. Arthroscopy, 15: 173-178. 1999.
- [244] Selby Jeffrey B, Darren L Jhonson, Peter Hester MD, David N.M. Caborn. Effect of Screw Length on Bioabsorbable Interference Screw Fixation in a Tibial Bone Tunnel. The American Journal of Sport Medicine. vol 29 (5). 2001
- [245] Shelbourne, K. O., Nitz, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med, 18(3), 292-299. 1990.
- [246] Shelton WR, Papendick L, Dukes AD. Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy;13:446-9. 1997.
- [247] Shaieb MD, Kan DL, Chang SK, et al. A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J. Sports Med. 30: 214-220. 2002.
- [248] Shapiro JD, Jackson DW, Aberman HM, et al. Comparison of pullout strength for seven- and nine-milimeter diameter interference screw size as used in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy: 11 Nº5 (October), 596-599. 1995.

- [249] Shelbourne KD (1), Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Am. J. Sports Med., 18: 292-299, 1990.
- [250] Shelbourne KD (1), Rettig AC, Hardin G, et al. Miniarthrotomy versus arthroscopicassisted anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft. *Arthroscopy 9; 72-75.* 1993.
- [251] Shelbourne KD (2), Nitz P. Anatomic considerations in harvesting the semitendinosus and gracilis tendons and a technique of harvest. Am. J. Sports Med., 21(4): 565-571, 1993.
- [252] Shelbourne KD (2), Wilckens JH. Current concepts in anterior cruciate ligament rehabilitation. Orthop. Rev., 19: 957-964, 1990.
- [253] Shelbourne KD (3), Wilckens JH. Intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in the symptomatic arthritic knee. Am J Sports Med 21; 685-689. 1993.
- [254] Shelbourne KD, Wilckens JH, Mollabashy A, DeCarlo M. Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The reffect of timing of reconstruction and rehabilitation. Am J Sports Med 19; 332-336. 1991.
- [255] Shelton WR, Papendick L, Dukes AD. Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy ;13:446-9. 1997.
- [256] Shino K, Hamada M, Tanaka M, Matsui Y, Doi T. In vivo direct measurement of load applied to ACL grafts. *Trans Orthop Res Soc 18:2.* 1993.
- [257] Shino K, Inoue M, Horibe S, et al. Surface blood flow and histology of human anterior cruciate ligament allografts. Arthroscopy 7: 171-176. 1991
- [258] Shino K, Kawasaki T, Hirose H, et al. Replacement of the anterior cruciate ligament by an allogenic tendon graft: An experimental study in the dog. J Bone Joint Surg 66B: 672-681. 1984.
- [259] Shino K, Kimura T, Hirose H, et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament by allogenic tendon graft. An operation for chronic ligamentous insufficiency. J Bone Joint Surg 68B: 739-746. 1986.
- [260] Shino K, Pflaster DS. Comparison of eccentric and concentric screw placement for hamstring graft fixation in the tibial tunnel. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 8: 73-*75. 2000.
- [261] Simonian PT, Williams RJ, Deng XH, et al. Hamstring and patellar tendon graft response to cyclical loading. Am J Knee Surg.; 11: 101-105. 1998.
- [262] Sisk TD. Lesiones de la rodilla. Capítulo 33 (218 pág.) en Campbell: Cirugía ortopédica. 8ª edición. Editorial Médica Panamericana. 1993

- [263] Smith BA, Livesay GA, Woo SL-Y. Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The reffect of timing of reconstruction and rehabilitation. Am J Sports Med 19; 332-336. 1991.
- [264] Sobbotta, Johannees. Atlas de Anatomía Humana. Vol. 2. Editado por Staubesand J. ISBN 84-7903-003-8. 1990.
- [265] Soler Vidal E, Barrios Marco F. Rehabilitación de plastia de ligamento cruzado anterior. Efisioterapia.net (Web médica acreditada). 2004.
- [266] Spindler KP, Wright RW. Fisiología y reparación de los tejidos blandos. Ligamentos. En Koval KJ, editor: Orthopaedic Knowledge Update 7. Edición en Español. Barcelona: Medical Trends; p. 9-11. 2002.
- [267] Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, et al. Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. Am J Sports Med. 27 nº6: 778-783. 1999.
- [268] Stahelin A C, Feinstein R, Friederich N: Clinical experience using a bioabsorbable interference screw for ACL reconstruction. Proc. AAOS, Orlando, 1995. (published in Orthopaedic Transactions by J. Bone Joint Surg. 1996.
- [269] Stahelin A.C., Weiler, A. All-inside Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. Arthroscopy 13:773-779 1997
- [270] Stapleton TR, Curd DT, Baker CL. Initial biomechanical properties of anterior cruciate ligament reconstructions autografts. Journal of the Southern Orthopaedic Association. Vol 8, No. 3, Fall 1999.
- [271] Steenlage E, Brand JC, Johnson D, Caborn DNM. Correlation of bone tunnel diameter with quadrupled hamstring graft fixation strength using a biodegradable interference screw. Arthroscopy, 18: 901-907. 2002.
- [272] **Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Hayes WC**:. Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 22:240-6; 1994.
- [273] Steiner ME, Kowalk DL. Anterior cruciate ligament reconstruction using hamstrings for a two-incision technique. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October): 172-178. 1999.
- [274] Stewart NJ, Engebretsen L, Lewis JL, et al. Maintenance of set force in anterior cruciate ligament grafts. J Orthop Res 11: 149-153, 1993.
- [275] Stohelin AC, Weiler A, Rofenacht H, Hoffmann R, Geissmann A, Feinstein R. Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: A report of six cases. Arthroscopy ;13:238-244. 1997

- [276] Terry, G. C.; Norwood, L. A.; Hughston, J. C.; Caldwell, K. M. How iliotibial tract injuries of the knee combine with acute anterior cruciate ligament tears to influence abnormal anterior tibial displacement. Am. J. Sports Med., 21: 55-60. 1993.
- [277] To JT, Howell SM, Hull ML. Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation. *Arthroscopy: 15 Nº4 (May-June)*; 379-387. 1999.
- [278] Tohyama H, Beynnon B D, Johnson R J, Nichols C E, Renstrom P A: Morphometry of the semitendinosus and gracilis tendons with application to anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 1(3-4):143-7, 1993.
- [279] Tsukada Harehiko, Ishibashi Yasuyuki, Tsuda Eiichi, Hiraga Yasuharu and Toh Satoshi. A Biomechanical Comparison of Repair Techniques for Anterior Cruciate Ligament Tibial Avulsion Fracture Under Cyclic Loading. The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 2005.
- [280] Tuompo P, Partio EK, Jukkala-Partio K, et al. Comparison of polylactide screw and expansion bolt in bioabsorbable fixation with patellar tendon bone graft for anterior cruciate ligament rupture of the knee. A preliminary study. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc. 7: 296-302.* 1999.
- [281] Tuompo P, Partio EK, Jukkala-Partio K, et al. Strenght of the fixation of patellar tendon bone grafts using a tottaly absorbable self-reinforced poly-L-lactide expansion plug and screw. An experimental study in a bovine cadaver. J Arthrosc Relat Surg Vol 12. Nº4: 422-427. 1996.
- [282] Turek, SL. Ortopédia. Principios y aplicaciones. Tomo II. Salvat Editores SA. ISBN: 84-345-2146-6. 1982.
- [283] Vaquero, J. Ramírez, C. Villa, A. Vidal, C. Forriol, F. de Prado M. Ripoll P. Influencia del terrajado sobre la fuerza de extracción de los tornillos de interferencia. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid. Laboratorio de Biomecánica. Universidad de Navarra, Pamplona. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Policlínico de San Carlos, Murcia. Madrid 2009.
- [284] Viladot R, Cohi O, Clavell S.Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior. Edit. Masson. Barcelona 1994.
- [285] Wallace MP, Howell SM, Hull ML. In vivo tensile behaviour of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. J Orthop Res 15: 539-545, 1997.
- [286] Walton M. Absorbable and Metal Interference Screws: Comparison of Graft Security During Healing. Arthroscopy: 15, № 8 (November-December): 818-826. 1999.

- [287] Warden WH, Friedman R, Teresi LM, Jackson DW. Magnetic Resonance Imaging of bioabsorbable Polylactic acid interference screws during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy: 15. Nº5 (July-August), 474-480. 1999.
- [288] Weiler A (1), Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, et al. Tendon healing in a bonetunnel. Part I Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstrution in sheep. Arthroscopy; 18: 113-123. 2002.
- [289] Weiler A (2), Hoffmann R, Bail HJ, Rehm O, Südkamp N, et al. Tendon healing in a bone-tunnel Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstrution in sheep. Arthroscopy; 18: 124-135. 2002.
- [290] Weiler A, Hoffmann RFG, Sieppe CJ, et al. The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. Am J Sports Med.: 28 №3; 356-359. 2000.
- [291] Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Südkamp N. The EndoPearl device increases fixation strength an eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy*; 17: 353-359. 2001.
- [292] Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackles L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientist. J Orthop Sports Phys Ther;31(10):546-66. 2001.
- [293] Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M. A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. Am J Sports Med. 27: 202-207. 1999.
- [294] Wolf EM. Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction using femoral cross-pin fixation. Operative Techniques in Sports Medicine, 7, No 4 (October): 214-222. 1999.
- [295] Wolf EM. Semitendinosus and gracilis anterior cruciate ligament reconstruction using the TransFix technique. Tecnniques in Orthopaedics 13(4): 329-336. C Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [296] (9) Woo SLY, Blomstrom GL. The tensile properties of the anterior cruciate ligament as a function of age. In "The Anterior Cruciate Ligament. Current and Future Concepts", pp: 53-61. Edited by Jackson DW, Arnoczky SP, Woo SLY, Frank CB and Simon TM. New York, Raven Press. 1993.
- [297] Woo SLY, Hollis JM, Adams DJ, et al. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex (FATC). The effects of specimen age and orientation. Am J Sports Med 19; 217-225. 1991.
- [298] Woo SLY, Hollis JM, Roux RD, Gómez MA, et al. Effects of knee flexion on the structural properties of the rabbit femur-anterior cruciate ligament-tibia complex (FATC). J Biomech, 20: 557-563. 1987.

- [299] Woo SLY, Kanamori A, Zeminski J, et al. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. J Bone Joint Surg 84: 907-914. 2002.
- [300] Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, et al. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J. Sports Med. 30: 660-666.* 2002.
- [301] Yamakado K, Kitaoka K, Yamada H, et al. The influence of mechanical stress on graft healing in a bone tunnel. *Arthroscopy; 18: 82-90.* 2002.
- [302] Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T. The effect of cyclic displacement of the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 27: 772-777. 1999.
- [303] Yashuda K, Tsujino J, Ohkoshi Y, Tanabe Y, Kaneda K. Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am. J. Sports Med., 23: 706-714.* 1995.
- [304] Yoshiya S, Andrish JT, Manley MT, Bauer TW. Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo study in dogs. *Am J Sports Med 1; 464-470.* 1987.
- [305] Zacharias I, Hull ML, Howell SM. Static and fatigue strength of a fixation device transducer for measuring anterior cruciate ligament graft tension. *Journal of biomechanical engineering 122; 600-603.* 2000.
- [306] Zioupos P, Gresle M, Winwood K. Fatigue strength of human cortical bone: Age, physical, and material heterogeneity effects. Biomechanics Laboratories, Department of Materials and Applied Science, Cranfield University, Shrivenham, United Kingdom. Laboratoire d'Etudes des Mate´riaux Hors Equilibre, Universite´ de Paris-Sud, Orsay, F-91405, France. Wiley Interscience. 2007
- [307] Zhang L, Wang G. Dynamic and static control of the human knee joint in abductionadduction. J Biomechac; 34 1107-15. 2001