

**ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RIGIDEZ AL
DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA RODILLA
CANINA COMPLETA, RODILLA CON ROTURA DEL
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR Y RODILLA
REPARADA CON LA TÉCNICA DE AVANCE DE LA
TUBEROSIDAD TIBIAL**

Marta Musté Rodríguez

Septiembre 2013

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
ESCOLA POLITÈCNICA SUPERIOR D'ENGINYERIA DE VILANOVA I LA GELTRÚ

TESIS DOCTORAL:

**ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RIGIDEZ AL DESPLAZAMIENTO ANTERO-
POSTERIOR DE LA RODILLA CANINA COMPLETA, RODILLA CON ROTURA DEL
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR Y RODILLA REPARADA CON LA TÉCNICA DE
AVANCE DE LA TUBEROSIDAD TIBIAL**

Tesis realizada por Marta Musté Rodríguez, Ingeniera Industrial

Programa de doctorat "Anàlisi Estructural" de la Universitat Politècnica de Catalunya

para la obtención del grado de Doctora, siendo los directores:

Dr. Juan José Vázquez Solsona

Dra. Carmen Díaz-Bertrana Sánchez

RESUMEN

En traumatología canina, una de las patologías de rodilla más frecuentes es la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA), cuyo coste en diagnóstico y tratamiento fue de 1,32 billones de dolares en EEUU durante el año 2003. Los efectos a corto plazo son la inestabilidad de la rodilla, osteoartritis, lesiones meniscales, dolor y pérdida de funcionalidad de la articulación.

El LCA actúa como estabilizador de la articulación. Su función es limitar el desplazamiento anterior de la tibia con respecto al fémur, la rotación interna de la tibia y la hiperextensión de la rodilla.

El tratamiento de la rotura del LCA ha presentado gran controversia y dificultad para el cirujano veterinario debido al gran número de técnicas que existen tanto intracapsulares como extracapsulares ya que ninguna de estas técnicas quirúrgicas detiene de forma segura la progresión de la enfermedad articular degenerativa.

Además de las técnicas clásicas nombradas anteriormente, en los últimos años se están aplicando técnicas de modificación de la biomecánica de la rodilla para la reparación de rotura de LCA. Hay estudios que apuntan una mejor funcionalidad de la rodilla en animales intervenidos con estas técnicas, en comparación con las técnicas clásicas, sobretodo en el caso de animales de elevado peso.

La técnica de avance de la tuberosidad tibial (TTA), tiene por objeto modificar la biomecánica de la rodilla con el fin de eliminar el desplazamiento antero-posterior de la tibia respecto al fémur (efecto cajón) en la rodilla, tras la rotura del LCA. En esta tesis se trabaja con el dispositivo TTA patentado por los Drs. Durall y Díaz-Bertrana.

Se simula el efecto cajón en la rodilla canina mediante ensayos experimentales en 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver al aplicar en la articulación fuerzas tangenciales en sentido antero-posterior. Se obtienen los registros y datos suficientes para comparar la rigidez que presenta una rodilla anatómica completa a la de la misma rodilla sin el LCA y al repararla aplicando la técnica de avance de la tuberosidad tibial (TTA).

En todos los especímenes que hemos ensayado, se produce una pérdida importante de rigidez en la rodilla, al desplazamiento anterior de la tibia, tras eliminar el LCA. Esta pérdida de rigidez es del orden del 78% de la rigidez de la rodilla anatómica completa. Al aplicar la técnica de reparación de la rodilla, TTA

estudiada en esta tesis, la rigidez se incrementa, duplicando su valor respecto a la rodilla sin el LCA.

Si bien con el sistema TTA no se logra alcanzar el valor de la rigidez de la rodilla sana, ello se compensa con la modificación de la anatomía de la articulación. Al cambiar el comportamiento biomecánico, disminuye o se anula la componente tangencial en sentido craneal de la fuerza en la articulación, que es la que produce el efecto de cajón anterior.

Desde febrero de 2011 hasta julio de 2013 han sido intervenidos en la clínica veterinaria de la UAB, 60 perros con RLCA aplicando la técnica TTA con este dispositivo. En el 100% de los casos ha desaparecido la cojera del animal y se ha recuperado la funcionalidad de la rodilla.

SUMMARY

In canine traumatology, one of the most common knee pathologies is torn cruciate ligament (ACL), the diagnosis and treatment costs were 1.32 billion dollars in the U.S. during 2003. The short-term effects are instability of the knee, osteoarthritis, meniscal injuries, pain and loss of function of the joint.

The ACL acts as a joint stabilizer. Its function is to limit anterior displacement of the tibia relative to the femur, internal tibia rotation and hyperextension of the knee.

Treating ACL rupture has caused much controversy and difficulty for the veterinary surgeon because of the large number of techniques that exist, both intracapsular and extracapsular, as none of these surgical techniques definitively detains the progression of degenerative joint disease.

Besides the classic techniques listed above, in recent years techniques to amend the biomechanics of the knee have been applied to repair ACL tear. There are studies that suggest better functionality in animals that have undergone these techniques, compared to conventional techniques, especially in the case of heavy animals.

The technique of tibial tuberosity advancement (TTA), is aimed at amending the biomechanics of the knee to remove the anterior-posterior displacement of the tibia relative to the femur (drawer effect) in the knee after ACL rupture. In this thesis we work with the TTA device patented by Drs. Durall and Diaz - Bertrana.

The drawer effect is simulated in the canine knee by experimental tests on 5 femoro-tibial joints in dog cadavers, applying tangential forces in anterior-posterior direction. The data required to compare the rigidity presented in an anatomically complete knee, one without ACL and one repaired applying Tibial Tuberosity Advancement Technique (TTA) is obtained.

In all specimens that we tested, there was a significant loss of rigidity in the knee, the anterior displacement of the tibia, after removing the ACL. This loss of rigidity is around 78% of that of the complete anatomic knee. By applying this technique to repair the knee, TTA studied in this thesis, the rigidity is increased, doubling in value against the knee without ACL.

If, with the TTA system the rigidity value of the healthy knee is not reached, this is offset by the modification of the anatomy of the joint. By changing the biomechanical behavior, the tangential component of cranial force in the joint declines or stops which produces the anterior drawer effect.

From February 2011 to July 2013 at the veterinary clinic at UAB, 60 dogs with ACL tear underwent surgery using the TTA technique with this device. In 100% of cases animal lameness had disappeared and knee functionality had been recovered.

ABREVIATURAS

ACL: Anterior Cruciate Ligament

LCA: Ligamento Cruzado Anterior

LCP: Ligamento Cruzado Posterior

RLCA: Rotura del Ligamento Cruzado Anterior

TP: Tendón Patelar

TPA: Tendon Patelar Angle (Ángulo Tendón Patelar)

TPLO: Tibial Plateau Leveling Osteotomy (Osteotomía de Nivelación del Platillo Tibial)

TTA: Tibial Tuberosity Advanced (Avance de la Tuberosidad Tibial)

ÍNDICE GENERAL

1.- INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	1
<i>Introducción</i>	<i>3</i>
<i>Objetivos</i>	<i>7</i>
2.- ANATOMÍA DE LA RODILLA CANINA	9
<i>2.1.- Generalidades.....</i>	<i>10</i>
<i>2.1.1.- Ligamentos de la articulación femorotibial: ligamentos colaterales y cruzados</i>	<i>11</i>
<i>2.1.2.- Ligamentos de la articulación femorrotuliana</i>	<i>16</i>
<i>2.2.- Estructura de tendones y ligamentos.....</i>	<i>18</i>
<i>2.2.1.- Histología</i>	<i>18</i>
<i>2.2.2.- Estructura del colágeno</i>	<i>20</i>
<i>2.2.3.- Comportamiento resistente de los ligamentos</i>	<i>22</i>
<i>2.2.4.- Viscoelasticidad de los ligamentos</i>	<i>23</i>
<i>2.3.- Musculatura de la rodilla canina</i>	<i>26</i>
3.- ROTURA Y REPARACIÓN DEL LCA	30
<i>3.1.- Rotura del LCA.....</i>	<i>33</i>
<i>3.2.- Degeneración de la rodilla tras la rotura del LCA</i>	<i>35</i>
<i>3.3.- Diagnóstico</i>	<i>37</i>
<i>3.3.1.- Diagnóstico manual</i>	<i>38</i>
<i>3.3.2.- Diagnóstico por Imagen</i>	<i>39</i>
<i>3.3.3.- Diagnóstico diferencial</i>	<i>41</i>

3.4.- Técnicas de reparación	42
3.5.- Técnicas modificadoras de la biomecánica de la rodilla: TPLO y TTA	45
3.6.- Técnica TTA	50
3.6.1.- Sistema TTA patente de Durall y Díaz-Bertrana.....	55
4.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA CANINA	61
4.1.-Hipótesis y simplificaciones del modelo biomecánico	63
4.2.- Estudio biomecánico de la rodilla sana	66
4.3.- Estudio biomecánico de la rodilla reparada con el sistema TTA	75
5.- MATERIAL Y MÉTODO	85
5.1.- Introducción	87
5.2.- Material	90
5.2.1.- Especímenes	90
5.2.2.- Sistema de fijación de los especímenes	92
5.2.2.1.- Recipiente para inclusión	93
5.2.2.2.- Material compuesto para la fijación.....	94
5.2.2.2.1.- Resina	94
5.2.2.2.2.- Carga metálica	95
5.2.2.2.3.- Fibra	96
5.2.2.3.- Justificación del composite utilizado	96
5.2.3.- Preparación de las muestras con el sistema TTA	105
5.2.4.- Tecnología y equipos para captura y tratamiento de datos	107
5.2.4.1.- Captador de fuerza. Extensometría eléctrica	107
5.2.4.2.- Captadores de desplazamiento	112
5.2.4.3.- Equipo electrónico de lectura (hardware)	117

5.2.4.3.1.- Multiplexor	117
5.2.4.3.2.- Tarjeta de adquisición de datos	118
5.2.4.4.- Programa de gestión y tratamiento de datos (software)	118
5.3.- Método	120
5.3.1.- Método de realización de los ensayos	120
5.3.2.- Ensayo desplazamiento anterior del fémur	133
5.3.3.- Ensayo desplazamiento posterior del fémur	134
6.- RESULTADOS	135
6.1.- Presentación	137
6.2.- Gráficos	139
6.3.- Tablas	140
6.4.- Especímen 1	141
6.5.- Especímen 2	145
6.6.- Especímen 3	149
6.7.- Especímen 4	153
6.8.- Especímen 5	157
6.9.- Valores promedio de los 5 especímenes	161
7.- CONCLUSIONES.....	163
8.- BIBLIOGRAFIA	167

CAPÍTULO 1.- INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

ÍNDICE

<i>Introducción</i>	<i>3</i>
<i>Objetivos</i>	<i>7</i>

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con las cifras de Anfaac (Asociación Nacional de Fabricantes de Alimentos para Animales), correspondientes a 2009, se calcula que en España existen más de 21 millones de mascotas, de las cuales, más de 4 millones son perros (fig.1).

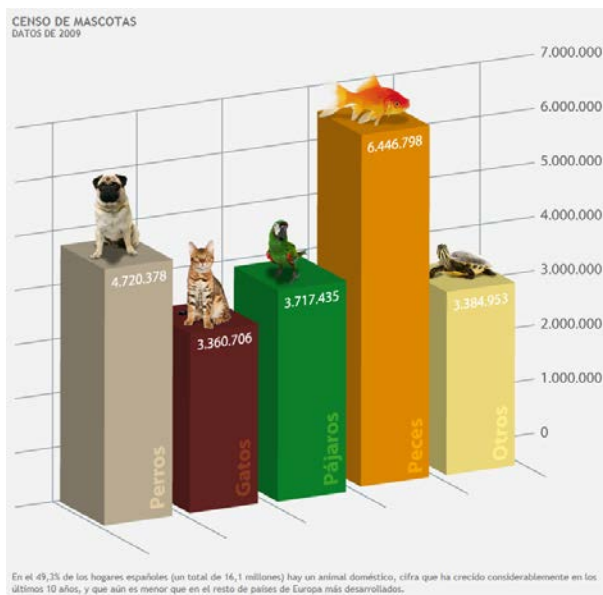


Figura 1.- Número de mascotas registradas en España en 2009.
Fuente:(<http://www.anfaac.org/macromagnitudes-del-sector/censo-de-mascotas/>.Consultada 20-3-2013)

Tanto en España como en el resto de la Unión Europea y EEUU el gasto económico en el cuidado de las mascotas ha ido en aumento en los últimos 20 años. Ello incluye alimentación, higiene, cuidado estético, paseo, domesticación, controles de salud, vacunas, colocación de microchips, asistencia veterinaria, intervenciones quirúrgicas...

El gasto medio anual que cada familia destina a este concepto en España se sitúa en torno a los 1.500 €.

Años atrás era impensable invertir en investigación veterinaria y ha sido realmente en las últimas dos décadas cuando, debido a los cambios sociales y económicos con relación al cuidado de las mascotas, se ha producido una verdadera revolución de la traumatología veterinaria. Se han incorporado nuevos materiales de osteosíntesis, nuevas técnicas quirúrgicas y una importante investigación en el desarrollo de implantes. Por mencionar algunos de ellos, destacaremos los clavos cerrojados, los cuales fueron desarrollados por

los Dres. Durall y Díaz-Bertrana en Europa y posteriormente Tass Dueland de la Universidad de Wisconsin los desarrolló en USA, las técnicas de la nivelación del plateau tibial desarrolladas por el Dr. Slocum para el tratamiento de la rotura del ligamento cruzado anterior (RLCA), primero realizando una cuña craneal tibial y posteriormente realizando una osteotomía circular de la tibia.

Otros muchos autores han aportado novedades e innovaciones dignas de mención. La escuela de Zürich con el Dr. Tepic, Montavon y Guerrero a la cabeza, desarrollaron la técnica del avance de la tuberosidad tibial (TTA) para reparación de la rodilla canina con RLCA y una prótesis de cadera no cementada comercializada por la empresa Kyon. Por otra parte, Biomedtrix en USA también desarrolló una prótesis cementada y no cementada.

En traumatología canina, una de las patologías de rodilla más frecuentes, es la rotura del ligamento cruzado anterior. Los efectos a corto plazo son la inestabilidad de la rodilla, osteoartritis, lesiones meniscales, dolor y pérdida de funcionalidad de la articulación.

El tratamiento de la rotura del LCA ha presentado gran controversia y dificultad para el cirujano veterinario debido al gran número de técnicas que existen tanto intracapsulares como extracapsulares ya que ninguna de estas técnicas quirúrgicas detiene de forma segura la progresión de la enfermedad articular degenerativa.

Además de las técnicas clásicas nombradas anteriormente, en los últimos años se están aplicando técnicas de modificación de la biomecánica de la rodilla para la reparación de rotura de LCA. Hay estudios que apuntan una mejor funcionalidad de la rodilla en animales intervenidos con estas técnicas, en comparación con las técnicas clásicas, sobretodo en el caso de animales de elevado peso.

La técnica de avance de la tuberosidad tibial (TTA), tiene por objeto modificar la biomecánica de la rodilla con el fin de eliminar el desplazamiento antero-posterior de la tibia respecto al fèmur (efecto cajón) en la rodilla, tras la rotura del LCA.

En España, los Dres. Durall y Díaz-Bertrana son autores de la patente "Dispositivo para el avance de la tuberosidad tibial", cuyo comportamiento y rigidez estudiaremos en esta tesis. Desde febrero de 2011 hasta julio de 2013 ya son 60 los perros con RLCA que han sido intervenidos aplicando la técnica TTA con este dispositivo. En todos ellos ha desaparecido la cojera y se ha recuperado la funcionalidad de la rodilla.

En los ensayos experimentales efectuados en esta tesis, se simula el efecto cajón de la rodilla, en 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver al aplicar en la articulación fuerzas tangenciales en sentido antero-posterior. Se obtienen los registros y datos suficientes para comparar la rigidez que presenta una rodilla anatómica completa a la de la misma rodilla sin el LCA y al repararla aplicando la técnica de avance de la tuberosidad tibial (TTA).

OBJETIVOS

Los objetivos de esta tesis son:

- 1.- Conocer la rigidez al desplazamiento antero-posterior de la rodilla canina.
- 2.- Hallar una relación entre la fuerza de cizalladura aplicada a la rodilla y el desplazamiento de la misma, para los siguientes casos:
 - Rodilla anatómica completa (rodilla sana).
 - Rodilla con el LCA seccionado.
 - Rodilla reparada con el sistema TTA. Se medirá la rigidez de la rodilla para el sistema de placa patentado Durall y Díaz-Bertrana.

CAPÍTULO 2.- ANATOMIA DE LA RODILLA CANINA

ÍNDICE

<i>2.1.- Generalidades.....</i>	<i>11</i>
<i>2.1.1.- Ligamentos de la articulación femorotibial: ligamentos colaterales y cruzados</i>	<i>12</i>
<i>2.1.2.- Ligamentos de la articulación femorrotuliana</i>	<i>17</i>
<i>2.2.- Estructura de tendones y ligamentos.....</i>	<i>19</i>
<i>2.2.1.- Histología</i>	<i>19</i>
<i>2.2.2.- Estructura del colágeno</i>	<i>21</i>
<i>2.2.3.- Comportamiento resistente de los ligamentos</i>	<i>23</i>
<i>2.2.4.- Viscoelasticidad de los ligamentos</i>	<i>24</i>
<i>2.3.- Musculatura de la rodilla canina</i>	<i>27</i>

2.- ANATOMIA DE LA RODILLA CANINA

2.1.- Generalidades

La rodilla es una de las articulaciones más complejas del organismo y la que tiene una mayor complejidad biomecánica; se denomina articulación compuesta ya que en ella coinciden más de dos superficies articulares rodeadas por la misma cápsula articular. Es una articulación de tipo sinovial condilar. La articulación de la rodilla se puede dividir en articulación femorotibial (entre los cóndilos del fémur y la tibia) y articulación femororrotuliana (entre la tróclea del fémur y la rótula). La incongruencia que existe entre la tibia y el fémur es ocupada por dos fibrocartílagos o meniscos, ubicados en la tibia y adyacentes a los cóndilos femorales (Evans y Christensen, 1979).



Figura 2.-. Vista lateral de la rodilla izquierda de un perro. 1:ligamento colateral lateral; 2: tendón del músculo extensor digital largo; 3:ligamento rotuliano. 4: menisco lateral; 5: cóndil femoral lateral; 6: cóndilo tibial lateral, 7: hueso sesamoideo del músculo gastrocnemio lateral; 8: cabeza del peroné; 9: tuberosidad tibial; 10: rótula en el interior del ligamento; 11:labio lateral de la troclea femoral. Fuente de la imagen: Rojo y González 2008.

La cápsula de la articulación femorotibial está formada por tres sacos: dos entre los cóndilos femoral y tibial (sacos articulares tibiofemorales) y un tercero profundo a la patela (saco articular femoropatelar). Los tres sacos se comunican

entre sí. Los sacos articulares tibiofemorales se extienden en dirección caudal y dorsal hasta incorporar a la articulación los sesamoideos del musculo gastrocnemio. El saco tibiofemoral lateral continúa distalmente a través del surco extensor formando la vaina tendinosa propia del tendón de origen del musculo extensor digital largo; también rodea el tendón de origen del músculo poplíteo. Entre cada cóndilo femoral y el cóndilo tibial correspondiente se localiza un menisco, o fibrocartílago semilunar, que se desarrolla dentro de la cápsula articular. La superficie articular de los meniscos se continúa con la lámina sinovial de la cavidad articular (Evans y deLahunta, 2002).

Los meniscos lateral y medial son estructuras fibrocartilaginosas semilunares interpuestas entre el fémur y la tibia. En un corte transversal, los meniscos tienen forma de cuña, con el borde periférico más grueso y con inserciones en la cápsula articular. Cada menisco está fijado a los platos tibiales por medio de los ligamentos meniscotibiales craneal y caudal; el menisco lateral tiene una fijación femoral denominada ligamento femoral del menisco lateral. El ligamento intermeniscal es un punto de referencia importante porque está sobre la inserción tibial del LCA. Los ligamentos meniscales han sido denominados cuernos y la sección meniscal que se encuentra entre los cuernos se denomina cuerpo. Los cuernos meniscales están muy irrigados e inervados, mientras que el cuerpo está casi desprovisto de vasos sanguíneos y nervios. Las funciones de los meniscos son: 1) absorción de energía y transferencia de esfuerzos a través de la articulación, 2) estabilización de la rodilla al profundizar las superficies articulares a nivel del plato tibial, 3) Lubricación de la articulación y 4) prevención del pellizcamiento sinovial entre las superficies articulares del fémur y la tibia (Vasseur, 2006).

2.1.1.- Ligamentos de la articulación femorotibial: ligamentos colaterales y cruzados

La rodilla del perro está estabilizada por 4 ligamentos. Dos de ellos están a los costados y se denominan colaterales (lateral y medial). Los otros 2 ligamentos llamados intrínsecos (están adentro), se denominan también ligamentos cruzados ya que forman entre sí algo parecido a una X.

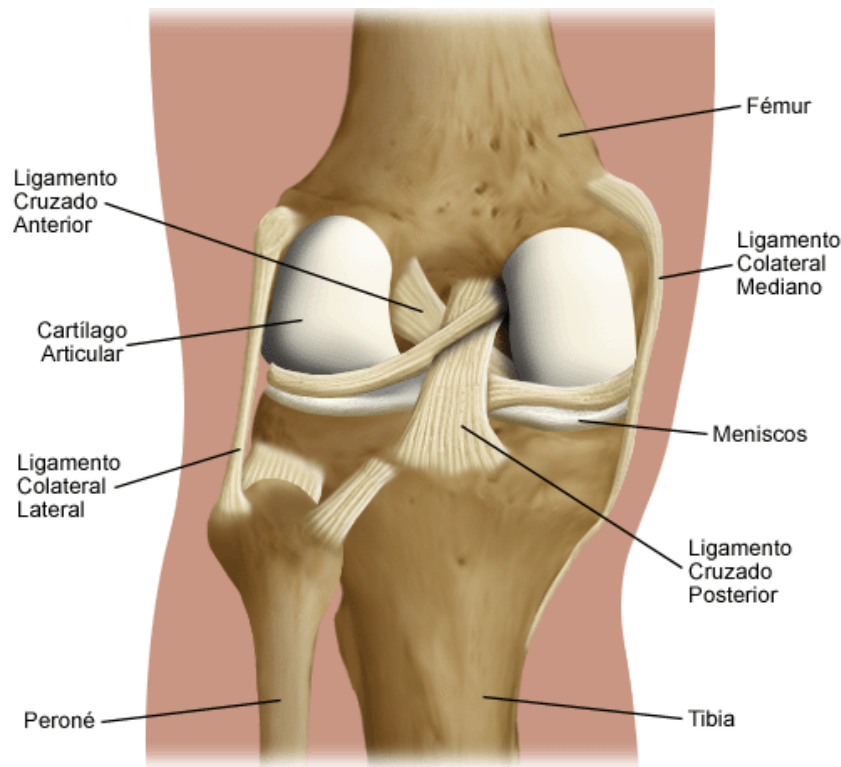


Figura 3.- Ligamentos de la rodilla canina. Fuente: Vasseur 2006

Los ligamentos colaterales se unen a la cápsula articular y le dan algo de soporte, sin embargo, son totalmente extraarticulares. Los ligamentos cruzados se invaginan dentro de la articulación y están cubiertos por una capa de membrana sinovial, éstos son intraarticulares, pero extrasinoviales (Vasseur, 2006).

Ligamentos Colaterales:

El ligamento colateral medial se extiende desde el epicóndilo medial del fémur hasta el lado medial de la tibia, distal al cóndilo medial. Se fusiona con la cara lateral del menisco medial. El ligamento colateral lateral se extiende desde el epicóndilo lateral del fémur sobre el tendón de origen del poplíteo hasta la cabeza de la fíbula y el cóndilo lateral vecino de la tibia (Evans y deLahunta, 2002).

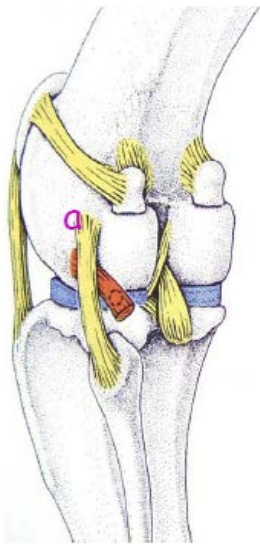


Figura 4.- Vista caudolateral de la articulación de la rodilla canina.

a.- Ligamento colateral lateral.

b.- Ligamento colateral medial.

Fuente: König y Liebich, 2005

Los ligamentos colaterales están tensos en extensión y funcionan con los ligamentos cruzados para prevenir la rotación tibial interna. En extensión, los ligamentos son los estabilizadores primarios de la angulación lateral (valgo) y medial (varo) de la tibia. En flexión, el ligamento lateral se relaja y permite que la rotación tibial interna se limite sólo por medio de los ligamentos cruzados mientras el ligamento medial permanece tenso y limita la rotación tibial externa. Debido a que los ligamentos cruzados no limitan la rotación tibial externa, el colateral medial es el estabilizador primario de este movimiento (Arnoczky y Vasseur, 1981).

Ligamentos Cruzados:

Los ligamentos cruzados de la rodilla son los encargados de regular la cinemática articular y tienen funciones clave en la propiocepción articular (órganos sensores) que informan de la musculatura periarticular influyendo sobre la posición de las superficies articulares, la dirección y la magnitud de las fuerzas y, también, de forma indirecta, sobre la distribución de las tensiones articulares (Anetzberger et al. 1994; Bonfim et al. 2008)

Los ligamentos cruzados pasan entre las áreas intercondíleas de la tibia y el fémur y limitan el movimiento cráneo caudal de dichos huesos, los ligamentos se cruzan cerca de sus inserciones en la fosa intercondílea del fémur (Evans y deLahunta, 2002).

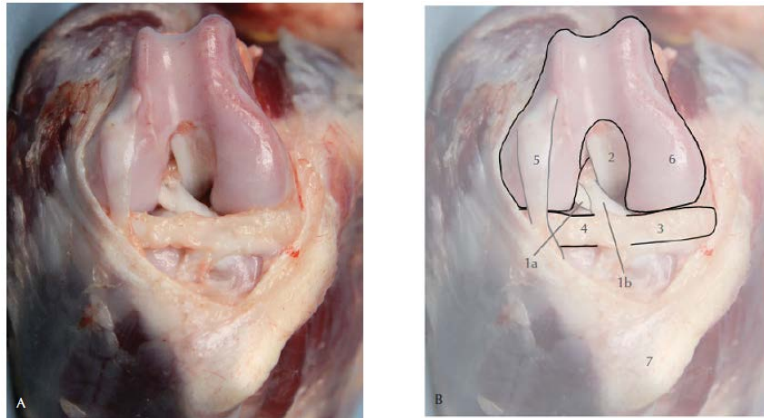


Figura 5.- (A) Foto y (B) Dibujo delimitando las diferentes partes de la articulación de la rodilla derecha de un perro. Vista craneal. 1a: banda caudolateral del LCA; 1b: banda craneomedial del LCA; 2: LCP; 3: menisco medial; 4:menisco lateral; 5: tendón del extensor digital longitudinal; 6: cóndilo medial; 7: tuberosidad tibial. Fuente: Hilde de Rooter et al. 2011

La principal función del LCA es impedir el desplazamiento anterior de la tibia con relación al fémur y, en menor medida, controlar en carga la laxitud en varo, en valgo y la rotación. Este ligamento es el que más comúnmente se lesiona en los caninos.

El LCA está formado por dos bandas craneomedial y caudolateral, las cuales tienen diferentes puntos de inserción sobre la meseta tibial. La primera está tensa tanto en la fase de flexión como en extensión; la segunda está tensa en extensión pero se vuelve laxa en flexión. El LCA opera limitando la rotación interna cuando la rodilla es flexionada, y además los ligamentos cruzados craneal y caudal se tuercen entre sí, limitando el grado de rotación de la tibia en relación con el fémur (Johnson y Hulse, 2004).

El LCA es el responsable, durante la flexión, del deslizamiento del cóndilo hacia delante mientras que durante la extensión, el LCP se encarga del deslizamiento del cóndilo hacia atrás, impidiendo tanto la rotación axial interna como la externa, con la rodilla en extensión. La lesión del LCA no produce grandes variaciones en la rotación articular (Grood y Noyes 1976) ya que los ligamentos cruzados ofrecen la estabilidad fundamentalmente en dirección antero-posterior (Girgis et al. 1975), (Crowinshield y Pope 1976), (Fukubayashi et al. 1982).

El LCA se tensa durante el movimiento de flexo – extensión de la articulación de la rodilla y actúa como una estructura que limita la hiperextensión de la rodilla y

previene el deslizamiento hacia atrás del fémur sobre el platillo tibial. Además, evita la rotación axial excesiva de la tibia sobre el fémur y mantiene la estabilidad en valgo-varo. (Inoue et al. 1987 y Piziali et al. 1980).

La relación entre la elongación y la flexión está influida por la cinemática particular de la articulación, por la morfología de las superficies articulares, de las fuerzas musculares, de las sollicitaciones, en varo o en valgo, y por los momentos de rotación tibial. Los ligamentos cruzados están dispuestos de tal forma que en todas las posiciones hay alguna porción de ellos en tensión (Durselen et al. 1995).

El LCA, como la mayoría de los ligamentos, presenta un comportamiento viscoelástico que muestra la capacidad del ligamento para atenuar las deformaciones bruscas, cuando es sollicitado y es característica su relajación de la tensión para reducir el riesgo de lesión en el caso de una deformación prolongada (Kwan et al. 1993).

El LCA se origina en la fosa intercondílea, desde la parte caudomedial del cóndilo lateral del fémur y se extiende en diagonal a través de la fosa intercondílea hasta el área intercondílea craneal de la tibia. El ligamento cruzado posterior (LCP) se origina en la fosa intercondílea, desde la cara lateral del cóndilo femoral medial, y se extiende hacia caudodistal hasta el borde lateral de la escotadura poplíteica de la tibia. (Arnoczky, 1983).

El LCP es ligeramente más grande que el anterior y es un estabilizador importante de la articulación. Está formado por dos componentes funcionales: la porción craneal, relativamente más grande, se tensa en flexión y se vuelve flácida en extensión mientras que la porción caudal está tensa en extensión y flácida en flexión. Es el estabilizador primario contra el movimiento de cajón y se combina con el LCA para limitar la rotación tibial interna y la hiperextensión (Arnoczky y Marshall, 1977).

En humana, Morrison calculó las sollicitaciones que actúan sobre los ligamentos cruzados durante la marcha en llano (LCA: 169 N; LCP: 352 N); al subir (LCA: 67 N; LCP: 641 N) o bajar escaleras (LCA: 445 N; LCP: 262 N). Las pruebas ascendiendo (LCA: 27 N; LCP: 1215 N) y bajando una rampa de 9,5° (LCA: 93 N; LCP: 449 N). Estas tensiones aumentan proporcionalmente con la velocidad de la marcha. Como se puede observar, las sollicitaciones sobre el LCP son, generalmente, mayores que las que actúan sobre el LCA y, sin embargo las roturas son menos frecuentes. El LCA supera al LCP únicamente en la actividad de bajar escaleras (Morrison 1970).

En el resto de las actividades estudiadas las fuerzas que actúan sobre el LCA no superan los 20 kg lo que hace pensar que el LCA es una estructura biológicamente adaptada y mecánicamente bien diseñada para una actividad normal, mientras que cuando aumentan las sollicitaciones sobre él, como ocurre en el deporte, o se somete a posiciones inadecuadas puede romper con mucha facilidad. No podemos olvidar que la mayoría de las roturas de LCA se producen por el apoyo monopodal o por frenar súbitamente en la carrera aunque las condiciones que influyen en la deformación del LCA no se conocen (Shin et al. 2007).

A la vista de estos resultados, se justifican los valores de fuerza obtenidos en esta tesis en el estudio biomecánico de fuerzas de la rodilla canina, puesto que la extremidad posterior del perro mantiene un ángulo femoro-tibial de 135° . En el caso de un humano bajando o subiendo escaleras el ángulo es de este orden y es en estas circunstancias cuando los valores de fuerza en los ligamentos cruzados son mayores.

2.1.2.- Ligamentos de la articulación femorrotuliana

La articulación femorrotuliana tiene lugar entre la cara articular de la rótula (patela) y la tróclea del fémur. Tiene unos ligamentos que la refuerzan y que unen la rótula con los huesos proximales. La rótula está unida al fémur mediante ligamentos femoropatelaes colaterales lateral y medial. Unen la rótula con el epicóndilo correspondiente del fémur.

La rótula está unida a la tibia mediante el ligamento patelar que une el vértice y la zona proximal de la rótula con la tuberosidad tibial.

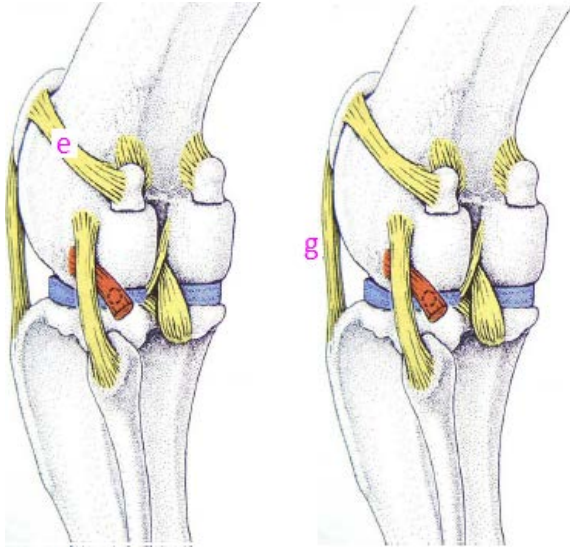


Figura 6.- Vista caudolateral de la articulación de la rodilla canina. Fuente: König y Liebich, 2005

e.- Ligamento femoropatelar lateral: nace en el epicóndilolateral del fémur y se dirige hacia el ángulo lateral de la rótula.

f.- Ligamento femoropatelar medial: une el epicóndilomedial del fémur con la rótula.

g.- Ligamento patelar: se extiende desde la rótula hasta el extremo proximal de la tibia.

2.2.- Estructura de tendones y ligamentos

La función mecánica de tendones y ligamentos es la de transmitir fuerzas de tracción entre músculo y hueso y entre hueso y hueso respectivamente. Bichat, en 1802, al estudiar estas estructuras fibrosas midió su resistencia a la tracción y concluyó que eran prácticamente inelásticas. En realidad los tendones y ligamentos presentan alargamientos incluso superiores al 20% en el momento de su rotura a tracción.

Actualmente puede definirse la función del tendón como la de transmitir cargas de tracción del músculo al hueso o fascia, produciendo el movimiento de la articulación. Se hace necesario pues considerar el tendón dentro del complejo músculo-tendón-hueso.

Por otra parte, la función del ligamento puede definirse como la de estabilizar las articulaciones, guiar su movimiento y prevenir movimientos excesivos. Forman parte a su vez del complejo hueso-ligamento-hueso. (David,L et al. 1978)

2.2.1.- Histología

Los tendones y ligamentos se acostumbra a describir como tejido conectivo denso constituido fundamentalmente por fibras de colágeno con algunas fibras elásticas. Esta red entremezclada de fibras está rodeada de la llamada sustancia fundamental de tipo polisacárido y todo ello inmerso en un baño de fluido iónico. Una cápsula sinovial fibrosa cubre y protege al conjunto. Físicamente, estas sustancias actúan como una cola, como un lubricante y como un elemento que permite absorber impactos. Puesto que todas estas fibras no están formadas por células, existiendo sólo unos pocos fibrocitos ocupados en la producción de sustancia fundamental y de regenerar colágeno en caso de rotura de las fibras, la vascularización en tendones y ligamentos es pobre. El tejido conectivo denso ordinario puede poseer una orientación regular o irregular de sus fibras. La orientación regular (alineado) de las fibras permite una mayor resistencia a la tracción en la dirección de las mismas. La organización irregular no confiere tanta resistencia unidireccional, pero permite una mejor resistencia y mayor capacidad de extensión en todas direcciones. La figura 7 muestra la

organización regular en los tendones, una menos regular en los ligamentos y una organización irregular de las fibras de colágeno en la piel.

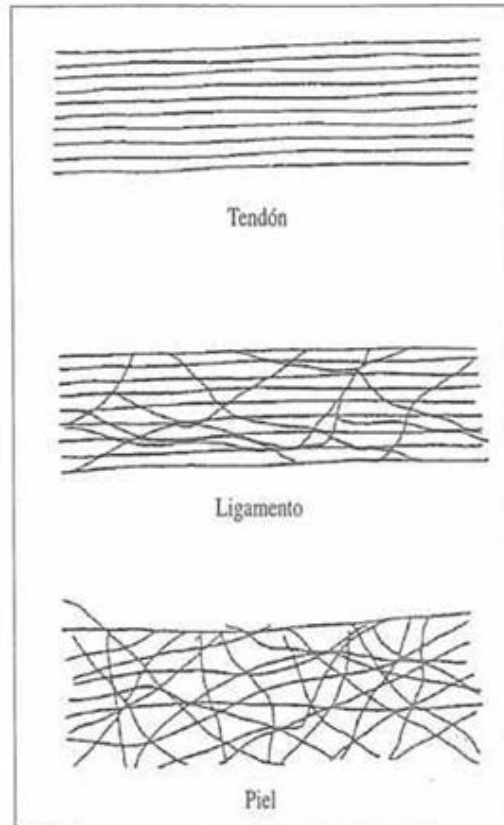


Figura 7.- Diagrama esquemático de la orientación estructural de las fibras de colágeno en tendón, ligamento y piel. Fuente: Franfel y Nordin, 1980

La unión músculo-tendón tiene lugar por la aparición de fibras de colágeno entre y alrededor de las fibras musculares. Estas fibras de colágeno se juntan y amalgaman en el tejido conectivo denso del tendón como muestra la figura 8. En el otro extremo, las fibras de colágeno se insertan en el hueso. Al final del ligamento las fibras de colágeno se enlazan con fibrocartílago. Este fibrocartílago se mineraliza gradualmente y pasa a formar parte finalmente del hueso cortical. La rigidización progresiva de la unión hace que la concentración de esfuerzos que se produce en la misma sea menos severa.

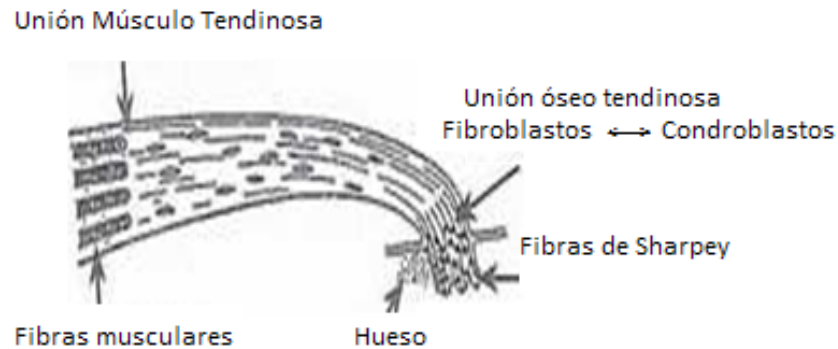


Figura 8.- Diagrama esquemático de un tendón y sus componentes. Fuente: Forster, 1984

Siendo las fibras de colágeno las más numerosas e importantes en estos tejidos, las propiedades mecánicas de las mismas son función de su estructura. (Renart, I; Mur, J; Planell, J.A; 1997)

2.2.2.- Estructura del colágeno

El colágeno es una proteína fibrosa formada por cadenas de aminoácidos en una secuencia del tipo x-glicina-prolina-hi-droxiprolina-glicina-x, siendo x otro radical de tipo aminoácido. La molécula de colágeno, llamada tropocolágeno está constituida por tres cadenas helicoidales de aminoácidos con giro a la izquierda y a su vez las tres cadenas están enrolladas entre sí en una superhélice a derechas (figura 9.A).

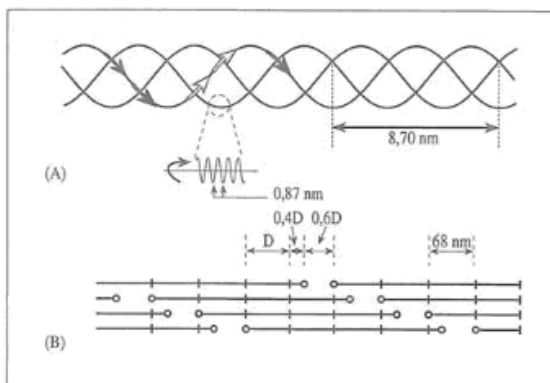


Figura 9.- Molécula de colágeno y protofibrilla. (A) Esquema mostrando tres cadenas de aminoácidos constituyendo hélices a mano izda. Con un paso de rosca de 0,87 nm. Enrollados junto a una superhélice a mano dcha. con un paso de rosca de 8,70 nm. (B) Concepto de escalonado a un cuarto de las moléculas combinadas con superposiciones y agujeros. La longitud de la molécula es 4,4 veces el periodo D. Fuente: Viidik, 1973

El paso siguiente en la organización estructural son las microfibrillas constituidas por cinco unidades de tropocolágeno colocadas una detrás de otra, cuatro de ellas de longitud D y una de longitud $0.4 D$. A continuación, se forma una red tetragonal de cuatro microfibrillas en una disposición de escalonado a un cuarto (figura 9.B). Así, se pasa a formar subfibrillas y luego fibrillas. A este nivel interviene la sustancia fundamental que en asociación con agua une las fibrillas en fibras. La jerarquía se completa con fascículos hasta formar finalmente el propio tendón (figura 10).

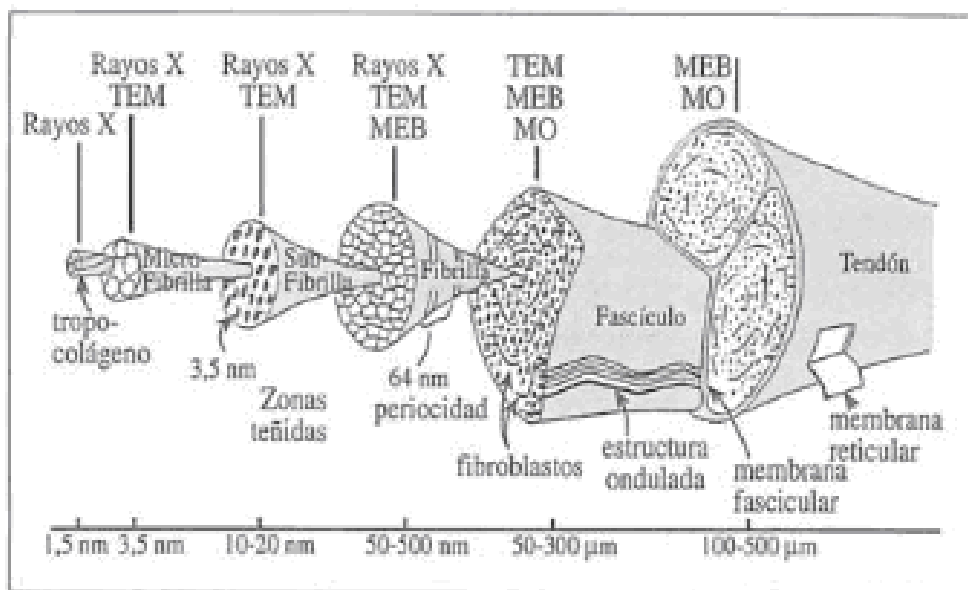


Figura 10.- Estructura jerárquica de un tendón. Fuente: Kastelic et al. 1978

Las fibrillas de colágeno aparecen estriadas al ser observadas al microscopio electrónico de transmisión. Estas estrias se repiten cada 64 nm en fibrillas nativas y cada 68 nm en fibrillas humedecidas. El modelo que explica esta organización es el escalonado a un cuarto de las microfibrillas (figura 8).

Tanto en tendones animales como humanos, se ha observado que la superficie de las fibras en el fascículo muestra una ondulación que se repite periódicamente. Esta forma ondulante es de carácter planar y parece jugar un papel importante en las primeras etapas de la deformación mecánica del tendón. (Renart, I; Mur, J; Planell, J.A; 1997).

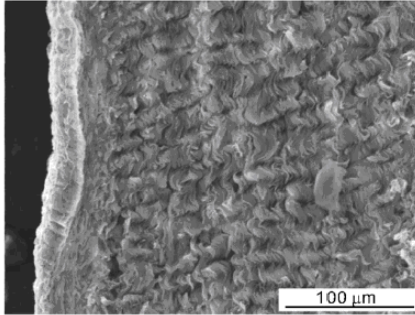


Figura 11.- Fotografía tridimensional en microscopio electrónico de un tendón porcino en el que se ve la estructura ondulada de las fibras. Fuente: Cooper et al. 1970

2.2.3.- Comportamiento resistente de los ligamentos

La figura 12, muestra una curva típica de carga-alargamiento obtenida de un ensayo de tracción de un tendón. La curva se divide en tres regiones:

La primera, desde O hasta A, es no lineal y de baja rigidez; eso es debido a la naturaleza del colágeno que como se ve microscópicamente (figura 11), es una fibra rizada y en la primera parte del diagrama esta fibra se estira (“uncrimping”) y por tanto con muy poca fuerza se obtienen valores muy altos de elongación. En esta zona se puede dar hasta un 4% de alargamiento.

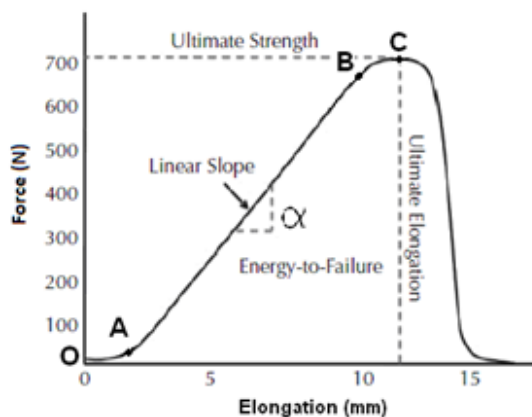


Figura 12.- Curva Fuerza-Elongación de un ligamento durante un ensayo de tracción. Fuente: Sample y Vanderby 2011

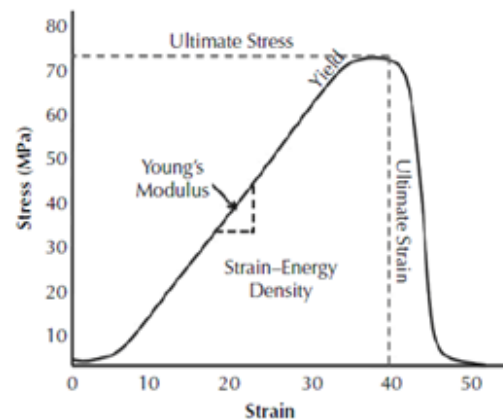


Figura 13.- Curva de Tensión-Deformación de un ligamento durante un ensayo de tracción. Fuente: Sample y Vanderby 2011

La segunda zona del diagrama, de A a B, es lineal, en ella se muestra un mayor grado de rigidez, debido a que las fibras de colágeno ya enderezadas se alargan elásticamente. El valor de α , se toma como la «rigidez elástica» del tendón a partir de la cual puede calcularse el módulo elástico (módulo de Young) del mismo. Debe tenerse en cuenta sin embargo, que éste será un valor instantáneo, en función de la velocidad de deformación del ensayo, dada la naturaleza viscoelástica de tendones y ligamentos.

La última zona es aquella a partir de la cual el ligamento ya no es capaz de mantener una determinada fuerza y como consecuencia se alcanza la rotura. En el punto C, se hallan los valores máximos (últimos) de fuerza y elongación (figura 12).

En la figura 13 se muestra una curva de tensión-deformación de un ligamento durante un ensayo de tracción. La pendiente de la zona lineal define el Módulo de Young. En el punto de rotura se obtienen los valores de tensión y deformación última. El área del diagrama nos da la energía de deformación del tendón. (David,L et al. 1978)

2.2.4.- Viscoelasticidad de los ligamentos

Si el tejido se carga aproximadamente hasta 1/3 parte de su carga de rotura y a continuación se descarga, se produce una histéresis como la mostrada en la figura 14A, en el caso de un LCA. Así mismo si este ligamento se carga hasta una longitud determinada y ésta se mantiene constante, se observa que con el tiempo, la carga se relaja desde la inicial F_0 hasta F_A como muestra el diagrama de la figura 14B.

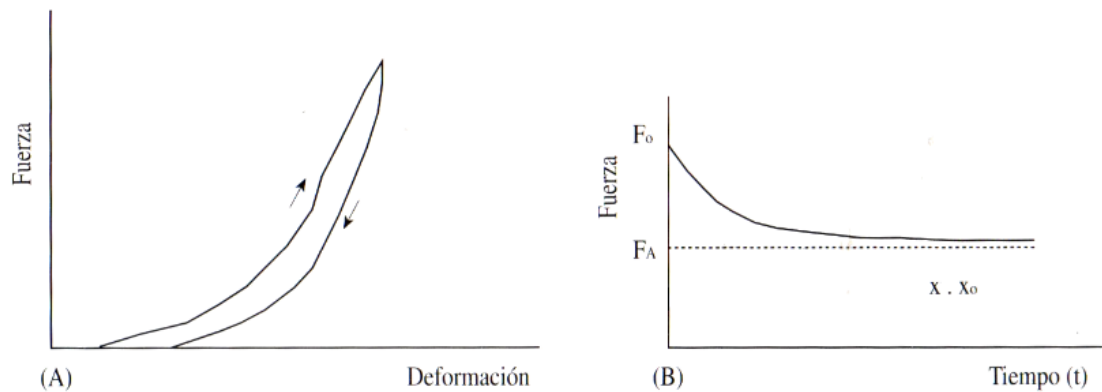


Figura 14.- Curva fuerza-elongación de una muestra de ligamento cruzado anterior de rodilla. En (A), la muestra fue ensayada a 1/3 de su carga de rotura y posteriormente se descargó a la misma velocidad constante. En (B), la muestra fue estirada hasta alcanzar el valor de F_0 a velocidad constante; entonces la carga fue parada y la longitud se mantuvo constante. Fuente: Viidik, 1973.

Otro ensayo consiste en realizar ciclos de carga y descarga a velocidad de deformación constante, dejando cortos períodos de relajación entre cada ciclo. Se observará que las curvas correspondientes a los ciclos realizados se irán desplazando hacia la derecha, como muestra la parte izquierda de la figura 13 con un aumento de la longitud de la parte inferior, una disminución de la histéresis y un aumento de la pendiente de la región lineal de las curvas. La disminución de la histéresis significa que la energía mecánica consumida en cada ciclo disminuye, mientras que el aumento de la pendiente en la región lineal significa que el tendón se rigidiza. Por otra parte, si se ensaya la relajación de tensión para cada uno de los ciclos citados de la misma manera que se ha descrito anteriormente, se observa que la carga relajada aumenta después de cada uno de ellos (figura 15) diciéndose que el tendón está “precondicionado”. La razón del precondicionamiento reside en el carácter viscoelástico de estos tejidos y en los cambios que tienen lugar en su estructura interna durante el ciclado. Al cabo de un cierto número de ciclos se alcanza el equilibrio. En esta línea, se ha observado que la rigidez, la energía de rotura y la carga de rotura en tendones procedentes de animales entrenados físicamente son superiores a los procedentes de animales no entrenados y sedentarios.

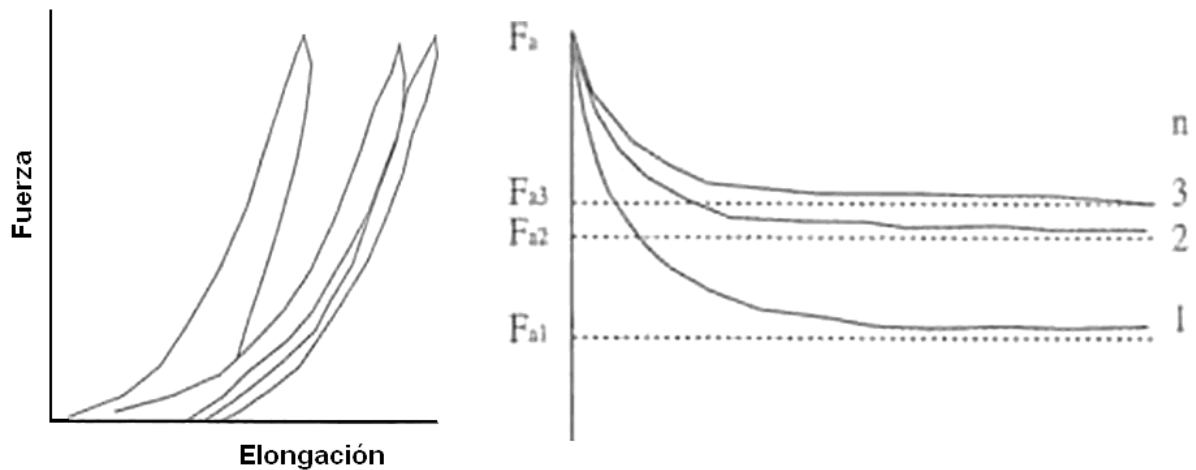


Figura 15.-Preacondicionamiento del LCA. Se representan las curvas fuerza-alargamiento y de relajación de los tres primeros ciclos. Fuente: Viidik, 1973.

La rotura de los tendones y ligamentos se produce al superarse la región lineal de la curva de tensión-deformación. Se produce la desorganización de las fibras en los fascículos, así como la rotura de las mismas. Las fibras no se rompen todas a la vez, sino que lo hacen secuencialmente, al tiempo que las ya rotas resbalan entre las demás en la dirección de la carga. La velocidad de deformación es de gran importancia en la rotura del complejo ligamento-hueso. A velocidades de deformación elevadas es el ligamento el que suele fallar, mientras que a velocidades de deformación más lentas, son las inserciones las que acostumbran a fallar. Esto parece demostrar que a altas velocidades de deformación el hueso es más resistente que el ligamento, lo cual parece estar de acuerdo con la naturaleza viscoelástica de estos tejidos. (Renart, I; Mur, J; Planell, J.A; 1997)

2.3.- Musculatura de la rodilla canina

Modelo pasivo de la rodilla

La estructura de la rodilla es esencialmente similar en el perro y el gato. Aunque la mayoría de los movimientos son de flexión y de extensión, también hay un movimiento rotacional. La capacidad de la articulación para rotar alrededor del eje axial durante la flexión y extensión es importante en la función de la extremidad posterior. La extensión completa de la extremidad en el perro sitúa al fémur y a la tibia en un ángulo de unos 150 grados, siendo posible en el gato un mayor grado de extensión (Anderson, 2001).

Los músculos más importantes que actúan en la flexo-extensión de la rodilla son los siguientes:

En la cara interna: el sartorio, donde su porción cráneo distal extiende la rodilla, mientras su porción caudo distal la flexiona. El recto interno (gracilis), aduce la extremidad y flexiona la rodilla extendiendo la cadera y el corvejón. El pectíneo, aduce el miembro y rota la pierna hacia afuera. El aductor, aduce la extremidad y extiende la cadera.

En la cara externa: el extensor de la fascia, flexiona la cadera y extiende la rodilla. El glúteo superficial, extiende la cadera y abduce la rodilla.

En la cara posterior: el bíceps crural es extensor de la cadera, rodilla y corvejón y su parte caudal flexiona la rodilla y extiende el corvejón. El semitendinoso, extiende la cadera, flexiona la rodilla y extiende el corvejón. El semimembranoso, su inserción femoral extiende la rodilla, mientras que su inserción tibial flexiona y extiende la rodilla según la posición del miembro (Vérez-Fraguela, 2001).

En la cara anterior del muslo se localiza el músculo más importante y más potente extensor de la rodilla, el cuádriceps, formado por los tres vastos y el recto anterior.

En la pierna los correspondientes a la cara cráneo-lateral: el tibial craneal, el extensor común de los dedos y el peroneo, entre otros, realizan la flexo-extensión del tarso y no tienen acción en la rodilla.

Entre los caudales es de básica importancia el gastrocnemio, extensor del tarso y potente flexor de la rodilla. El poplíteo también tiene acción sobre la rodilla (Vérez-Fraguela, 2001).

Modelo activo de la rodilla

En 1978 Henderson y Milton dan un gran paso en definir por primera vez las fuerzas que actúan biomecánicamente sobre la articulación de la rodilla durante el apoyo y aportan el test de compresión tibial como ayuda al diagnóstico de la ruptura LCA. Así mismo, es el primero en sugerir la posible implicación de estas fuerzas en la etiología de las lesiones del LCA (Henderson y Milton, 1978). Slocum en 1983 es quien, profundizando sobre los trabajos de Henderson, define la fuerza de empuje tibial craneal como fuerza de primera importancia que aparece durante el apoyo de la extremidad, proponiendo la hipótesis de su implicación en la etiología de las lesiones del LCA y además la relaciona con el peso del perro y el plano de inclinación o pendiente de la meseta tibial (Slocum y Devine, 1983). La inclinación normal de la meseta tibial caudal es de 20 a 25°. Esto significa que el animal apoya esencialmente con la parte posterior de la meseta de la tibia. Esta inclinación es responsable del empuje tibial craneal durante el apoyo y es el LCA el que mantendrá limitado este empuje (Watt, 2000).

Este modelo incorpora nueva información biomecánica de la rodilla e incluye las fuerzas creadas por los músculos y por el soporte del peso del cuerpo sobre la extremidad (Slocum y Devine, 1993). Para entender la biomecánica de la rodilla, analizaremos la relación de los tres grupos musculares que mantienen estable la rodilla.

Los ligamentos limitan los movimientos extremos de las articulaciones, el LCA limita la hiperextensión y la excesiva rotación interna femoro-tibial, pero son los músculos los que mantienen el soporte de la rodilla, en cada momento del movimiento, mediante un equilibrio complejo de fuerzas ejercidas por músculos extensores, flexores y rotatorios. En términos generales, los músculos que se insertan u originan cerca de la rodilla le dan protección y soporte, mientras que los que se insertan u originan lejos de la rodilla tienen la función de moverla. (Closa y Font, 2002).

Los músculos que actúan sobre la rodilla tienen una importantísima función para estabilizarlo. Pero el efecto específico que hace cada músculo es muy difícil de determinar. Se ha recogido información sobre el movimiento de la articulación a través de un análisis cinemático de la marcha (Hottinger et al. 1996). A raíz de este artículo, Shahar ideó un modelo matemático de las fuerzas musculares actuantes en la rodilla canina (Shahar y Banks-Sills 2004). Debido a que no hay medidas en vivo de las fuerzas de los músculos actuantes en la rodilla, el modelo sirve para predecir éstas, pero su validez en la marcha del perro no está probada. Un estudio similar del mismo autor, basado también un modelo matemático, predice las fuerzas musculares actuando en la extremidad posterior canina durante la fase de carga de la marcha del perro. El estudio da las fuerzas musculares en porcentaje según el peso corporal (Shahar y Banks-Sills 2002). La suma de los grupos musculares que intervienen en la extensión (que actúan a través del tendón rotuliano), suman una contribución respecto al peso corporal, de aproximadamente el 50%, mientras que los músculos flexores (insertados mayoritariamente en el tendón de Aquiles) contribuyen en un 30% aproximadamente.

A continuación se describen los principales grupos musculares que ejercen fuerzas y actúan sobre la rodilla:

El grupo de músculos flexores, especialmente el bíceps fémoris, gracilis, y la banda tibial del semimembranoso, junto con la banda caudal del sartorius, producen una fuerza caudal de la tibia proximal. Estos músculos que se originan en la parte posterior de la pelvis actúan estabilizando la rodilla, fundamentalmente cuando ésta está en semiflexión, que es la posición anatómica natural cuando el animal está en movimiento. El tendón extensor digital largo también contribuye, en menor medida, al soporte anterior de la rodilla. El grupo de músculos que forman el cuádriceps producen fuerza craneal de la tibia, mediante la fuerza transmitida a través del tendón patelar, incrementada por el efecto de apoyo que produce la rótula contra la tróclea femoral empujando el fémur distal caudalmente. Esta combinación de fuerzas se equilibra biomecánicamente con la acción del LCA.

El grupo de músculos del gastronemio que se origina en la parte posterior del fémur proporciona un fuerte soporte de la parte caudal de la articulación. La contracción de este músculo produce la extensión de la articulación tibiotarsal.

Durante el apoyo, la tracción del gastronemio se aplica principalmente en el fémur distal, pero su inserción caudal en la fabela tarsal produce una tracción distal del fémur que se equilibra con la acción del LCA. (Closa y Font, 2002).

CAPÍTULO 3.- ROTURA Y REPARACIÓN DEL LCA

ÍNDICE

<i>3.1.- Rotura del LCA.....</i>	<i>33</i>
<i>3.2.- Degeneración de la rodilla tras la rotura del LCA</i>	<i>35</i>
<i>3.3.- Diagnóstico</i>	<i>37</i>
<i>3.3.1.- Diagnóstico manual</i>	<i>38</i>
<i>3.3.2.- Diagnóstico por Imagen</i>	<i>39</i>
<i>3.3.3.- Diagnóstico diferencial</i>	<i>41</i>
<i>3.4.- Técnicas de reparación</i>	<i>42</i>
<i>3.5.- Técnicas modificadoras de la biomecánica de la rodilla: TPLO y TTA</i>	<i>45</i>
<i>3.6.- Técnica TTA</i>	<i>50</i>
<i>3.6.1.- Sistema TTA patente de Durall y Díaz-Bertrana</i>	<i>55</i>

3.- ROTURA Y REPARACIÓN DEL LCA

3.1.- Rotura del Ligamento Cruzado Anterior (LCA)

La rotura del LCA es una de las patologías más comunes en el perro y la causa más frecuente de artrosis degenerativa secundaria en la articulación de la rodilla. (Quiros et al. 2008)

Los ligamentos cruzados, tienen el papel de estabilizadores y además la función de propiocepción de la articulación de la rodilla. El LCA es el principal ligamento estabilizador de esta articulación. Su función es limitar el desplazamiento craneal de la tibia con respecto al fémur, la rotación interna de la tibia y la hiperextensión de la rodilla. Los ligamentos cruzados obligan a una traslación, en el movimiento de rodadura pura de la rodilla en flexo-extensión. Debido a esta función, una hiperextensión o rotación excesiva puede conducir al fallo del ligamento. La rotura se produce cuando se supera el límite de rotura del LCA que aproximadamente se estima en 4 veces el peso del animal.



Figura 16.- Rodilla sana



Figura 17.- Rotura del LCA

Los casos más frecuentes de rotura del LCA se dan cuando la extremidad del animal sufre excesiva rotación interna de la tibia con la articulación de la rodilla flexionada 130-160°, ello ocurre cuando el animal gira de forma brusca con la extremidad firmemente plantada en el suelo o bien cuando se da una hiperextensión forzada de la articulación, como en el caso de que el animal introduce la extremidad en un agujero o depresión a paso rápido.

Los factores que influyen en la RLCA son: la edad avanzada, las razas de tamaño grande, eso es , más de 20 kg de peso (Labrador, Rottweiler, Mastín Napolitano, Boxer, etc), razas con ángulo femorotibial hiperextendido (Mastines, Chow-

Chow; Rottweiler, Bóxer, etc..) el sobrepeso (se observa también en gatos obesos sedentarios), la debilidad del ligamento causado por el sedentarismo, ciertas afecciones endocrinas (hipotiroidismo), anomalías posturales congénitas (valgus, varus, luxaciones de rótula...), fracturas antiguas, artritis.

También existe la posibilidad que dicha rotura pueda producirse en animales que padecen una cojera, por inestabilidad durante la actividad normal de los mismos. (Quiros et al. 2008)

3.2.- Degeneración de la rodilla tras la rotura del LCA

Existen una serie de patologías asociadas a la rotura de LCA:

- Rotura de menisco. Puede producirse el desgarro del menisco en el mismo momento de la lesión del ligamento cruzado anterior o bien posteriormente, como consecuencia del desplazamiento anormal en sentido craneal y rotacional que sufre la tibia al apoyar la extremidad afectada. (Quiros et al. 2008)
- Luxación de rótula. En razas pequeñas la rotura de LCA es secundaria a una luxación medial de la rótula, como consecuencia del incremento de la rotación medial de la tibia, pues el ligamento cruzado anterior, descentrado lateralmente, sufre mayores fuerzas de tracción al rotar la tibia en dicho sentido. La sinovitis resultante de la luxación de rótula debilita al LCA y contribuye a su rotura. (Quiros et al. 2008)
- Enfermedad degenerativa articular (EDA) u osteoartritis. Debido a la inestabilidad de la articulación se producen signos de degeneración de la misma con presentación de osteofitos y erosión articular. (Quiros et al. 2008).

Aunque inicialmente se aprecia dolor en reposo, la mayoría de los animales comienza a usar la extremidad después de 2 a 3 semanas y se produce una mejoría aparente durante varios meses, hasta que se observa una disminución repentina del empleo de la extremidad, a menudo como resultado de una lesión secundaria de menisco. Entonces, se manifiestan los cambios degenerativos de osteoartrosis y el declive funcional es continuo (Piermattei y Flo, 1999).

La cronología de eventos degenerativos en una rotura del ligamento cruzado anterior según (Johnson y Johnson, 1993) se muestra en la tabla 1.

Semana	Cambios Degenerativos
1	Empieza fibrilación del cartílago
2	Hipervascularización periarticular
3	Desarrollo de osteofitos
4	Inflamación de la articulación medial
6	Fibrosis periarticular (reestabilización)
7	Rotura meniscal
8	Formación puntas de osteofitos y sinovitis
13	Disminuye la sinovitis
16	Erosión del cartílago articular
24	Rotura de la red de colágeno
48	Ralentización de la formación de osteofitos

Tabla 1.- Cronología de eventos degenerativos en rotura de LCA. Fuente: Johnson y Johnson, 1993

Los perros con rotura aguda traumática (poco frecuente) manifiestan una claudicación (detención de la marcha por dolor) y, en ocasiones, no apoyan el miembro afectado. La atrofia muscular no es dramática pero se desarrolla con el tiempo. En general, la articulación no muestra sensibilidad ante la manipulación rutinaria, sin embargo, la provocación del signo de “cajón anterior” suele causar dolor. Es útil observar a los perros con detenimiento mientras se efectúa la anamnesis y antes del examen físico. Dificultad para levantarse, un desvío sutil del apoyo durante la estación y las posiciones adoptadas con el miembro durante el reposo pueden indicar cuál es el miembro involucrado y la gravedad del problema (Vasseur, 2006).

3.3.- Diagnóstico

La lesión aguda, daño crónico y desgarros parciales son las tres presentaciones clínicas asociadas con rotura de LCA. El diagnóstico debe incluir una buena anamnesis, examen físico y exámenes radiológicos y, si estos no son concluyentes, la artrocentesis y el examen del líquido sinovial son de utilidad (Johnson y Hulse, 2004).

La rotura del LCA deriva en inestabilidad de la articulación de la rodilla, que causa sinovitis, osteoartritis, osteofitosis y lesiones en el menisco. Además, las lesiones en los meniscos causan más inestabilidad y sinovitis. La palpación de la rodilla es la prueba no invasiva más fiable para la rotura del LCA. En los casos de rotura aguda, la efusión articular, movimiento de cajón y el dolor a la manipulación son evidentes (Kowaleski, 2007).



Figura 18.- Artrosis severa a consecuencia de una antigua rotura de LCA. Fuente: Quirós et al. 2008

Normalmente los animales se presentan en la clínica veterinaria meses después de la rotura de LCA. La cojera derivada de la lesión desaparece lentamente puesto que tras la inflamación y derrame agudo inicial aparece un engrosamiento de la cápsula articular que estabiliza la articulación. Si la rotura de LCA no se repara, se producen cambios degenerativos a las pocas semanas y graves a los pocos meses. Se ha comprobado que el LCA de la extremidad contraria se romperá en menos de 2 años en el 30-40% de los perros que sufren una rotura de LCA sin reparar. (Quiros et al. 2008)

3.3.1.- Diagnóstico manual

El movimiento de cajón anterior es la principal prueba diagnóstica. Se lleva a cabo con el paciente en decúbito lateral. Mientras una mano sostiene firmemente el fémur, la otra mano intenta deslizar craneal y caudalmente la tibia en relación al fémur (fig.19). El desplazamiento craneal de la tibia es el signo de cajón anterior positivo que indica la rotura del LCA (Slocum y Devine, 2001).



Figura 19.- Colocación de la rodilla y de las manos del veterinario durante la prueba del cajón anterior. El fémur distal se estabiliza con una mano y la tibia con la otra. El fémur se mantiene inmóvil y se moviliza la tibia proximal primero en sentido cranial y después en caudal. Fuente: Quiros et al. 2008

Otra prueba diagnóstica es el test de compresión tibial (fig 20 y 21). Este es ejecutado con el paciente en reposo, una mano sobre la articulación sujeta la cresta tibial empujando en dirección caudal, y la otra mano alterna movimientos de flexión y extensión sobre el tarso. El test es positivo cuando ocurre traslación craneal sobre el fémur y la maniobra se realiza en extensión moderada y en flexión (Henderson y Milton, 1978).



Figura 20.- Test de compresión tibial. Si el LCA está roto, el plateau tibial se desplaza cranealmente en relación al fémur distal (flechas negras) debido a la contracción del gastrocnemio (flecha blanca) cuando la articulación está flexionada al máximo (flecha curva blanca) Fuente: Van Bree et al. 2011

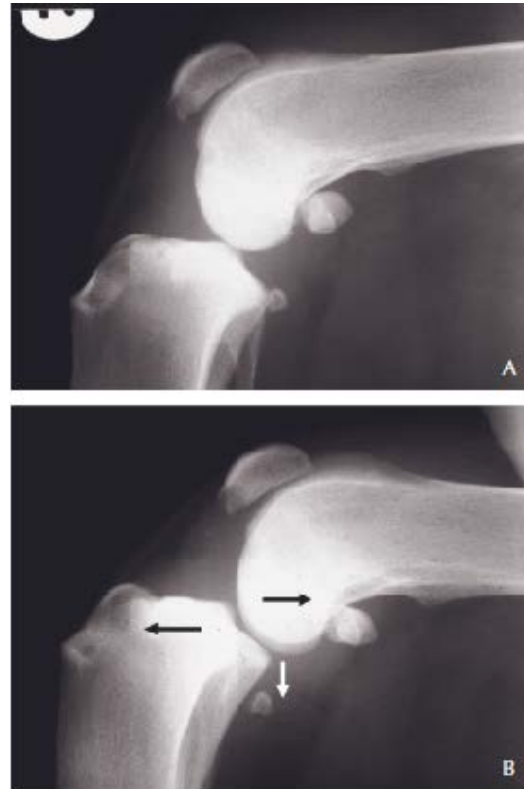


Figura 21.- Radiografía ejecutando el test de compresión tibial de un perro con rotura de LCA: (A) en reposo y (B) compresión tibial. Fuente: Quiros et al. 2008

3.3.2.- Diagnóstico por Imagen

Las estructuras articulares de soporte de tejidos blandos son de opacidad de tejido blando y hacen silueta entre sí y con otras partes blandas adyacentes. Si se realizan radiografías las observaciones pueden incluir: osteofitos, marca de cojinete adiposo, movimiento de cajón craneal y avulsiones (Piermattei y Flo, 1999).



Figura 22.- Proyección mediolateral de la articulación de la rodilla. Se aprecia el desplazamiento craneal de la tibia con respecto a la distal del fémur (signo del cajón positivo), como consecuencia de la rotura del LCA.

Signos Radiográficos:

- Distorsión del tamaño normal de la grasa infrapatelar, debido a edema o hemorragia en la articulación de la rodilla.
- Desplazamiento craneal de la tibia proximal relativo al fémur distal (signo de cajón).
- Desplazamiento caudal del hueso sesamoideo poplíteo caudal.
- Elongación del ligamento colateral medial y/o lateral. En la proyección caudo craneal.
- Deformación de la cápsula articular.
- Fracturas por avulsión:
 - En la inserción del ligamento cruzado craneal, en el aspecto craneal del plato tibial.
 - En la inserción del ligamento cruzado caudal, en el aspecto caudal del plato tibial (Owens y Biery, 1983).

Existen otros métodos diagnósticos por imagen del sistema músculo-esquelético, como la ecografía, la tomografía computarizada, la resonancia magnética y la medicina nuclear. La ecografía se utiliza para valorar ligamentos y tendones dentro y alrededor de las articulaciones (Berry *et al.*, 2003).

3.3.3.- Diagnóstico Diferencial

El diagnóstico diferencial es el procedimiento por el cual se identifica una determinada patología mediante la exclusión de otras posibles causas que presenten un cuadro clínico semejante al que el paciente padece.

En el caso de rotura del LCA, el veterinario ha de descartar que existan: lesiones de esguinces articulares o esfuerzos musculares leves, lesiones en el ligamento colateral, luxación patelar, lesión del ligamento cruzado posterior, lesión meniscal primaria, avulsión del tendón digital largo y artritis primaria, secundaria e inmunomediada (Johnson y Hulse, 2004).

3.4.- Técnicas de reparación

Las patologías que aparecen como consecuencia de la rotura de LCA se pueden evitar mediante una cirugía y un postoperatorio adecuado.

Los tratamientos médicos son efectivos en el control del dolor inicial y consiguen que el animal vuelva a utilizar parcialmente la pata afectada. Consisten principalmente en el uso de antiinflamatorios. Si estos se perpetúan en el tiempo, pueden traer efectos colaterales severos, y además pierden su efectividad en la medida que la articulación desarrolla una artrosis. Los tratamientos quirúrgicos son los únicos que pueden devolver una funcionalidad casi normal a la articulación. El pronóstico es muy bueno para los animales menores a los 15 a 20 kg de peso, ya que con una cirugía de mediana complejidad suelen recuperarse completamente. En los caninos más pesados, estas técnicas quirúrgicas no muy complejas suelen dar resultados negativos en la mayor parte de los casos, con recuperaciones que se alargan entre 5 y 6 meses. En los últimos años se están realizando cirugías más efectivas y con un postoperatorio más corto (entre 2 y 3 meses). Los resultados son muy buenos, pero necesitan de profesionales con un alto nivel de formación y experiencia.

Las técnicas quirúrgicas para la reparación de la rodilla se dividen en tres grandes grupos: Extracapsulares (incluyen la colocación de suturas fuera de la articulación o el cambio de dirección del ligamento colateral lateral), intracapsulares (consisten en la colocación de un tejido o implante a través de la articulación, en la misma dirección que ocupaba el ligamento original para cumplir su función) y técnicas modificadoras de la biomecánica de la rodilla.

En la tabla 2 Se muestra un resumen de las principales técnicas.

Principales técnicas quirúrgicas empleadas en el tratamiento de la RLCA	
	TÉCNICAS QUIRÚRGICAS
Extracapsulares	<ul style="list-style-type: none"> • Técnica de imbricación • Técnica del refuerzo del retináculo √ Técnica de imbricación retinacular modificada √ Técnica de tres-en-uno • Transposición de la cabeza del peroné
Intracapsulares	<ul style="list-style-type: none"> • Técnica de tunelización de Paatsama • Sustitución del ligamento con fascia lata y ligamento rotuliano √ Técnica <i>Over-the-Top</i> (Técnica del tendón rotuliano sobre el cóndilo lateral) √ Técnica <i>Under-and-Over</i> o Técnica de Hulse modificada
Modificadoras de la biomecánica	<ul style="list-style-type: none"> • Osteotomía en cuña para la nivelación de la meseta tibial (TWO, de las siglas en inglés de "<i>Tibial Wedge Osteotomy</i>") • Osteotomía de nivelación de la meseta tibial (TPLO, de las siglas en inglés de "<i>Tibial Plateau Leveling Osteotomy</i>") • Adelantamiento de la tuberosidad tibial (TTA, de las siglas en inglés de "<i>Tibial Tuberosity Advancement</i>") • Triple osteotomía de la rodilla (TTO, de las siglas en inglés "<i>Triple Tibial Osteotomy</i>") • Otras técnicas: Combinación TPLO-TWO, Osteotomía tibial proximal intraarticular (PTIO, de las siglas en inglés "<i>Proximal Tibial Intraarticular Osteotomy</i>") y la Osteotomía en cuña Chevron (CVWO, de las siglas en inglés "<i>Chevron Wege Osteotomy</i>")

Tabla 2.- Principales técnicas quirúrgicas empleadas en el tratamiento de la Rotura de LCA.

Fuente: Quiros et al. 2008

Las técnicas extracapsulares y las intracapsulares son las más antiguas y por ello se las denomina técnicas clásicas. Estas técnicas han sido asociadas a importantes consecuencias negativas. Las técnicas extra articulares (fig. 23) eliminan, más que limitan, la rotación interna de la tibia durante la flexión de la rodilla, lo altera la cinemática normal de la rodilla aumentando la comprensión sobre las superficies articulares, que a su vez, puede provocar daño cartilaginoso y de menisco. También tienen el inconveniente de que confían en una fibrosis periarticular para el éxito a largo plazo, y el implante puede fatigarse y fallar con el tiempo (Dupuis y Harari 1993). Eso y el necesario ejercicio postoperatorio, condujo a desarrollar técnicas que no se basaran en la fibrosis de tejido blando, y permitiera al perro volver rápidamente a recuperar las funciones después de la operación.

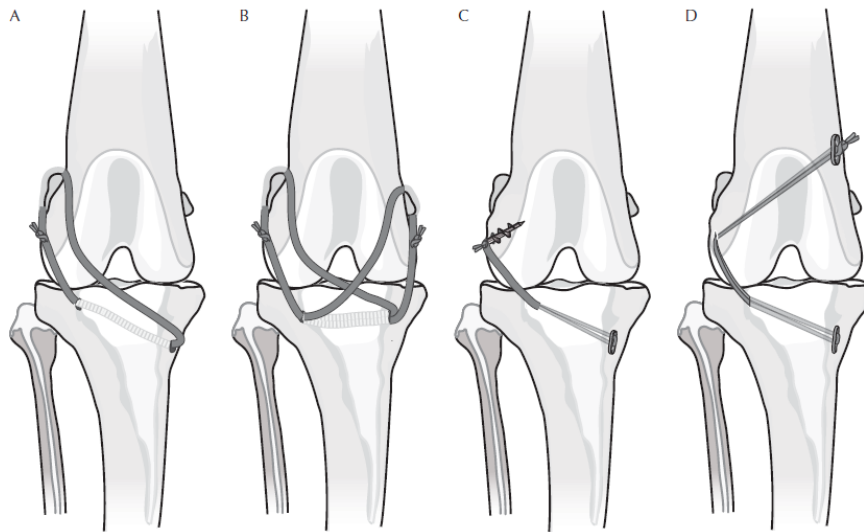


Figura 23.- Métodos extracapsulares de estabilización de la rodilla canina. (A) Lateral Femorotibial Suture (LFTS), (B) Modified Retinacular Imbrication Technique (MRIT), (C) Lateral Suture Anchor Technique (LSA), (D) TightRope (TR). Fuente: Cook, J 2011

Paatsama en 1952 inició una nueva era en la reparación del LCA, siendo pionero con su técnica intracapsular. Buscó implantar un injerto que suplese este tirante que sujeta tibia y fémur y que con tanta asiduidad se rompe en los perros. A partir de aquí se empezaron a desarrollar modificaciones y técnicas diferentes que consiguieran mantener la anatomía y fisiología de la rodilla y que cumplieran con el requisito de estabilizarla. Los procedimientos intraarticulares buscan la sustitución del ligamento roto con injertos autógenos o materiales sintéticos, para eliminar la señal del cajón anterior y mantener una gama completa del movimiento al igual que el ligamento hace en la rodilla normal (fig. 24).



Fig 24.- Obtención de un autoinjerto a partir de fascia lata. Fuente: Shires et al. (1984), with permission from the American Animal Hospital Association

Clínicamente las técnicas de estabilización intracapsulares proporcionan buenos resultados en medio plazo, en cambio, a largo plazo, los propietarios informan de un declive de las funciones del miembro operado (Innes et al. 2000). Además, las técnicas intra-articulares, a pesar de presentar un mejor movimiento normal de la rodilla para el uso del injerto que imita la orientación y la función del ligamento cruzado craneal, el injerto suele fallar debido a factores mecánicos o propiedades biomecánicas inadecuadas (Muir 2010). El añadido de la dificultad de la técnica ha conducido a un mayor uso de técnicas alternativas, las extracapsulares y las de estabilización biomecánica de la rodilla para el tratamiento de la rotura del LCA.

3.5.- Técnicas modificadoras de la biomecánica de la rodilla: TPLO y TTA

En los últimos años, la tendencia es reparar la rodilla del perro con rotura del LCA a través de técnicas que modifican la biomecánica de la rodilla con el fin de estabilizarlo dinámicamente y evitar el desplazamiento craneal de la tibia durante la marcha. Estas técnicas son las que dan mayores resultados. El éxito de reparación de ambas técnicas se ha documentado ser superior al 90%.

Las dos técnicas desarrolladas son la Osteotomía para el Nivelación del Platillo tibial, TPLO, y el Adelanto de la tuberosidad tibial, TTA (siglas en inglés de "tibial Tuberosity Advancement") (fig. 25).

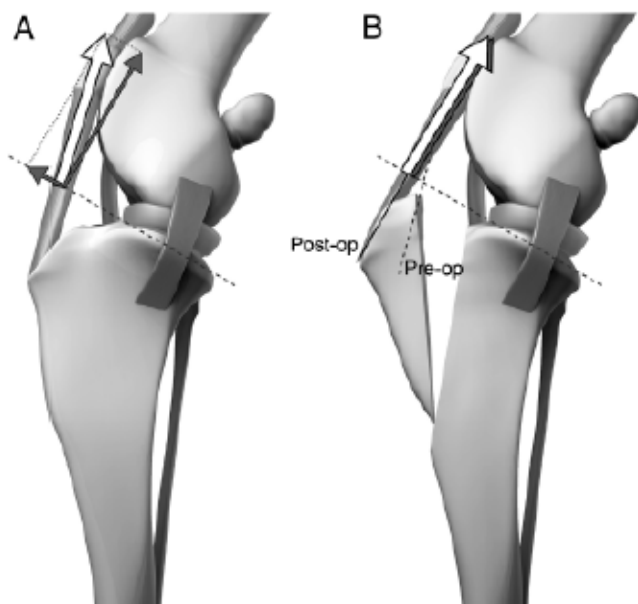


Figura 25. Representación de las fuerzas en la rodilla según Tepic antes (A) y después (B) del avance de la tuberosidad con la TTA. La fuerza resultante de compresión en la articulación (flecha blanca) es paralela al tendón patelar, y se puede descomponer en 2 componentes ortogonales respecto al platillo tibial: normal y cortante. Si el avance produce un ángulo del tendón patelar respecto al platillo tibial de 90 °, entonces la fuerza cortante es cero. Fuente: Boudrieau 2009.

Son técnicas encaminadas a neutralizar dinámicamente la fuerza cortante femorotibial en rodillas con rotura del LCA durante la fase de carga de la marcha. La TTA avanza la tuberosidad tibial (Montavon PM, Damura DM, Tepic S. 2002), mediante una osteotomía de la tuberosidad en el plano frontal y un adelanto del fragmento.

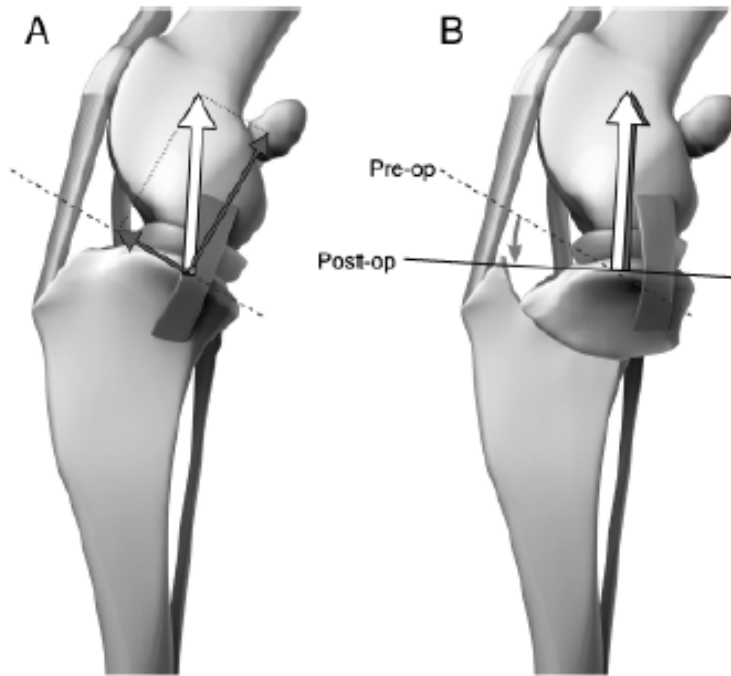


Figura 26.- Representación esquemática de las fuerzas tibiofemorales en la articulación de la rodilla según Slocum. A) Antes de TPLO B) Después de TPLO. La fuerza compresiva es paralela al eje tibial (flecha blanca), tiene dos componentes ortogonales, paralela al platillo tibial (representando la fuerza cortante) y perpendicular al platillo tibial (fuerza compresiva). Si el ángulo del platillo tibial se reduce a cero la componente cortante se reduce a cero.

Fuente: Boudrieau 2009

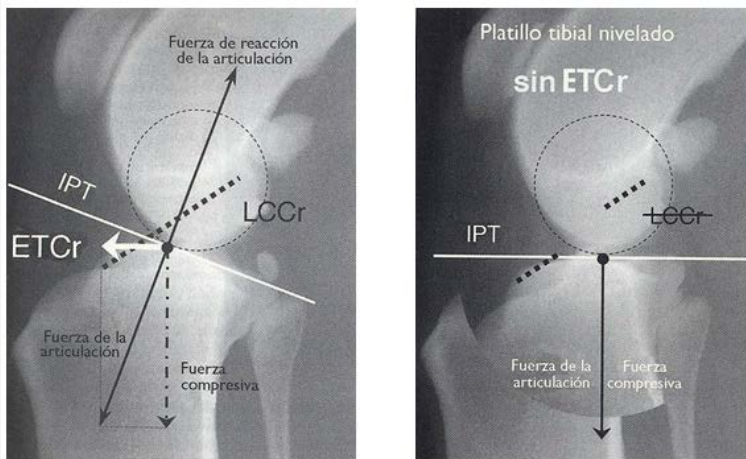


Figura 27.- Debido a que la magnitud del empuje tibial craneal (ETCr) es proporcional a la inclinación de los platillos tibiales (IPT), el empuje tibial craneal puede, en teoría, ser eliminado por la nivelación de los platillos tibiales.

Fuente: Dejardin, 2006

La TPLO fue la primera técnica modificadora de la biomecánica de la rodilla en el perro con RLCA. El Dr. Slocum la presentó en 1993 y consiste en la nivelación del platillo tibial TPLO (siglas en inglés de "Tibial Plateau Leveling Osteotomy") (Slocum y Slocum 1993). (fig 26 y 27).

El fundamento de la técnica se basa en evitar la fuerza de avance tibial que se produce durante la marcha del perro, en posición de carga de peso, que es soportada por el LCA. La cantidad de esta fuerza depende de la fuerza sobre la tibia, pero sobre todo, según Slocum, de la inclinación del platillo tibial. Mediante una osteotomía circular se pone el platillo tibial perpendicular a la fuerza de contacto de la articulación, o al eje funcional de la tibia, para eliminar las fuerzas cortantes (fig. 26 y 27). El Dr. Slocum presentó 394 casos con resultados excelentes, un 94% de los perros volvían a las funciones normales (Slocum y Slocum 1993).

El mecanismo de la TPLO ha sido validado en 2 modelos experimentales (Warzee et al. 2001; Reif, Hulse y Hauptman 2002). Durante los 90 y principios de los 2000, la TPLO se hizo muy popular, hasta ser la técnica más usada (Conzemius et al. 2005). Pero comenzó a tener críticas, sobre si el ángulo de inclinación tenía o no importancia (Morris y Lipowitz 2001).

Diferentes estudios muestran que no es relevante un ángulo excesivo del platillo tibial respecto del fémur para la RLCA y no se han hallado diferencias en éste, entre perros con RLCA y perros sanos (Wilke et al. 2002; Zeltzman et al. 2005).

Las complicaciones asociadas a la TPLO son diferentes a las típicas asociadas a otros métodos de estabilización del LCA y han sido largamente discutidas. Estas pueden ser por infección incisional, osteomielitis, fractura de la tuberosidad tibial (Priddy et al. 2003; Pacchiana et al. 2003), y otros. Una de las causas podría ser que la rotación de la superficie tibial por el apoyo del peso causa una tensión mayor sobre el tendón patelar en cada contracción del cuádriceps durante la carga (Carey et al. 2005). La técnica también produce un aumento de la componente caudal con menos de 6,5° de nivelación (Warzee et al. 2001). Uno de los conflictos importantes que se plantea con la TPLO es si se debe extraer o no el menisco medio.

Aunque la tendencia de los cirujanos europeos es la adopción de la técnica de la TTA, la técnica elegida depende de la formación y preferencias del cirujano. Sin embargo, hay pruebas de una recuperación más rápida y retorno a la función completa de la rodilla en un período más corto con el sistema de reparación de TTA que con el sistema de TPLO. Pese a no haber aún suficientes datos definitivos, parece que la TTA proporciona mayor mejoras a lo largo plazo de

las funciones de la rodilla. Las dos técnicas han sido ampliamente comparadas, la culminación de esto se recoge en un artículo de Boudrieau (Boudrieau 2009). Algunas diferencias que posicionan a la TTA en ventaja sobre la TPLO son principalmente las siguientes:

- La TPLO aumenta las fuerzas internas y disminuye el brazo de palanca, la TTA las reduce alargando el brazo de palanca del tendón patelar, por lo que se requiere menos fuerza para producir el mismo momento.
- La TTA no cambia la geometría de la articulación.
- La TTA es menos invasiva y más simple quirúrgicamente
- La TTA restablece los patrones de contacto femorotibial similar a los obtenidos antes de la escisión del LCA, mientras que la TPLO no lo hace.

Las técnicas modificadoras no estabilizan al 100% la rodilla, pudiendo producir estrés sobre las superficies articulares y la progresión de la osteoartritis (Chailleux et al. 2007, Kim et al. 2008). Además, estas técnicas sólo aseguran la estabilidad de la rodilla al movimiento cráneo-caudal de la tibia, pero ninguna de las dos técnicas estabiliza la rodilla para la rotación, y por lo tanto no garantizan la estabilidad de la rodilla a los giros (cambios de dirección repentinos, movimientos de rotación, etc.) y las luxaciones de rótula.

3.6.- Técnica TTA

Maquet teorizó que en la contracción del cuádriceps, el ligamento patelar se tensa, y se incrementa la fuerza entre la rótula y el surco troclear del fémur (Maquet 1976). Reduciendo esta fuerza, el dolor femorrotuliano se puede reducir. Cuando la tuberosidad tibial, o el extremo distal del tendón patelar, se mueve cranealmente, la eficiencia del músculo cuádriceps se incrementa porque puede hacer el mismo trabajo con menos esfuerzo (Maquet 1976). Basado en un modelo teórico, Maquet propone que un adelantamiento de 20 mm reduciría la fuerza femorrotuliana un 50% al comienzo de la carga del peso. En un estudio con cadáveres humanos, los autores vieron una significativa reducción en la fuerza entre la rótula y el fémur, la cual decrecía a medida que aumentaba la longitud de la TTA y el ángulo de flexión. Los autores concluyeron que 10 mm de TTA era suficiente para reducir fuerzas femorrotulianas (Nakamura, Ellis y Seedhom 1985). Otro estudio dedujo en base a cálculos matemáticos y la anatomía de las radiografías, que la TTA aumentaba el brazo de palanca del ligamento patelar y reducía las fuerzas femorrotulianas, incrementando la eficiencia del músculo cuádriceps, pues con más brazo de palanca respecto a la articulación, menos fuerza hay que aplicar (Van Eijden, Kouwenhoven y Weijs 1987). La evaluación del efecto de la TTA en la fuerza patelofemoral y en la fuerza del LCA en humanos, está basado en un estudio reciente que utiliza un modelo de la rodilla de elementos finitos no lineal en tres dimensiones (Shirazi-Adl y Mesfin 2007). Avanzando 25 mm resulta una reducción de la fuerza patelofemoral del 76% en extensión completa. Esta reducción disminuye a medida que la rodilla se flexa entre los 10° y 90° de flexión. También se observó que las fuerzas cortantes tibio-femorales varían en función del ángulo de flexión, y según la cantidad de avance se produce mayor o menor tensión sobre el ligamento cruzado anterior o posterior. A mayores ángulos de flexión, el ligamento cruzado posterior se ve sometido a mayores fuerzas después de 25 mm de TTA.

Por tanto, hay importantes relaciones entre la TTA, la flexo-extensión de la rodilla, la fuerza tibio-femorales, la presión rotulopatelar, las fuerzas de contacto femoro-tibiales, y la fuerza e inclinación del tendón patelar.

Basados en la teoría de Maquet, en el año 2003, los doctores Slobodan Tepic y Pierre Montavon desarrollaron en la Universidad de Zürich un nuevo procedimiento quirúrgico. Mediante un estudio biomecánico determinaron que la fuerza total resultante en la articulación de la rodilla era aproximadamente paralela al ligamento patelar y decidieron modificar el ángulo de relación entre el ligamento patelar y la meseta tibial mediante la osteotomía y adelantamiento de la tuberosidad tibial, siglas en inglés de “*Tibial Tuberosity Advancement*” (TTA), (Tepic, Damur y Montavon 2002).

El adelantamiento de la tuberosidad tibial se consigue mediante la colocación de diversos implantes desarrollados específicamente para esta técnica (figura 28).

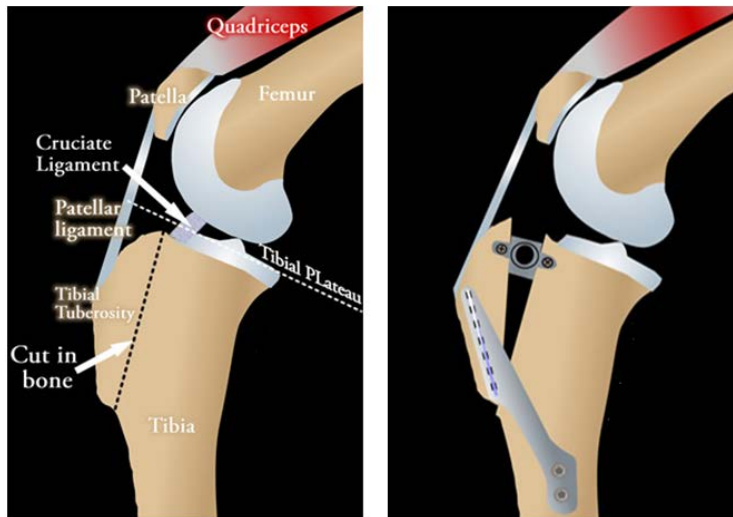


Figura 28.- Osteotomía y adelantamiento de la tuberosidad tibial. Técnica TTA. Fuente: Degner 2011

La TTA, según el razonamiento de Maquet, limita la traslación craneal de la tibia (CTT), incrementando el brazo de palanca del músculo cuádriceps. Pero el razonamiento de Tepic sobre los efectos de la TTA se basan en un estudio biomecánico de un modelo humano de las fuerzas en la rodilla (Nisell 1986). Las dos principales fuerzas en la articulación son la de compresión entre fémur y tibia y la fuerza del tendón patelar, activada por el músculo del cuádriceps y que contrarresta al anterior. El modelo halla una fuerza cortante femorotibial variable, que apunta anteriormente con la rodilla en extensión y posteriormente, en flexión. La posición para la que la fuerza cortante tibio-femoral sea neutra es un punto de inflexión (en inglés lo llaman el crossover point), y en el modelo humano se produce a un ángulo entre el tendón patelar y

el platillo tibial de 90° (TPA, de las siglas en inglés de "Tendon Patelar Ángulo"). El ángulo de flexión de la rodilla para la que el TPA es 90° , en humanos, es aproximadamente igual a 100° (Nisell 1985) (fig. 29).

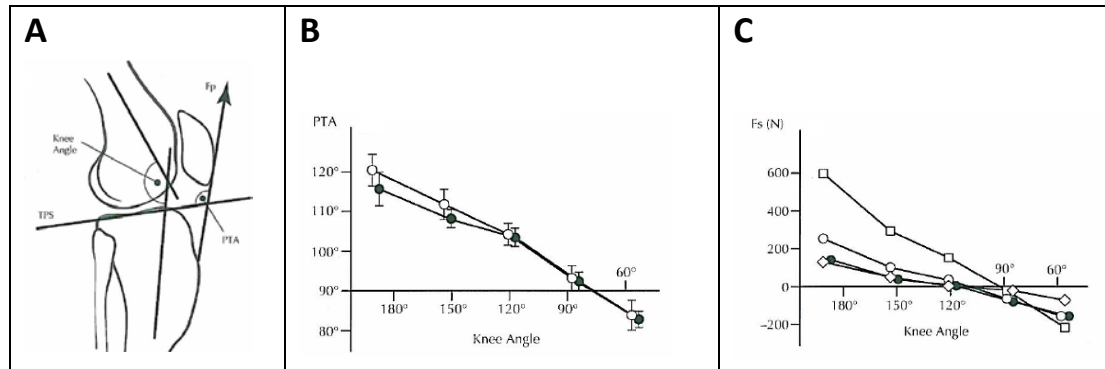


Figura 29.- Estudio biomecánico de la rodilla humana. A: ángulo entre el platillo tibial y el tendón patelar (TPA). B: relación entre el TPA (eje y) y el ángulo de flexión (eje x) para hombres (círculos llenos) y mujeres (círculos vacíos). C: la fuerza tangencial tibio-femoral (F_s , eje y) durante una extensión isométrica de la rodilla a varios ángulos de flexión (eje x) para hombres (círculos llenos) y mujeres (símbolos vacíos). Valores positivos de F_s indican que la tibia tiende a desplazarse cranealmente respecto al fémur, esta situación se da en la extensión. Fuente: Nisell 1985.

Tanto la fuerza que ejerce el tendón patelar (F_p) como la fuerza de contacto entre fémur y tibia, dependen del ángulo de flexión de la rodilla. En la figura 30, se ven diferentes posiciones entre fémur y tibia en el movimiento de flexo-extensión de la rodilla. Para máxima flexión, el ángulo entre la meseta tibial y el tendón patelar es inferior a 90° y para máxima extensión, dicho ángulo es mayor a 90° .

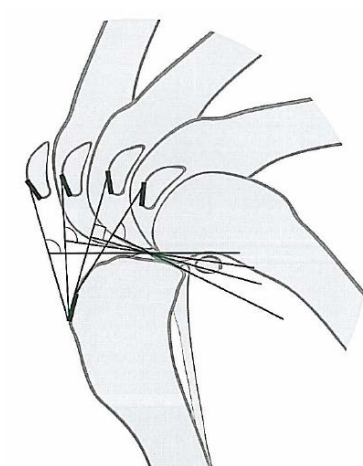


Figura 30.- Ángulo entre meseta tibial y tendón patelar para flexo-extensión de la rodilla. Fuente: Nisell 1985.

Según estos datos se puede afirmar que la tibia tenderá a sufrir el "efecto cajón" (fig 31), después de la rotura del LCA, por ángulos TPA mayores a 90° , esto es en la posición de extensión, por lo tanto, durante la fase de carga de la marcha la tibia se desplaza cranealmente.

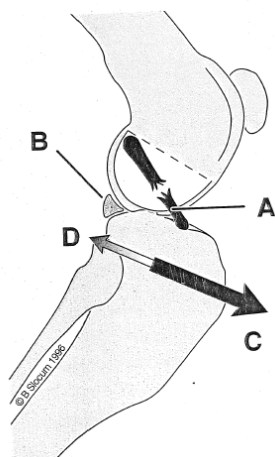


Figura 31.- Desplazamiento anterior de la tibia (efecto cajón) al romperse el LCA

Al contrario, para ángulos TPA menores a 90° , la fuerza cortante tiene una componente caudal que se absorbe por el LCP. Tepic adopta de la teoría humana el hecho de que para un TPA de 90° , la fuerza cortante es cero, también en el perro, y teoriza que la fuerza de compresión tibio-femoral de la articulación, actúa en un plano paralelo al ligamento patelar (Nisell sólo hace la afirmación de que las dos fuerzas principales en la articulación son similares en valor). Si las dos fuerzas principales en la articulación, la de contacto tibiofemoral y la del tendón patelar, son paralelas, cuando el TPA es 90° , las fuerzas son perpendiculares al platillo tibial y no habrá componente tangencial.

Para otros ángulos, la fuerza de contacto articular se descompone en dos componentes, una perpendicular al platillo tibial (que denomina fuerza de compresión tibial, pese a no tener una dirección axial en la tibia), fuerza que es neutralizada por cuádriceps, y una fuerza cortante variable, neutralizada por los ligamentos cruzados (cranealmente por el ligamento anterior y caudalmente por el posterior). La magnitud de la fuerza cortante depende del ángulo que forma el tendón patelar con el platillo tibial, el TPA.

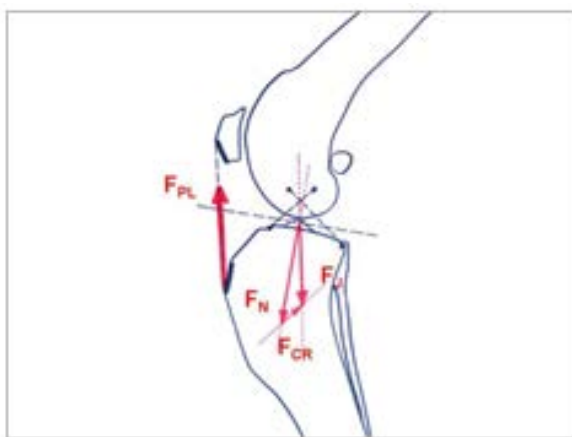


Figura 32. Esquema de fuerzas en la articulación propuesto por Tepic. Las fuerzas femorotibial de contacto y del tendón patelar son paralelas. La fuerza articular la descompone en dos componentes, una perpendicular al platillo tibial, y una fuerza cortante perpendicular a éste, aproximadamente en la dirección del LCA. Se observa como esta descomposición fuerza a una componente cortante caudal y no craneal. Fuente: TTA principles. www.kyon.ch

La TTA propone el adelantamiento de la tuberosidad tibial para alterar la dirección de la fuerza del tendón patelar y cambiar el TPA para que sea siempre inferior o igual a 90° para todas las posiciones de la flexo-extensión, y así mantener siempre neutral o caudal la fuerza cortante durante la fase de carga de peso de la marcha, alcanzando una estabilización dinámica de la rodilla y haciendo prescindible el LCA. Esto tiene el efecto secundario de generar una componente caudal mucho mayor que en una rodilla sana (Tepic, Damura y Montavon 2002).

Un LCA deficiente afecta a las fuerzas de presión, tanto femoropatelares, como femorotibiales. Se ha observado disminución en el área de contacto femorotibial cuando el LCA se rompe. La TTA parece que restablece el contacto femorotibial normal y la presión (Kim et al. 2009).

Otro estudio demuestra la efectividad de la TTA para neutralizar la fuerza cortante en sentido craneal de la tibia y cambiar ésta por una componente caudal en una posición de flexión de 135° (Kipfer et al. 2008). Se advierte que una sobre corrección de la TTA en el plan de trabajo preoperativo, produciría

una excesiva carga sobre el LCP y su subsecuente degeneración (Kipfer et al. 2008). No hay referencias de estudios que midan la deformación real que sufren los ligamentos. Kipfer remarca la necesidad de realizar nuevos estudios en otras posiciones y seguimientos postoperatorios a largo plazo para evaluar la repercusión que tiene la técnica sobre el LCP, al inducir una fuerza caudal.

En esta tesis nos centramos en el sistema de reparación de la rodilla aplicando la técnica TTA de Durall y Díaz-Bertrana.

3.6.1.- Sistema TTA patente de Durall y Díaz-Bertrana

La técnica para el tratamiento de la rotura del ligamento cruzado anterior desarrollada por la Universidad de Zürich y comercializada por la empresa Kyon, consiste en realizar una osteotomía de la tibia y avanzar cranealmente la tuberosidad tibial con el fin de tensar, como si de un arco se tratara, el ligamento patelar que impide de esta forma el desplazamiento craneal de la tibia. Para ello, se intercala una “caja” de diferentes anchuras y longitudes, que se sujeta mediante un tornillo insertado en la porción craneal y otro en la porción caudal de la tibia. La porción craneal se fija mediante una placa que se sujeta mediante una horquilla compuesta de varios dientes (o mediante tornillos en otros modelos comerciales) y en su extremo distal la placa queda fijada al fragmento caudal mediante 2 tornillos (figura 33).

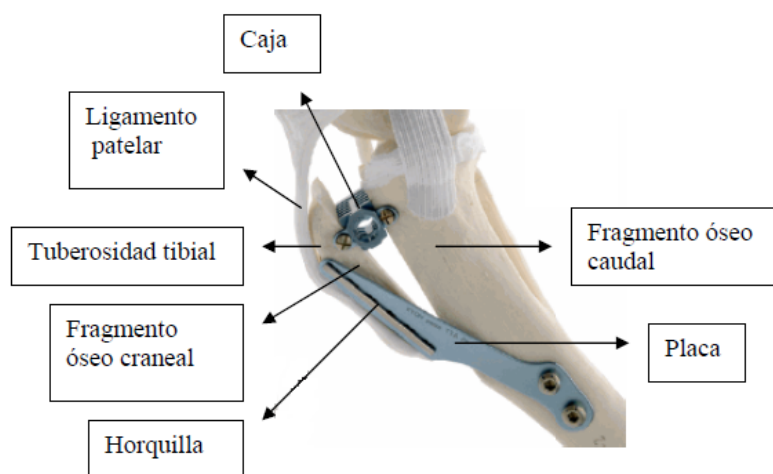


Figura 33.- Sistema para el TTA desarrollado en la Universidad de Zurich.

Los inconvenientes que hemos observado, las complicaciones descritas en la bibliografía y/o los comentarios aportados por otros veterinarios que utilizan esta técnica son:

1º. Si el fragmento óseo craneal es muy estrecho porque la osteotomía se ha realizado muy cranealmente, queda muy poco espacio para la colocación de la placa y el tornillo de la caja en dicho fragmento.

2º. La perforación de la parte más proximal del fragmento óseo craneal (tuberosidad tibial) para la fijación de la placa (tanto si se utiliza horquilla como tornillos) además del orificio del tornillo de la caja, debilita la consistencia de dicha zona produciéndose fracturas en dicho nivel.

3º. Debido a la configuración anatómica de la tuberosidad tibial, la caja no puede ser colocada en el extremo proximal del corte (que es la zona ideal) ya que disminuye progresivamente su anchura. Al colocarla arbitrariamente mas distalmente se altera el avance del fragmento óseo craneal y el ligamento patelar actua como una palanca sobre la caja favoreciendo la fractura de la tuberosidad tibial.

4º. Se ha descrito la inserción inadvertida intra-articular del tornillo que fija la caja al fragmento óseo caudal. Ello es debido a que la caja posee dos pequeñas lenguetas (por donde se insertan los tornillos), que se doblan mediante unos alicates para adaptar la caja a la dirección del corte que se haya practicado. Si el doblado requerido apunta hacia la articulación de la rodilla, el tornillo puede lesionar algunas estructuras de dicha articulación.

5º. La dirección del corte del hueso que se realiza con la sierra es variable ya que se realiza a criterio del cirujano. Algunas veces puede quedar perpendicular a su superficie o desviarse craneal o caudalmente o ser un corte vertical u oblicuo, etc.

Descripción de la patente

Título: Dispositivo para el avance la la tuberosidad tibial

Inventores: Díaz-Bertrana C, Durall I

Numero Solicitud: PCT/ES2006/000103

Fecha de solicitud: 09/02/2011

Pais de prioridad: España

Tipo de proteccion de la patente: Nacional

Descripción breve de su contenido: Placa utilizada para el tratamiento de la rotura del ligamento cruzado anterior del perro. Placa con un brazo craneal y brazo caudal con orificios, quedando unidos ambos brazos por su base y por un brazo proximal que presenta dos pequeñas pestañas dobladas perpendicularmente al mismo.

La placa que utilizamos para el avance de la tuberosidad tibial es una placa de acero inoxidable 316LVM de 1 mm de grosor que tiene un brazo craneal con 4 orificios para alojar tornillos de cortical de 2 mm de grosor siendo un poco más largo que el brazo caudal, el cual también presenta varios orificios para albergar tornillos de cortical de 2,7mm. Ambos brazos se encuentran unidos en la base de la placa que presenta forma de V quedando también unidos en su parte proximal por un brazo inclinado en sentido cráneo-dorsal y caudo-ventral. Dicho brazo inclinado contiene orificios cerrando proximalmente la V. (fig.34)

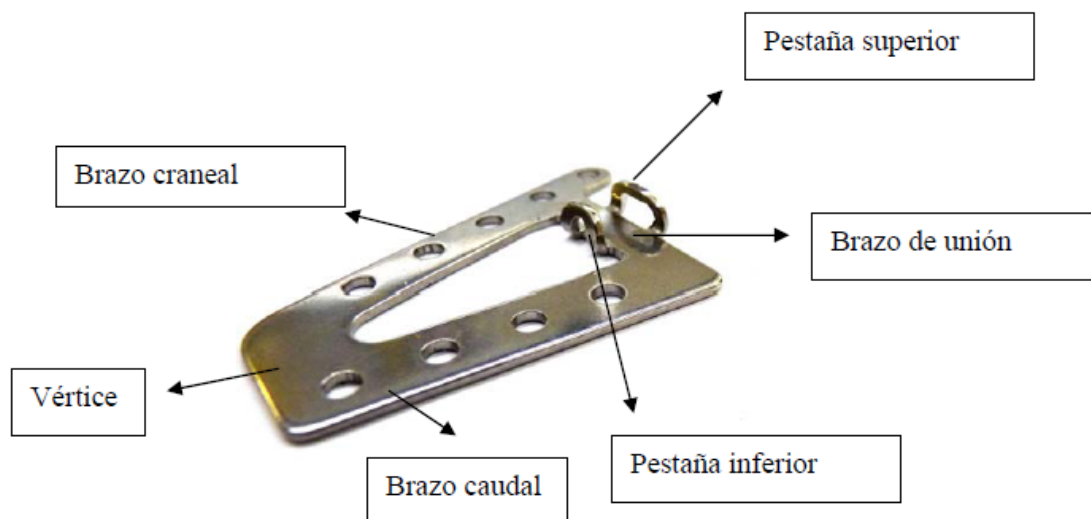


Figura 34.- Detalle de la placa patentada por los Drs. Durall y Díaz-Bertrana

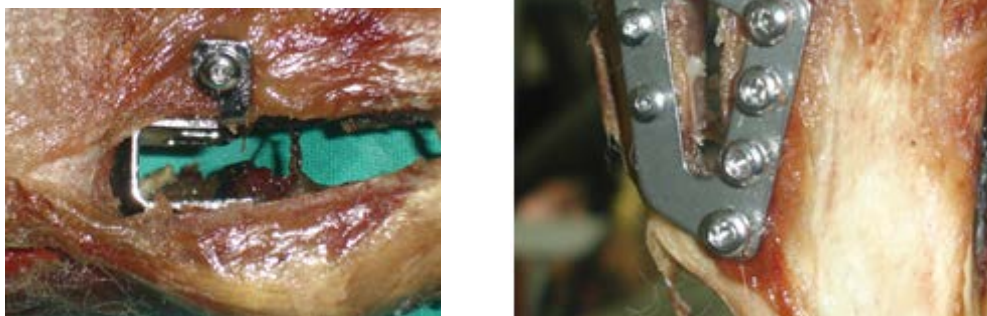


Figura 35.- Detalle de la placa y el cajón

Tras avanzar el fragmento craneal se introduce en todos los casos una caja de acero inoxidable 316LVM para avance de la tuberosidad tibial de 9mm. Se fija la pestaña de la caja mediante un tornillo de cortical de 2mm.

En la figura 35 se muestra el conjunto placa-cajón montado en una de las muestras que se ensayaron.

Datos de los perros operados con este sistema

Este sistema se está aplicando desde febrero de 2011. El número total de perros intervenidos hasta julio de 2013 ha sido de 60. En el 85% de ellos, se presentaba un cuadro de artrosis degenerativa de la rodilla. La edad está comprendida entre 5 y 10 años y el peso entre 25-38 kg.

De todos los casos, se tuvieron que reoperar 3, por problemas de aflojamiento de algún tornillo e infección. Tras la intervención y el tratamiento con antibióticos la recuperación fue satisfactoria.

En el 100% de los casos, pasado el periodo post-operatorio de 2-3 meses, desaparece la cojera en el animal y se restablece la funcionalidad de la rodilla.

A continuación se muestran las radiografías del postoperatorio al mes y a los tres meses de la intervención, de Wanda, raza Pastor Aleman, edad 5 años (figuras 36 A y 36 B)

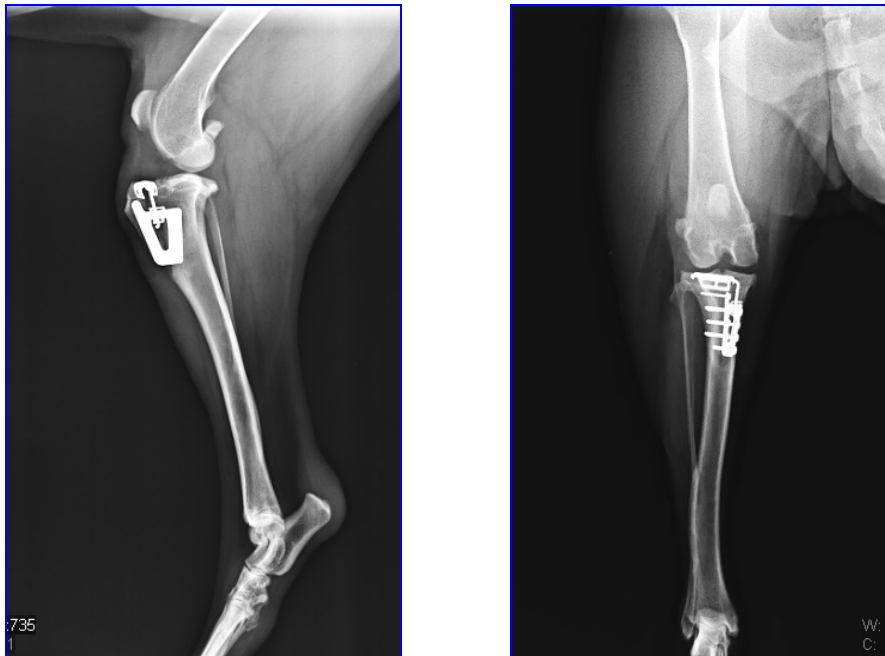


Figura 36 (A).- Radiografías post-operatorio al mes de la cirugía

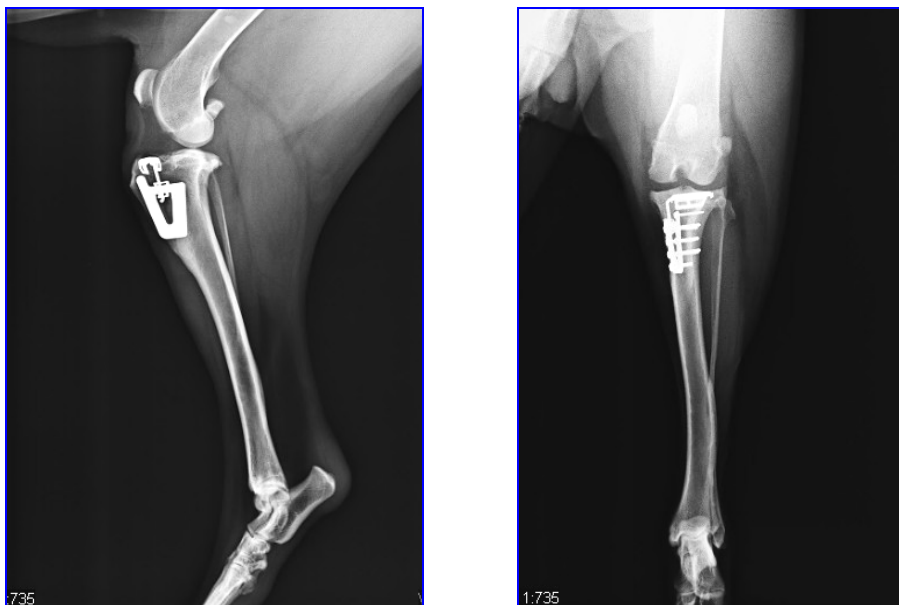


Figura 36 (B).- Radiografías post-operatorio a los tres meses de la cirugía

CAPÍTULO 4.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA CANINA

ÍNDICE

<i>4.1.-Hipótesis y simplificaciones del modelo biomecánico</i>	<i>63</i>
<i>4.2.- Estudio biomecánico de la rodilla sana</i>	<i>66</i>
<i>4.3.- Estudio biomecánico de la rodilla reparada con el sistema TTA</i>	<i>75</i>

4.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA CANINA

A continuación se realiza un estudio de las fuerzas que actúan en la parte inferior de la extremidad posterior del perro.

4.1.- Hipótesis y simplificaciones del modelo biomecánico

Se analizarán las fuerzas de dos articulaciones de la extremidad posterior canina, la articulación tibia-metatarso y la articulación femorotibial. El modelo será estático puesto que analizaremos sólo una posición de la marcha canina. El estudio representará las fuerzas encima de radiografías a escala, mediante el dibujo asistido por ordenador con la herramienta CAD de Autodesk (Autocad). Las características del modelo y las hipótesis de partida son las siguientes:

I) Modelo estático para la posición de fase de carga del ciclo de la marcha, cuando la extremidad está apoyada en el suelo. Se ha demostrado que el LCA sufre, sobre todo, durante esta fase en que se carga el peso y aparecen las mayores fuerzas de empuje craneal.

II) El modelo utilizará la teoría de la estática en que la suma vectorial de las fuerzas ha de ser nula $\Sigma F=0$. En el caso de tres fuerzas coplanares en equilibrio, las líneas de acción de las tres fuerzas han de ser concurrentes. Este principio de la estática será el utilizado para determinar el valor de las fuerzas en el estudio biomecánico para rodilla sana y reparada con el sistema TTA.

III) Se considerarán todas las fuerzas principales que actúan en la extremidad inferior, estas son:

- Fuerza que ejerce el tendón patelar
- Fuerza de compresión articular entre la tibia y el fémur
- Fuerza en la articulación tibia-metatarso
- Fuerza del LCA (principal estabilizador de la rodilla)
- Fuerza del LCP (estabilizador secundario)
- Fuerza que ejerce el tendón de Aquiles

- Fuerza de reacción del suelo

No se consideran otros estabilizadores blandos secundarios como los ligamentos laterales y la cápsula articular.

IV) Se analizarán las fuerzas en el plano sagital, por lo que el modelo es en 2D. El movimiento real dentro de la articulación es tridimensional y el centro instantáneo de rotación resulta en un eje con una inclinación determinada en el espacio tridimensional. No obstante, el principal movimiento en la fase de apoyo de la marcha es la flexo -extensión y éste se produce en el plano sagital (Muir 2010). Por tanto, la fuerza cortante que resiste el LCA también se considerará que actúa en el plano sagital.

V) El valor de la fuerza de reacción con el suelo debido al apoyo de la extremidad canina se considerará el 30% del peso del animal. Se toma la hipótesis de que las patas traseras soportan el 60% del peso. Se considera una situación de marcha normal, por lo que se desprecia el golpe de talón contra el suelo, que elevaría la fuerza de reacción considerablemente. Se desprecia el peso propio de la tibia para ser insignificante ante la magnitud de las fuerzas articulares. Se considera la línea de acción de la reacción perpendicular al suelo y situada en el centro del pie.

VI) El valor del ángulo del TPA se medirá directamente de las radiografías.

VII) La situación del punto de contacto instantáneo entre fémur y tibia no está analizado en veterinaria, sí en humana (Nisell, Németh y Ohlsen 1986). Para el estudio biomecánico se hallará mediante la técnica de la tangente común sobre radiografía.

VIII) La fuerza de compresión femorotibial que pasa por el punto de contacto instantáneo, se dibujará perpendicular a la tangente común. Esto sigue el principio físico por el que cuando dos superficies cilíndricas ruedan mutuamente con una determinada presión, la fuerza de contacto se transmite a través de sus centros de rotación pasando por el único punto de contacto donde se encuentra la tangente común a las dos trayectorias de rotación.

IX) Las direcciones de los ligamentos cruzados, LCA y LCP, necesarias para realizar el estudio biomecánico de fuerzas, se extraen de la bibliografía en anatomía canina consultada.

4.2.- Estudio biomecánico de la rodilla sana

Se trabaja con las radiografías pre-operatorias de Dana, hembra pastor alemán de peso aproximadamente igual a 25 kp (250 N) y edad 5 años. Para el análisis vectorial de fuerzas y según la hipótesis V del apartado 4.1, el valor de la fuerza de reacción con el suelo debido al apoyo de la extremidad canina se considerará el 30% del peso del animal ya que las patas traseras soportan el 60% del peso. Por tanto, para este caso, la reacción será igual a 75 N.

Se parte de la imagen (figura 37), en la que se aísla la parte que contiene tarso, metatarso y pie y se dibujan las fuerzas que actúan en este sólido. Se trata de dibujar el diagrama del sólido libre de esta parte de la extremidad. En la figura 37 se muestran las direcciones de las tres fuerzas: fuerza que ejerce el tendón de aquiles, fuerza en la articulación metatarso-tibia y fuerza de reacción en el apoyo.

Disponemos de los siguientes datos:

- La línea de acción, el módulo, dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza de reacción del apoyo de la extremidad posterior.
- La dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza que ejerce el tendón de aquiles.
- El punto de aplicación de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.

Para que las tres fuerzas estén en equilibrio, las líneas de acción han de ser concurrentes en un punto. A partir de esta condición y con los datos disponibles, se halla la dirección de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.






-  Tendón de Aquiles
-  Articulación metatarso-pie
-  Reacción apoyo pie

Figura 37.- Líneas de acción de las tres fuerzas actuantes en tarso-metatarso-pie de la extremidad posterior canina. Rodilla sana

Una vez conocidas las líneas de acción de las tres fuerzas, se procede a plantear gráficamente el equilibrio vectorial de fuerzas, de manera que la resultante sea nula, tal como muestra la figura 38. Para el valor dado de la reacción en el apoyo, se deducen los módulos de las otras dos fuerzas. En el diagrama de equilibrio vectorial, se muestran la dirección, sentido y magnitud de las fuerzas, para la posición de la extremidad estudiada.

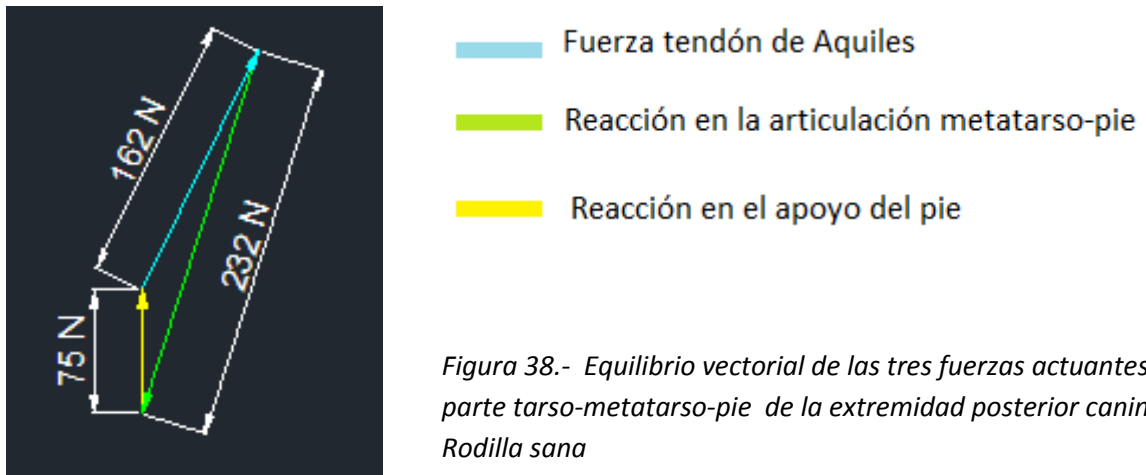


Figura 38.- Equilibrio vectorial de las tres fuerzas actuantes en la parte tarso-metatarso-pie de la extremidad posterior canina. Rodilla sana

Del equilibrio vectorial de fuerzas se deduce que la fuerza que ejerce el tendón de aquiles es igual a 162 N y la reacción en la articulación metatarso-pie es de 232 N.

En función del peso del animal los resultados son:

Fuerza tendón aquiles= $0,65 * P$

Fuerza en la articulación metatarso-pie= $0,93 * P$

A continuación se aísla la tibia y se dibuja el diagrama del cuerpo libre de esta parte de la extremidad. En la figura 40 se muestran las direcciones de las tres fuerzas: fuerza que ejerce el tendón patelar, fuerza en la articulación metatarso-tibia y fuerza del ligamento cruzado anterior (principal estabilizador de la rodilla).

Disponemos de los siguientes datos:

- La línea de acción, el módulo, dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.
- La dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza que ejerce el tendón patelar.
- El punto de aplicación de la fuerza en la articulación femoro-tibial (figura 39) se deduce por el método de la tangente común.

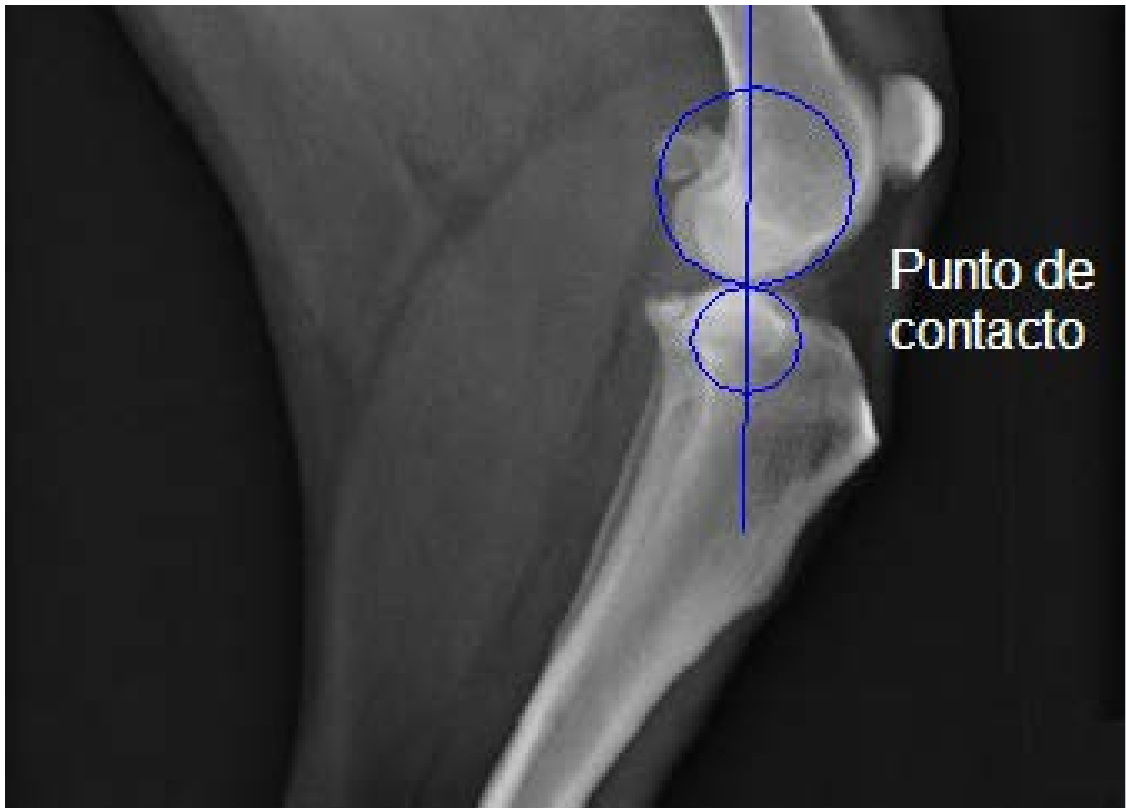
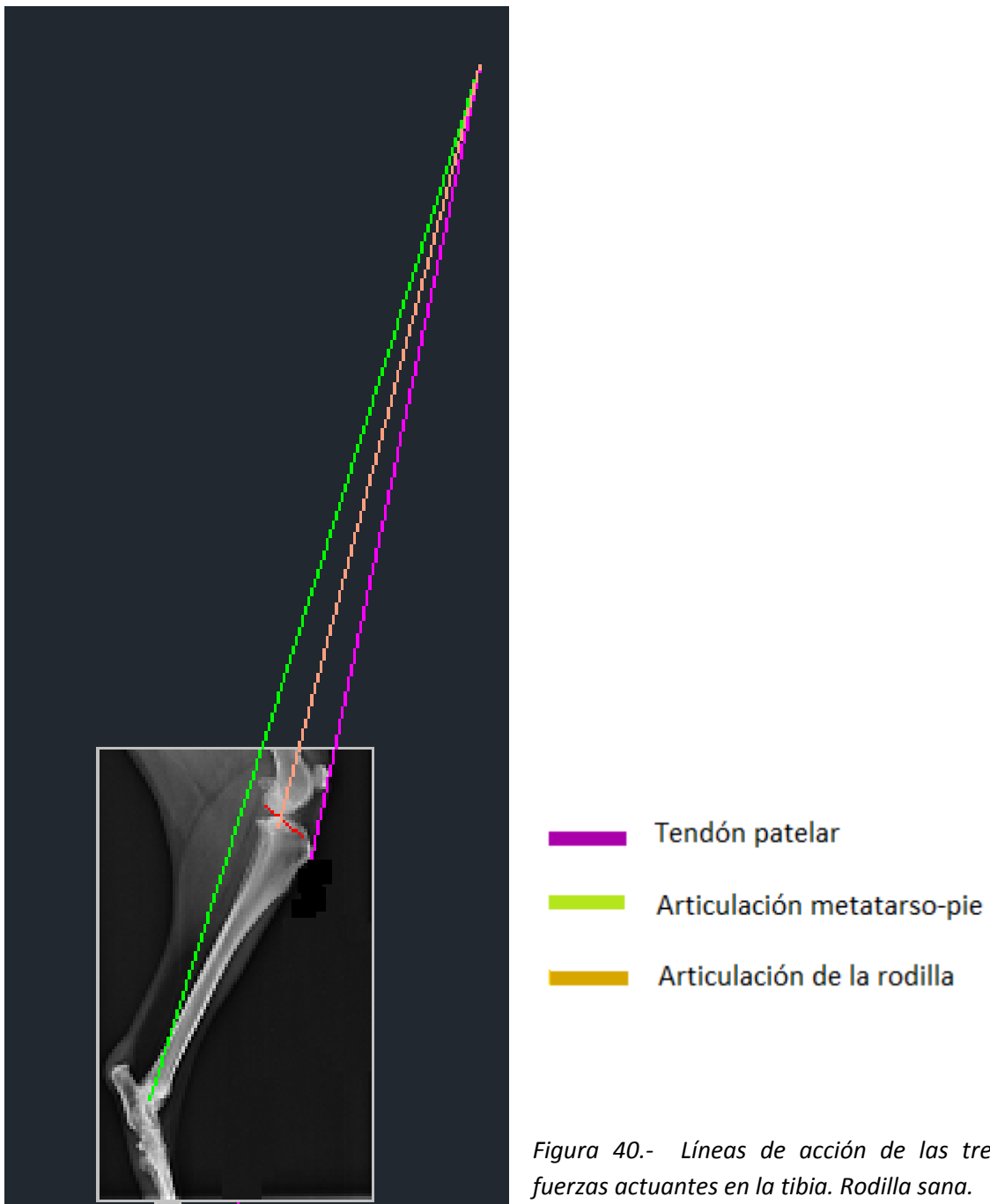


Figura 39.- La fuerza de compresión femorotibial que pasa por el punto de contacto instantáneo, se dibujará perpendicular a la tangente común. Esto sigue el principio físico por el que cuando dos superficies cilíndricas ruedan mutuamente con una determinada presión, la fuerza de contacto se transmite a través de sus centros de rotación pasando por el único punto de contacto donde se encuentra la tangente común a las dos trayectorias de rotación.

Para que las tres fuerzas estén en equilibrio, las líneas de acción han de ser concurrentes en un punto. A partir de esta condición y con los datos disponibles, se halla la línea de acción de la fuerza sobre la articulación de la rodilla.



Conocidas las líneas de acción de las tres fuerzas, se plantea gráficamente el equilibrio vectorial de fuerzas, de manera que la resultante sea nula, tal como se indica en la figura 41.

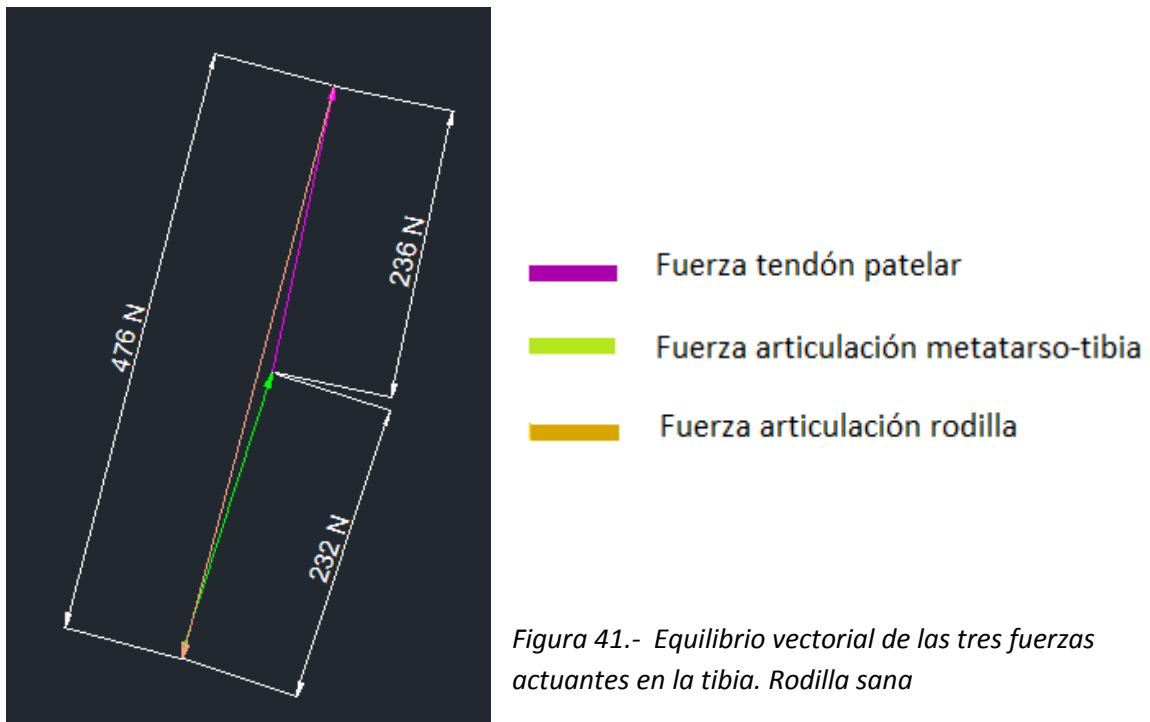


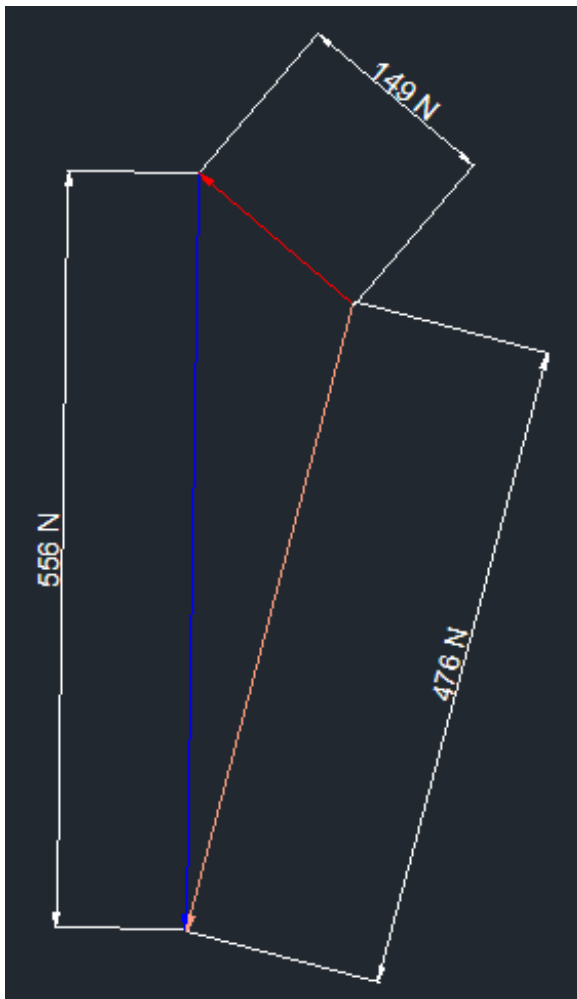
Figura 41.- Equilibrio vectorial de las tres fuerzas actuantes en la tibia. Rodilla sana

En el diagrama de equilibrio vectorial, se presentan la dirección, sentido y magnitud de las fuerzas, para la posición de la extremidad estudiada.

Planteando el equilibrio vectorial de fuerzas se deduce que la fuerza que ejerce el tendón patelar es igual a 236 N y la fuerza en la articulación de la rodilla es de 476 N.

La fuerza de la articulación de la rodilla se descompone en fuerza de compresión fémur-tibia y fuerza que absorbe el LCA (fig. 42). En forma vectorial se expresa:

$$\vec{F}_{rodilla} = \vec{F}_{compresión\ femoro-tibial} + \vec{F}_{LCA}$$



- Fuerza articulación femoro-tibial
- Fuerza compresión femoro-tibial
- Fuerza LCA

Figura 42.- Equilibrio vectorial de fuerzas en la rodilla. La Fuerza en la Articulación de la Rodilla = Fuerza de compresión femoro-tibial + Fuerza del LCA.

Del equilibrio vectorial de fuerzas se halla:

Fuerza de compresión fémur-tibia= 556 N

Fuerza LCA= 149 N

Tal como se muestra en la figura 43, el valor calculado de la fuerza que se ejerce en el LCA (149N) es muy inferior a la fuerza límite de un ligamento (aprox. 700N).

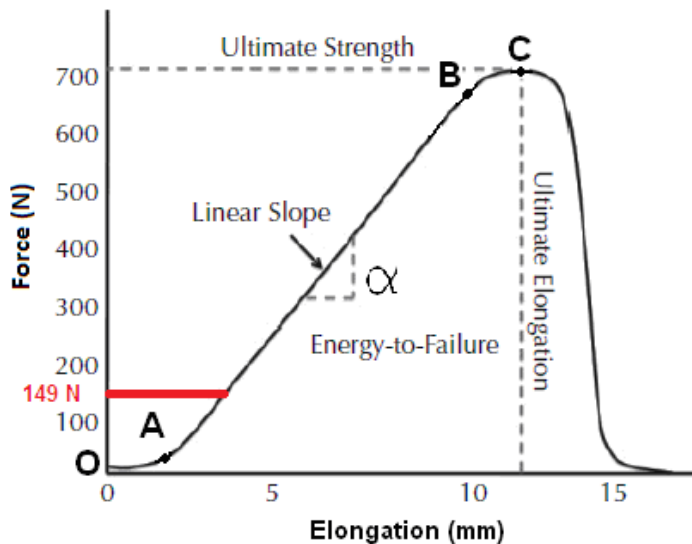


Figura 43.- Curva Fuerza-Elongación de un ligamento durante un ensayo de tracción.
Fuente: Sample y Vanderby 2011

Los valores de fuerza calculados en función del peso del animal son:

Fuerza tendón patelar= $0,94 * P$

Fuerza de compresión fémur-tibia= $2,2 * P$

Fuerza LCA= $0,6 * P$

Para el caso en estudio y en la posición dada en la radiografía de la rodilla sana, si existiera rotura del LCA, se produciría el efecto cajón ya que el ángulo entre la línea de acción del tendón patelar y la meseta tibial es $PTA = 98^\circ > 90^\circ$ (fig. 44).

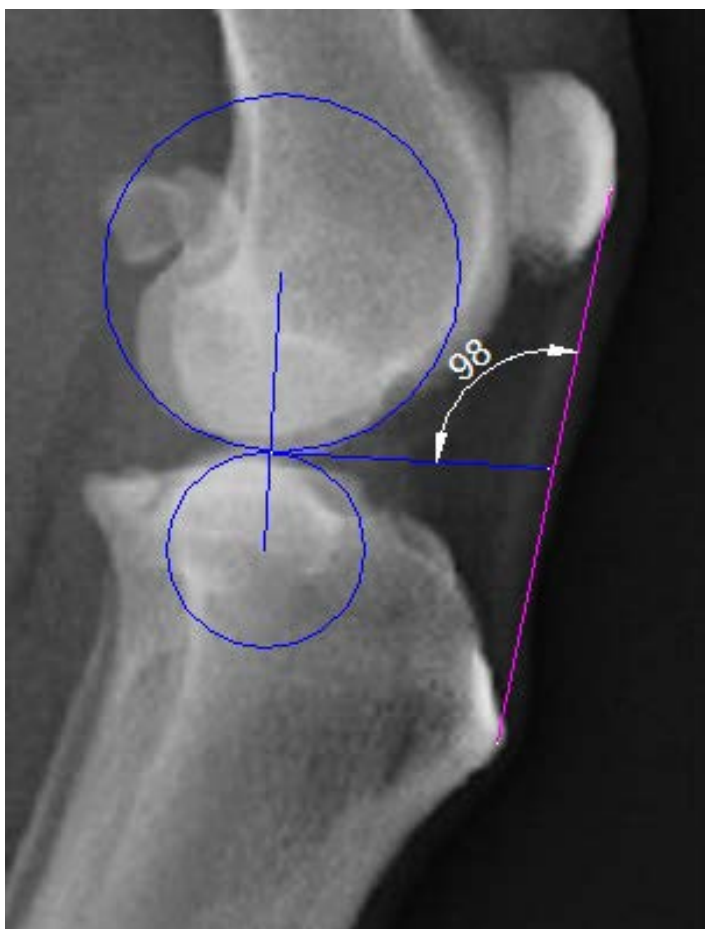


Figura 44.- El ángulo PTA=98° en la rodilla sin reparar.

4.3.- Estudio biomecánico de la rodilla reparada con el sistema TTA

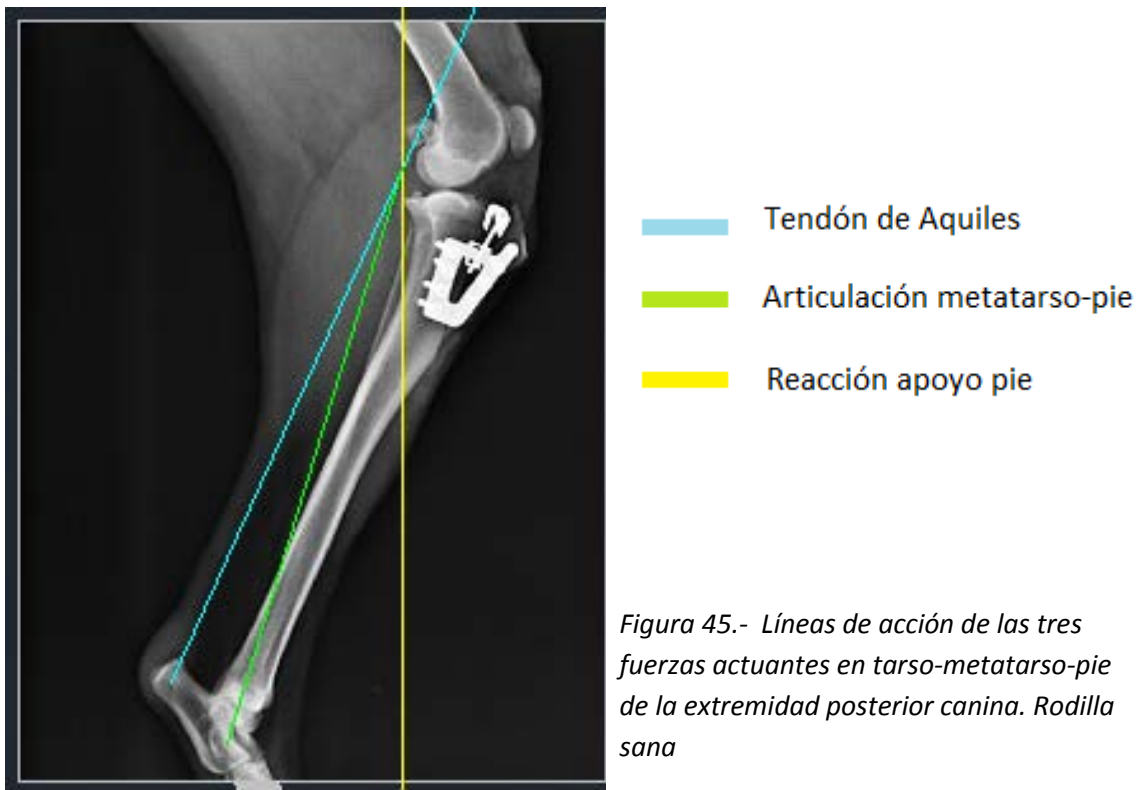
En los estudios biomecánicos de fuerzas de este apartado se utilizan las radiografías post-operatorias de Dana, hembra pastor alemán de peso aproximadamente igual a 25 kp (250 N) y edad 5 años. Para el análisis vectorial de fuerzas y según la hipótesis V del apartado 4.1, el valor de la fuerza de reacción con el suelo debido al apoyo de la extremidad canina se considerará el 30 % del peso del animal o sea 75 N.

Se parte de la imagen de una radiografía en la que se aísla la parte que contiene tarso, metatarso y pie y se dibujan las fuerzas que actúan en este sólido. Se trata de dibujar el diagrama del sólido libre de esta parte de la extremidad. En la figura 45 se muestran las direcciones de las tres fuerzas: fuerza que ejerce el tendón de aquiles, fuerza en la articulación metatarso-tibia y fuerza de reacción en el apoyo.

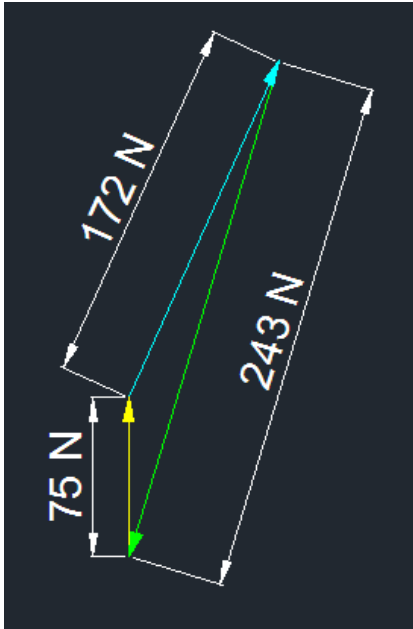
Disponemos de los siguientes datos:

- La línea de acción, el módulo, dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza de reacción del apoyo de la extremidad posterior.
- La dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza que ejerce el tendón de aquiles.
- El punto de aplicación de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.

Para que las tres fuerzas estén en equilibrio, las líneas de acción han de ser concurrentes en un punto. A partir de esta condición y con los datos disponibles, se halla la dirección de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.



Una vez conocidas las líneas de acción de las tres fuerzas, se procede a plantear gráficamente el equilibrio vectorial de fuerzas, de manera que la resultante sea nula, tal como muestra la figura 46. Para el valor dado de la reacción en el apoyo, se deducen los módulos de las otras dos fuerzas. En el diagrama de equilibrio vectorial, se muestran la dirección, sentido y magnitud de las fuerzas, para la posición de la extremidad estudiada.



- ▬ Fuerza tendón de Aquiles
- ▬ Reacción en la articulación metatarso-pie
- ▬ Reacción en el apoyo del pie

Figura 46.- Equilibrio vectorial de las tres fuerzas actuantes en la parte tarso-metatarso-pie de la extremidad posterior canina. Rodilla sana

Del equilibrio vectorial de fuerzas se deduce que la fuerza que ejerce el tendón de aquiles es igual a 172 N y la reacción en la articulación metatarso-pie es de 243 N.

En función del peso del animal los resultados son:

Fuerza tendón aquiles= $0,69 \cdot P$

Fuerza en la articulación metatarso-pie= $0,97 \cdot P$

A continuación se aísla la tibia y se dibuja el diagrama del cuerpo libre de esta parte de la extremidad. En la figura 48 se muestran las direcciones de las tres fuerzas: fuerza que ejerce el tendón patelar, fuerza en la articulación metatarso-tibia y fuerza del ligamento cruzado anterior (principal estabilizador de la rodilla).

Disponemos de los siguientes datos:

- La línea de acción, el módulo, dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza sobre la articulación metatarso-tibia.
- La dirección, sentido y punto de aplicación de la fuerza que ejerce el tendón patelar.
- El punto de aplicación de la fuerza en la articulación femoro-tibial (figura 47).



Figura 47.- La fuerza de compresión femorotibial que pasa por el punto de contacto instantáneo, se dibujará perpendicular a la tangente común. Esto sigue el principio físico por el que cuando dos superficies cilíndricas ruedan mutuamente con una determinada presión, la fuerza de contacto se transmite a través de sus centros de rotación pasando por el único punto de contacto donde se encuentra la tangente común a las dos trayectorias de rotación.

Para que las tres fuerzas estén en equilibrio, las líneas de acción han de ser concurrentes en un punto. A partir de esta condición y con los datos disponibles, se halla la línea de acción de la fuerza sobre la articulación de la rodilla (fig. 48).

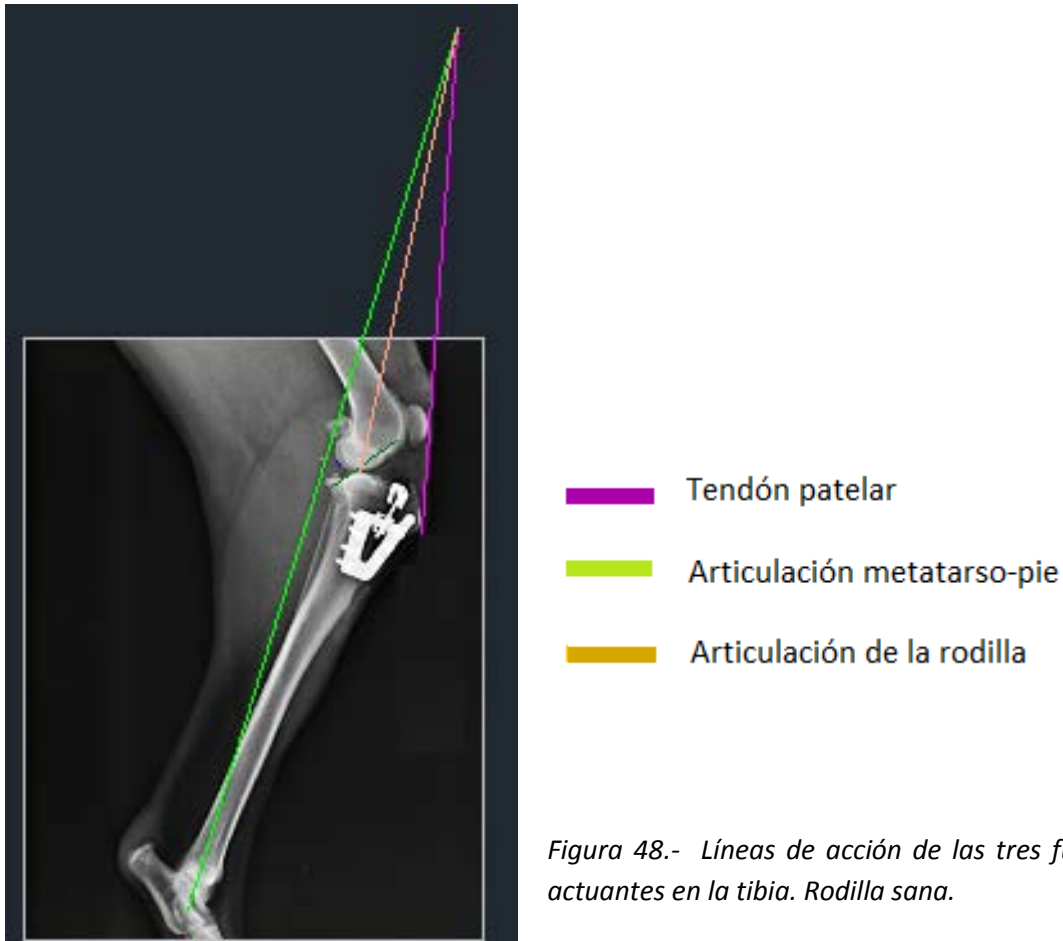
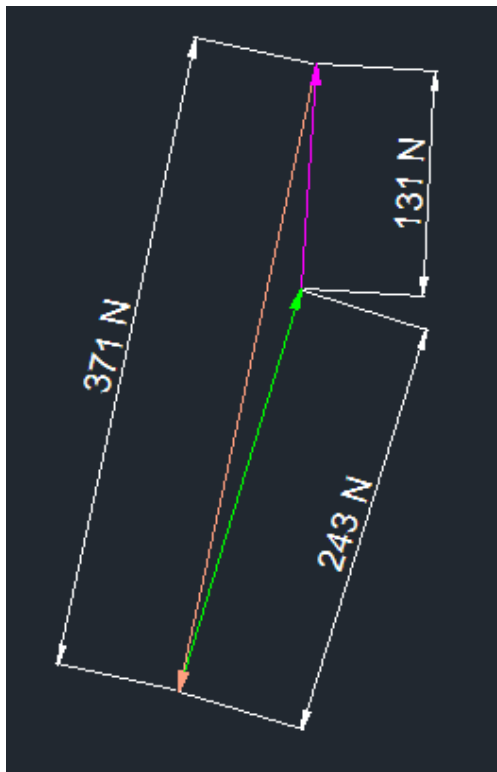


Figura 48.- Líneas de acción de las tres fuerzas actuantes en la tibia. Rodilla sana.

Conocidas las líneas de acción de las tres fuerzas, se plantea gráficamente el equilibrio vectorial de fuerzas, de manera que la resultante sea nula, tal como se indica en la figura 49. En el diagrama de equilibrio vectorial, se presentan la dirección, sentido y magnitud de las fuerzas, para la posición de la extremidad estudiada.



- █ Fuerza tendón patelar
- █ Fuerza articulación metatarso-tibia
- █ Fuerza articulación rodilla

Figura 49.- Equilibrio vectorial de las tres fuerzas actuantes en la tibia. Rodilla sana

Del equilibrio vectorial de fuerzas se deduce que la fuerza que ejerce el tendón patelar es igual a 131 N, que en función del peso del animal es $F_{\text{patelar}} = 0,52 * P$.

Se constata en este estudio biomecánico que la técnica TTA destensa el tendón patelar. Existe bibliografía, (Boudrieau, 2009), en la que se afirma que con la técnica TTA disminuye la tensión en el tendón patelar (ello supone una ventaja en comparación con la técnica TPLO en la que se dan casos de tendinitis).

La fuerza de la articulación de la rodilla se descompone en fuerza de compresión fémur-tibia y fuerza que absorbería el LCA en el caso que éste existiera. (fig. 50).

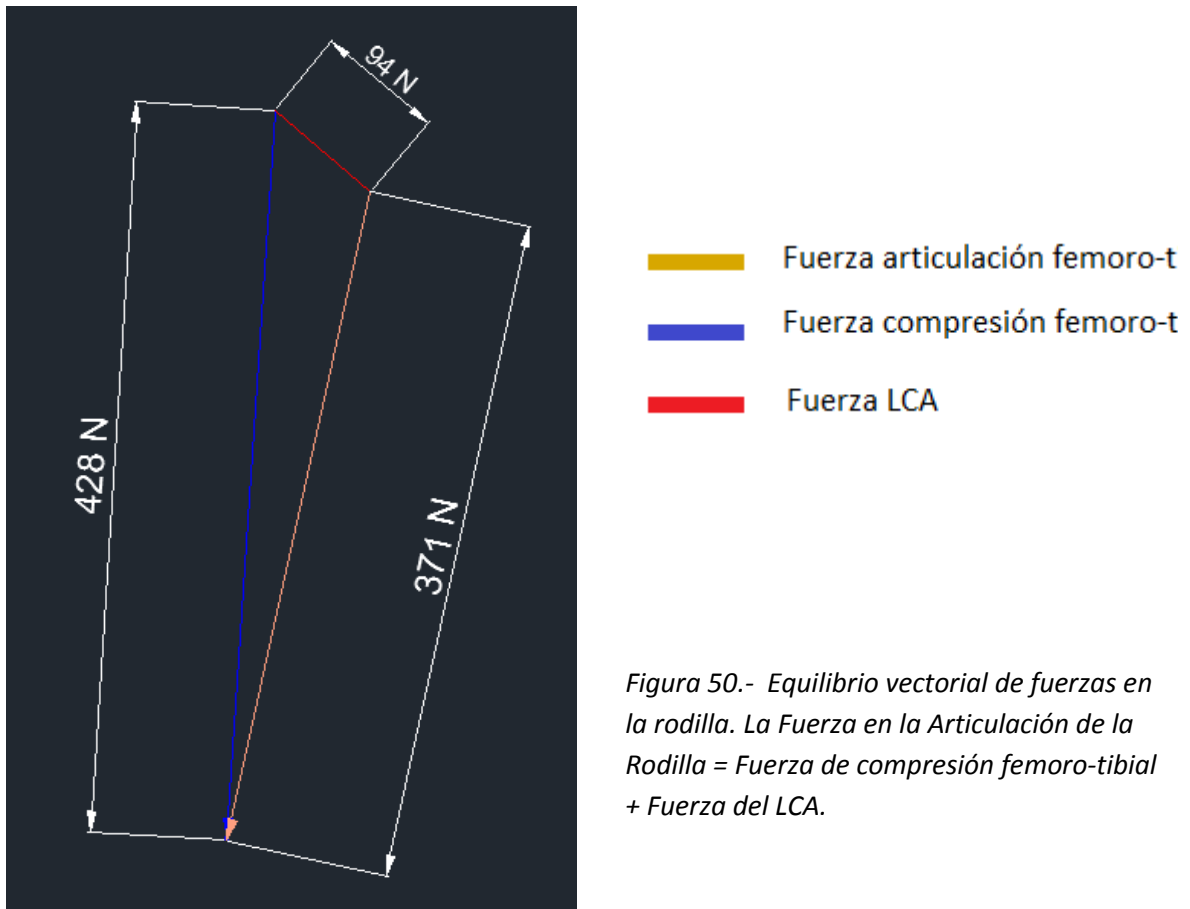


Figura 50.- Equilibrio vectorial de fuerzas en la rodilla. La Fuerza en la Articulación de la Rodilla = Fuerza de compresión femoro-tibial + Fuerza del LCA.

Del equilibrio vectorial de fuerzas se halla:

Fuerza de compresión fémur-tibia= 556 N

Fuerza LCA= 94 N

En este estudio se evidencia una disminución en la fuerza en dirección del LCA. Al aplicar la técnica TTA, cambia el comportamiento biomecánico de la rodilla y disminuye la componente tangencial en sentido craneal de la fuerza en la articulación que es la que produce el efecto de cajón anterior. En el caso concreto que se analiza, la fuerza que tendría que absorber el LCA pasa de 149N en rodilla sana a 94N en rodilla reparada.

Al reparar la rodilla con la técnica TTA, la orientación del tendón patelar cambia. En la radiografía del animal que estudiamos, el ángulo entre la línea de acción del tendón patelar y la meseta tibial disminuye $8,5^\circ$, situándose en un valor de PTA= $89,5^\circ$. Al ser éste inferior a 90° , según la teoría de Nisell en humana, el efecto cajón sería nulo (figura 51).

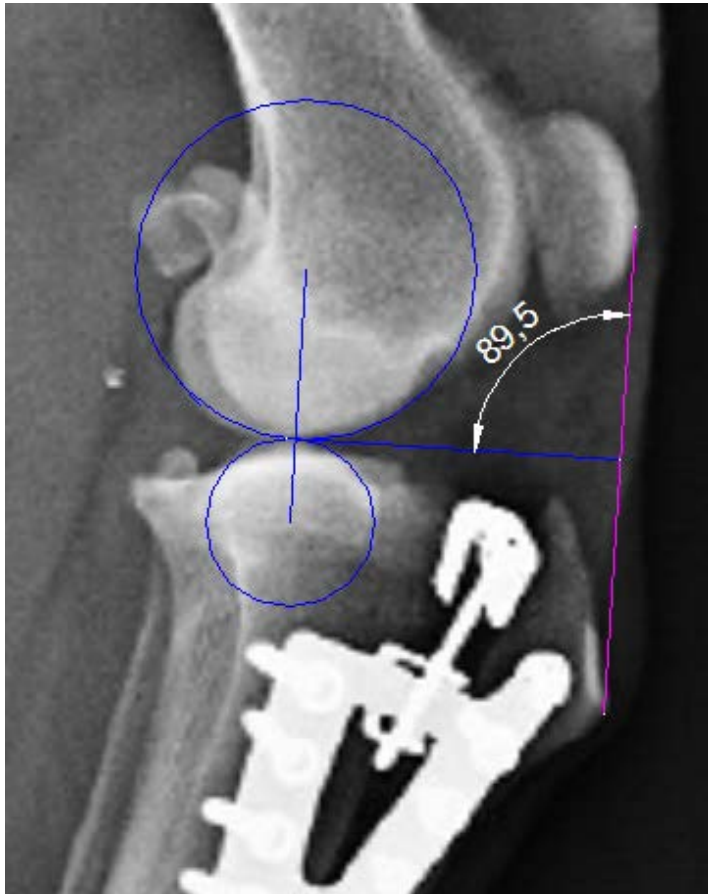
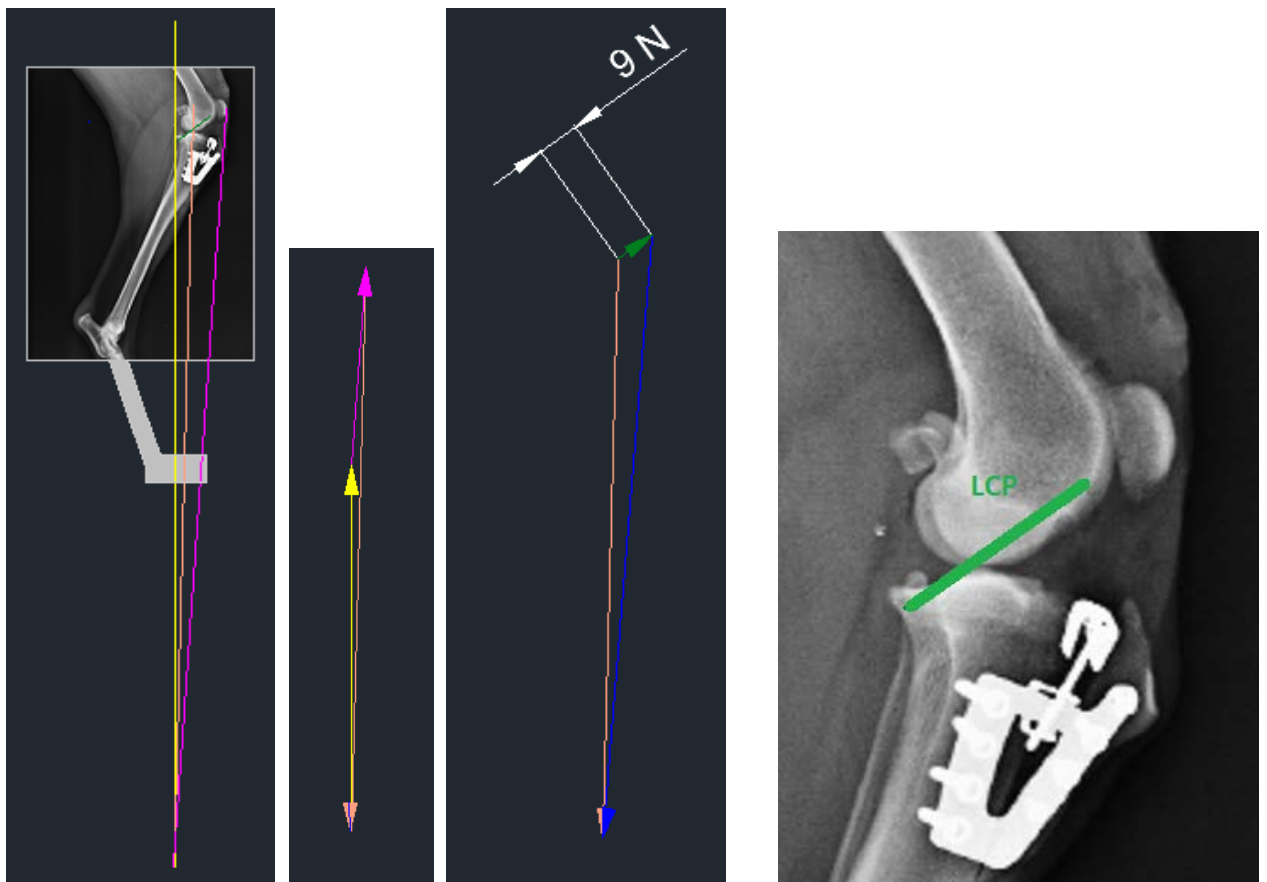


Figura 51.- El ángulo PTA= $89,5^\circ$ en la rodilla reparada con el sistema TTA. Al ser este ángulo inferior a 90° el efecto cajón será nulo.

A continuación se expone un estudio biomecánico sencillo empleado en análisis de la biomecánica de la rodilla humana (Frankel V.H; Nordin M; 1980) en el que se plantea el equilibrio de tres fuerzas coplanares: Reacción en el apoyo, fuerza del tendón patelar y fuerza en la articulación de la rodilla (fig. 51). En él se demuestra que el efecto de cajón anterior es nulo y la componente tangencial de la fuerza en la rodilla tendrá sentido caudal y será absorbida por el LCP. Se deduce la dirección del LCP a partir de bibliografía de anatomía canina (Evans et al. 2003).



- Reacción apoyo pie
- Fuerza tendón patelar
- Fuerza articulación femoro-tibial
- Fuerza compresión femoro-tibial
- Fuerza LCP

Figura 52.- El LCP absorbe la componente tangencial de la fuerza en la rodilla canina al repararla aplicando la técnica TTA. Se dibuja de forma aproximada la dirección del LCP tras consultar bibliografía en anatomía canina (Evans et al. 2003).

A partir de la fuerza de reacción en el apoyo igual a 75N y conocida la dirección del tendón patelar y el punto de aplicación de la fuerza en la rodilla (punto de contacto entre fémur y tibia deducido por el método de la tangente común), se halla la fuerza en la articulación que es la suma de la fuerza de compresión femoro-tibial y la fuerza que absorbe el LCP. A partir de esta suma vectorial se halla una componente de fuerza en dirección y sentido del LCP. Con la aplicación de este método se llega a la conclusión que el cajón anterior es nulo y aparece una componente tangencial de la fuerza en la articulación, que tendrá sentido caudal y será absorbida por el LCP.

De los análisis biomecánicos realizados en este apartado se concluye que con este sistema de reparación TTA:

- Se anula o disminuye la componente tangencial en sentido craneal de la fuerza en la articulación que es la que produce el efecto de cajón anterior.
- El tendón patelar se destensa.
- En el caso de cajón anterior nulo, aparece una componente tangencial de la fuerza en la articulación, que tendrá sentido caudal y será absorbida por el LCP.

CAPÍTULO 5.- MATERIAL Y MÉTODO

ÍNDICE

5.1.- Introducción	87
5.2.- Material	90
5.2.1.- Especímenes	90
5.2.2.- Sistema de fijación de los especímenes	92
5.2.2.1.- Recipiente para inclusión	93
5.2.2.2.- Material compuesto para la fijación.....	94
5.2.2.2.1.- Resina	94
5.2.2.2.2.- Carga metálica	95
5.2.2.2.3.- Fibra	96
5.2.2.3.- Justificación del composite utilizado	96
5.2.3.- Preparación de las muestras con el sistema TTA	105
5.2.4.- Tecnología y equipos para captura y tratamiento de datos	107
5.2.4.1.- Captador de fuerza. Extensometría eléctrica	107
5.2.4.2.- Captadores de desplazamiento	112
5.2.4.3.- Equipo electrónico de lectura (hardware)	117
5.2.4.3.1.- Multiplexor	117
5.2.4.3.2.- Tarjeta de adquisición de datos	118

5.2.4.4.- Programa de gestión y tratamiento de datos (software)	118
5.3.- Método	120
5.3.1.- Método de realización de los ensayos	120
5.3.2.- Ensayo desplazamiento anterior del fémur	133
5.3.3.- Ensayo desplazamiento posterior del fémur	134

5.- MATERIAL Y MÉTODO

5.1.- Introducción

En el presente capítulo se describen los materiales utilizados, básicamente los especímenes, incluyendo el proceso de obtención y su preparación, el sistema y elementos de sujeción utilizados para su ensayo, los equipos y sistemas de medición y registro de datos y el método de realización de los ensayos.

Con la realización de estos ensayos se pretenden obtener los registros y datos suficientes para poder determinar la rigidez que presenta una rodilla anatómica completa al aplicar a la articulación fuerzas tangenciales (fig. 53) en sentido antero-posterior (efecto cajón), la rigidez de la misma rodilla sin el LCA y la rigidez de la misma al repararla aplicando un sistema de avance de la tuberosidad tibial (sistema TTA de Durall-Díaz Bertrana).

Los especímenes ensayados son 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver, cedidas por la *Facultat de Veterinària de la UAB* para su posterior ensayo en la EPSEVG.

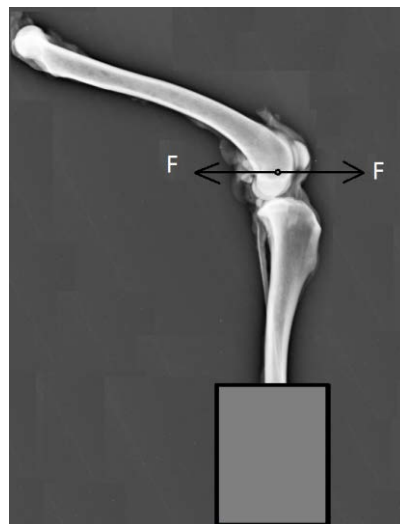


Fig. 53.- Aplicación de una fuerza antero-posterior en el cóndilo que simula el efecto cajón

Una vez preparadas las articulaciones, se envían al *Laboratori Comú de Mecànica de l'Escola Politècnica Superior d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú (EPSEVG)* congeladas a -18°C .

Para realizar los ensayos de rigidez en la bancada de ensayos, los especímenes se incluyen por el extremo distal de la tibia-peroné en un recipiente en el que se introduce un material compuesto de resina y un material de refuerzo.

Previamente a ensayar el espécimen ya fijado en el soporte, se coloca un muelle que simula la fuerza del tendón del cuádriceps y un sistema de aplicación de fuerza que simula la fuerza del tendón de aquiles. Se aplica una fuerza paralela al platillo tibial a través de los cóndilos femorales y se registran los valores de fuerza aplicada en sentido anterior y posterior y los correspondientes desplazamientos del fémur respecto a la tibia para los tres casos: rodilla completa, rodilla sin LCA y rodilla reparada con un sistema TTA.

El registro de valores de fuerza y desplazamiento (fig. 54) se efectúa a través de captadores de fuerza y desplazamiento, conectados a un multiplexor gestionado por un PC y el correspondiente sistema de adquisición y tratamiento de datos.



Fig. 54.- Sistema para aplicación de fuerza y registro de resultados

Los objetivos de los ensayos son registrar el conjunto de datos suficientes que permitan:

- 1.- Comparar la rigidez de una rodilla anatómica completa, con la rigidez de la misma rodilla sin el LCA.
- 2.- Demostrar la pérdida de rigidez de la rodilla al desplazamiento antero-posterior tras eliminar el LCA.
- 3.- Comparar la rigidez de una rodilla anatómica completa con la misma rodilla tras haberle eliminado el LCA y repararla con el sistema TTA de Durall-Díaz Bertrana.

5.2.- Material

5.2.1.- Especímenes

Los espécimenes ensayados son 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver, cedidas por la Facultat de Veterinària de la UAB para su posterior ensayo en la EPSEVG. La disección de los cadáveres y preparación de los espécimenes se efectuó en el quirófano de l'Hospital Clínic de la Facultat de Veterinària de la Universitat Autònoma de Barcelona (UAB).

Se prepararon 5 muestras de cadáveres de perros con pesos comprendidos entre los 30 y 35 kg aproximadamente para realizar los ensayos y que precisaran radiológicamente un avance de 9 mm de acuerdo con las mediciones descritas por los autores de esta técnica (Kipfer, NM; Tepic, et al. 2008). Se desarticularon los huesos a nivel de la articulación coxofemoral preservándose la cabeza femoral mientras que distalmente se seccionó la tibia a nivel del tercio distal. Se procedió a la extracción de todos los tejidos blandos excepto rótula y tendón patelar y del cuádriceps, cápsula articular de la rodilla, ligamentos colaterales y los huesos sesamoideos de los gastronemios.

Las muestras fueron congeladas hasta el momento de realizar los tests correspondientes.

Se fija la articulación tibio-femoral por la tibia-peroné para posteriormente aplicar una fuerza en el cóndilo que simule el efecto cajón de la articulación.

A continuación se describen las diferentes etapas para la preparación de los espécimenes (ver fig. 55 y 56).

- 1.- Descongelación de los segmentos articulares durante 6-7h.
- 2.- Efectuar dos perforaciones en el extremo inferior de la tibia con una broca de 3mm.



Fig. 55.- Perforación del extremo inferior de la tibia

3.- Colocación en el extremo inferior de la tibia de dos tornillos tirafondos 3,5x50 para mejorar la fijación de la tibia al composite.



Fig. 56.- Colocación de dos tornillos 3,5x50mm

4.- Inclusión de la tibia en el recipiente de resina con carga metálica (fig. 57):

En un recipiente de plástico transparente se mezclan a partes iguales un volumen total de aproximadamente 100 cm^3 de los dos componentes A y B (50 cm^3 de cada) de la resina. Se remueve la mezcla con un utensilio de madera. La mezcla se añade en el recipiente donde se han de incluir los especímenes. La reacción entre los dos componentes A y B de la resina es exotérmica y el tiempo de manipulación de la mezcla es de unos 4-5 minutos.

A continuación se incluye el segmento articular a ensayar por el extremo de la tibia-peroné. Se añade la mitad de la carga metálica total (300g) distribuyéndola de la manera más uniforme posible y se esperan unos 2 minutos hasta que la carga se ha sumergido en la resina. Acto seguido se preparan unos 120 cm^3 más

de resina y se repite el proceso anterior. Se añade el resto de carga metálica (aproximadamente 380g).

5.- Congelación a -18°C del espécimen incluido en el soporte metálico hasta el día del ensayo.

5.2.2.- Sistema de fijación de los especímenes

La inclusión de los segmentos articulares se realiza en unos recipientes metálicos que van fijados a la bancada y en donde se añade un material compuesto que al endurecerse actúa de empotramiento del espécimen a ensayar (ver figura 57)



Fig. 57.- Especimen incluido en composite de fijación

5.2.2.1.- Recipiente para inclusión de especímenes

Se diseñan y construyen 5 recipientes (uno para cada espécimen) de acero S235, compuestos de un tubo cilíndrico de 76 mm de diámetro exterior y 3 mm de grosor de pared con 80mm de longitud y una placa cuadrada de 100 mm de lado x 5 mm de espesor, a la que se practican 4 agujeros de diámetro 8 mm para su fijación a la bancada de ensayos (fig. 58).

El tubo se suelda concéntricamente a la placa que hace de base del recipiente con electrodo de rutilo E431 de 3,5mm. Se realizan 4 cordones de soldadura de unos 20mm de longitud. El recipiente tiene un volumen total de 308cm³.

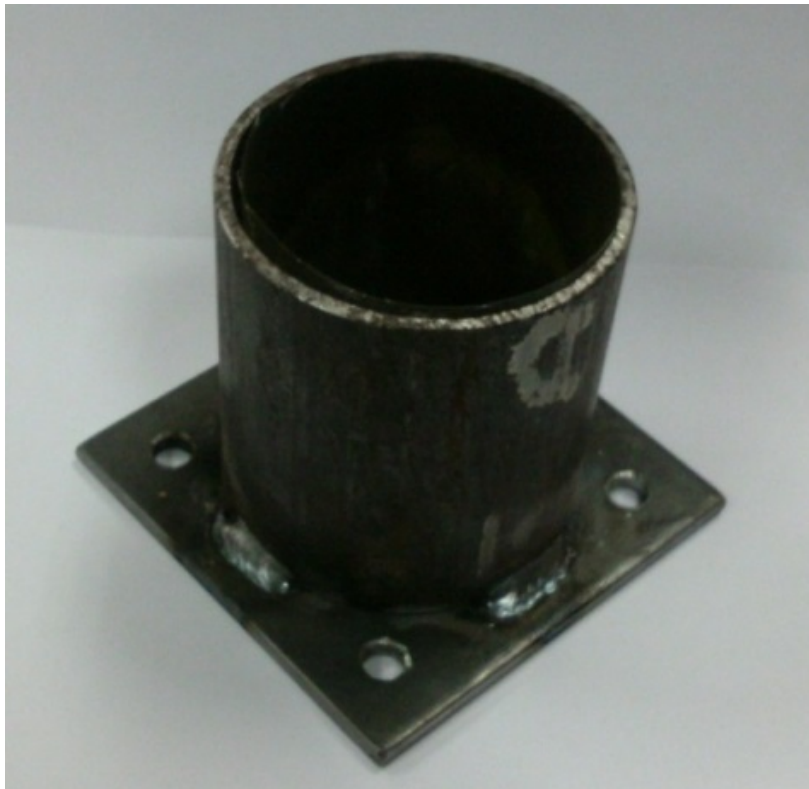


Fig. 58.- Recipiente para inclusión de especímenes

5.2.2.2.- Material compuesto para la fijación (composite)

Un composite o material compuesto, es un material formado por la unión íntima de dos o más componentes, un material base denominado matriz a la cual se añaden partículas, elementos o fibras de refuerzo para mejorar sus propiedades.

En ingeniería existen infinidad de aplicaciones con materiales compuestos en los campos de la aeronáutica, automóviles, náutica, mobiliario, construcción civil, deportes, etc.

En una primera fase de esta tesis, previa a los ensayos con especímenes, se estudiaron dos composites: resina con carga metálica y resina con fibras de polipropileno. Más adelante se compara la rigidez de cada material y se justifica la utilización del primero para la inclusión de especímenes.

En los ensayos de esta tesis y con el objetivo de aumentar la resistencia mecánica de la fijación, se mezcla la resina (matriz) con carga metálica, formándose un material compuesto de resistencia superior a la resina.

Este es un método que se ha ido utilizando en ensayos para investigación en medicina humana. Prueba de ello tenemos en las tesis doctorales (Hussain,E 1993), (Cabello,J 2010) y (Vilaró,R 1994). En las dos primeras se incluyen vértebras lumbares humanas y en la tercera tibias humanas en cubiletes de resina con carga metálica.

5.2.2.2.1.- Resina

Para la obtención del material compuesto se ha utilizado una resina de la firma Ceys. Araldit Rápido Ceys es un adhesivo epoxídico, denominado estructural por su capacidad de absorber altos esfuerzos mecánicos. Se forma a partir de dos componentes, que se mezclan a partes iguales, una resina epoxi modificada y formulada a partir de bisfenol A que se utiliza como endurecedor y una poliaminoamida modificada mediante aminas terciarias (fig.59).

Resiste temperaturas entre -60 y +65 °C, tracciones de hasta 32 MPa, golpes y vibraciones y la mayoría de disolventes orgánicos e inorgánicos. Fragua en 5-10 minutos obteniéndose la máxima resistencia a las 48 horas.



Fig. 59.- Resina para inclusión de especímenes

5.2.2.2.2.- Carga metálica

La carga metálica está formada por piezas cilíndricas de latón de 11mm de diámetro y 3 mm de espesor.

El volumen total del recipiente es igual a 308cm^3 . La resina ocupa del orden de 220cm^3 Y el resto 88cm^3 , está ocupado por la carga metálica, esto representa un 28,6% del volumen total del recipiente. El peso de la carga metálica es de 680 g.



Fig. 60.- Resina con carga metálica antes del fraguado

5.2.2.2.3.- Fibra

Se trata de una fibra sintética 100% de polipropileno virgen, que se utiliza como refuerzo secundario del hormigón (fig. 61 A)

Se incluyen 20g de fibra que ocupan 17 cm^3 y representan un 5,5% del volumen total del recipiente, el resto 262 cm^3 está ocupado por resina (fig. 61 B).



Fig. 61 (A).- Fibras de polipropileno



Fig. 61 (B).- Mezcla de resina con fibras

5.2.2.3.- Justificación del composite utilizado

En este apartado se detallan los ensayos de flexión efectuados en dos muestras con una barra de acero incluida en dos composites diferentes (resina + carga metálica y resina + fibras) con el objetivo de comparar la rigidez de ambos y escoger uno de ellos para la fijación de los especímenes.

Se ensaya una barra en voladizo, empotrada por su extremo. La barra es un tubo de acero S275 de 20 mm de diámetro exterior, 2 mm de espesor y 170 milímetros de longitud al que se le colocan transversalmente dos barras roscadas de diámetro 3mm y longitud 65mm (fig. 62). Este tubo se sumerge en un recipiente metálico idéntico al que se utiliza para los ensayos de los especímenes, por el extremo donde están colocadas estas barras, de tal manera

que queda centrado en posición vertical, tal como muestra el esquema de la figura 63.

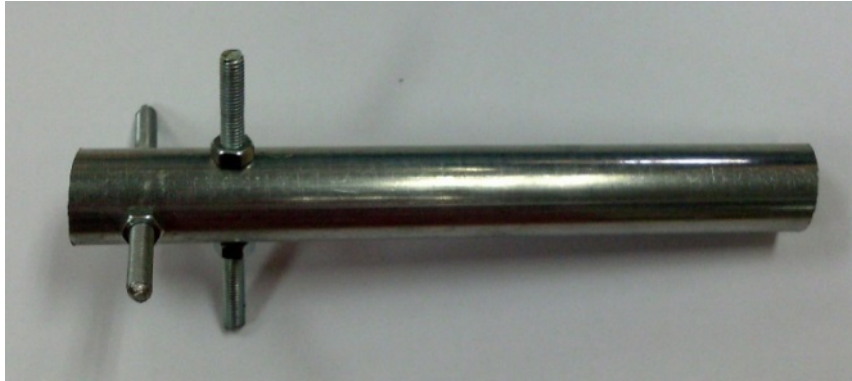


Fig. 62.- Barra incluida en voladizo y sometida a flexión, para ensayos de los dos composites: resina+carga metálica y resina+fibras de polipropileno

La barra se somete a un esfuerzo de flexión, al aplicarle una fuerza horizontal en su extremo superior. La barra se incluye en el primer caso en resina + carga metálica y en el segundo en resina + fibras de polipropileno.

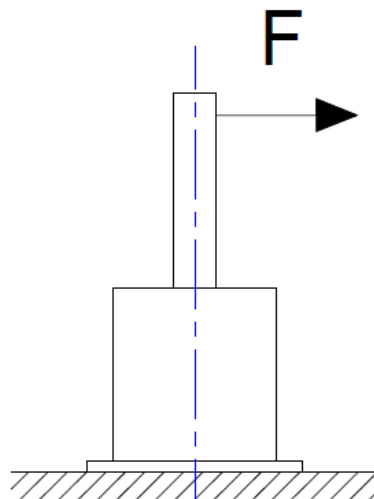


Fig. 63.- Esquema de ensayo de barra incluida en composite resina+carga metálica

Se registran simultáneamente los valores de fuerza (N) y desplazamiento (mm) del punto de aplicación de la fuerza.

Para la lectura de dichos valores se utilizan los dos transductores de desplazamiento, el captador de fuerza y el sistema de adquisición de datos que se detallan en los apartados 5.2.4.1 y 5.2.4.2 de este capítulo.

A continuación se muestran y comparan los dos ensayos y se justifica la solución adoptada.

La rigidez se calcula dividiendo la fuerza por el desplazamiento.

Composite: resina + carga metálica

Se ensaya la barra a voladizo incrementando la fuerza gradualmente de 0 a 441N, aplicando en total 9 pesos normalizados de 5kg (gráfico 1).

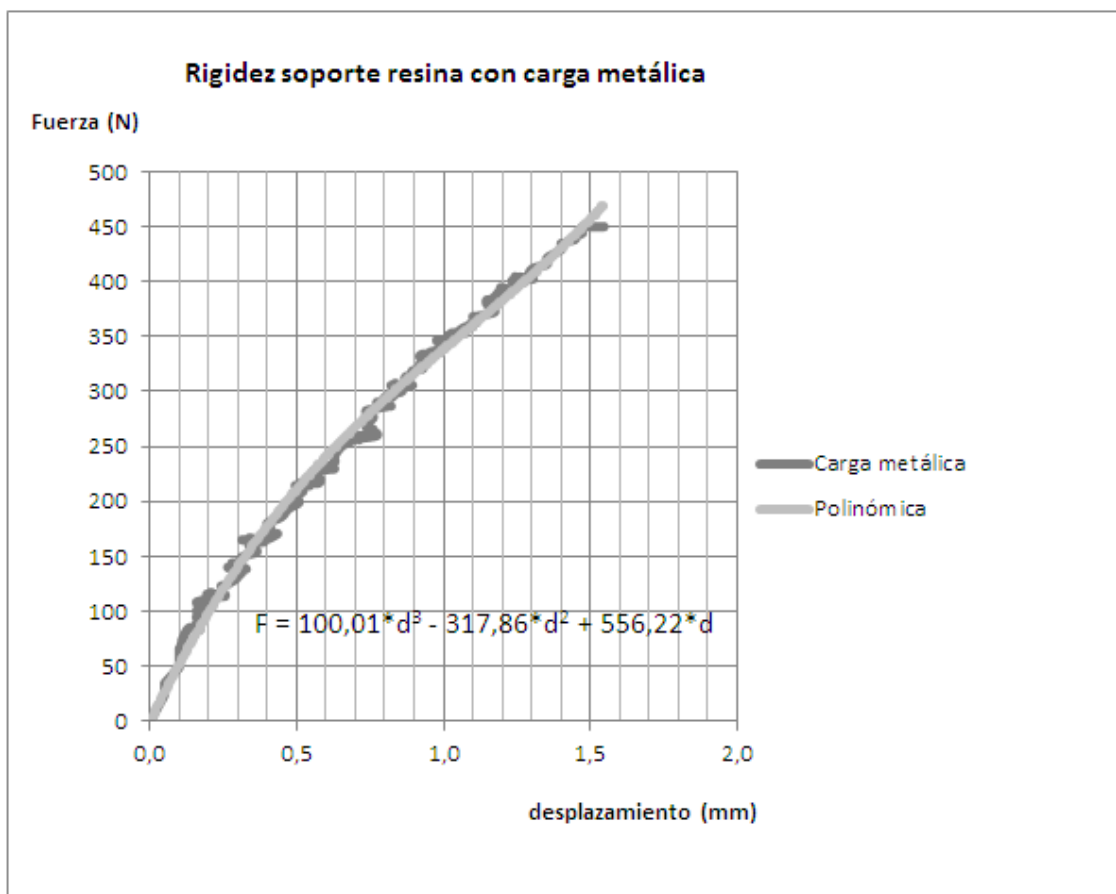


Gráfico 1.- Fuerza (N) – desplazamiento (mm) para sistema de fijación de resina con carga metálica.

La relación entre fuerza y desplazamiento se ajusta a una ecuación de tercer grado $F=100,01*d^3 - 317,86*d^2 + 556,22*d$. Para esta función el coeficiente de correlación es igual a 0,9971.

El valor mínimo aceptado de coeficiente de correlación es 0,99. Si ajustamos a una ecuación de segundo grado, $R^2=0,9890$ y para el ajuste a una recta se tiene $R^2=0,9304$. Por tanto se ajusta a una ecuación de tercer grado con la que se obtiene más precisión.

Para esta función de tercer grado la rigidez no es constante y por ello se calcula para varios valores de F-d como se muestra en la tabla 3.

F (N)	d (mm)	rigidez = F/d (N/mm)
50	0,08	600,14
100	0,19	522,25
150	0,32	464,95
200	0,47	421,18
250	0,65	386,81
300	0,84	359,23
350	1,04	336,73
400	1,26	318,14
450	1,49	302,64

Tabla 3.- F-d para cálculo del rango de rigidez en el ensayo de soporte de resina + carga metálica

La rigidez de la fijación varía entre los valores de 302 a 600 N/mm.

Composite: resina + fibras

Se ensaya la barra a voladizo incrementando la fuerza gradualmente de 0 a 441,45N aplicando en total 9 pesos normalizados de 5kg .

Se registra un gráfico de fuerza (N) en eje de ordenadas versus desplazamiento (mm) en eje de abscisas.

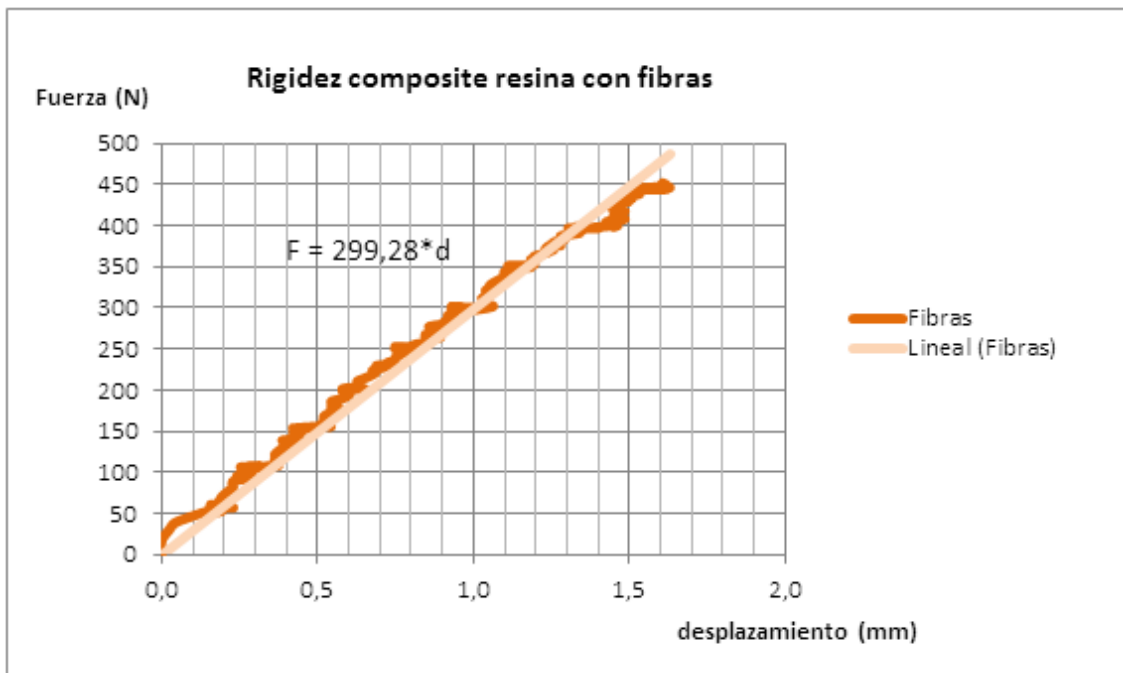


Gráfico 2.- Fuerza (N) – desplazamiento (mm) para sistema de fijación de resina con fibras.

La relación entre fuerza y desplazamiento es lineal y corresponde a una recta de ecuación $F=299,28*d$.

F	d	rigidez = F/d (N/mm)
50	0,17	299,28
100	0,33	299,28
150	0,50	299,28
200	0,67	299,28
250	0,84	299,28
300	1,00	299,28
350	1,17	299,28
400	1,34	299,28
450	1,50	299,28

Tabla 4.- Tabla F-d para cálculo del rango de rigidez en el ensayo de soporte de resina con fibras

Para este caso la rigidez de la fijación es del orden de 300 N/mm.

Análisis de los resultados de ambos composites

En el siguiente gráfico se muestra la relación entre Fuerza (N) y desplazamiento (mm) para las dos fijaciones de composites diferentes ensayados en un intervalo de fuerza de 0 a 450N.

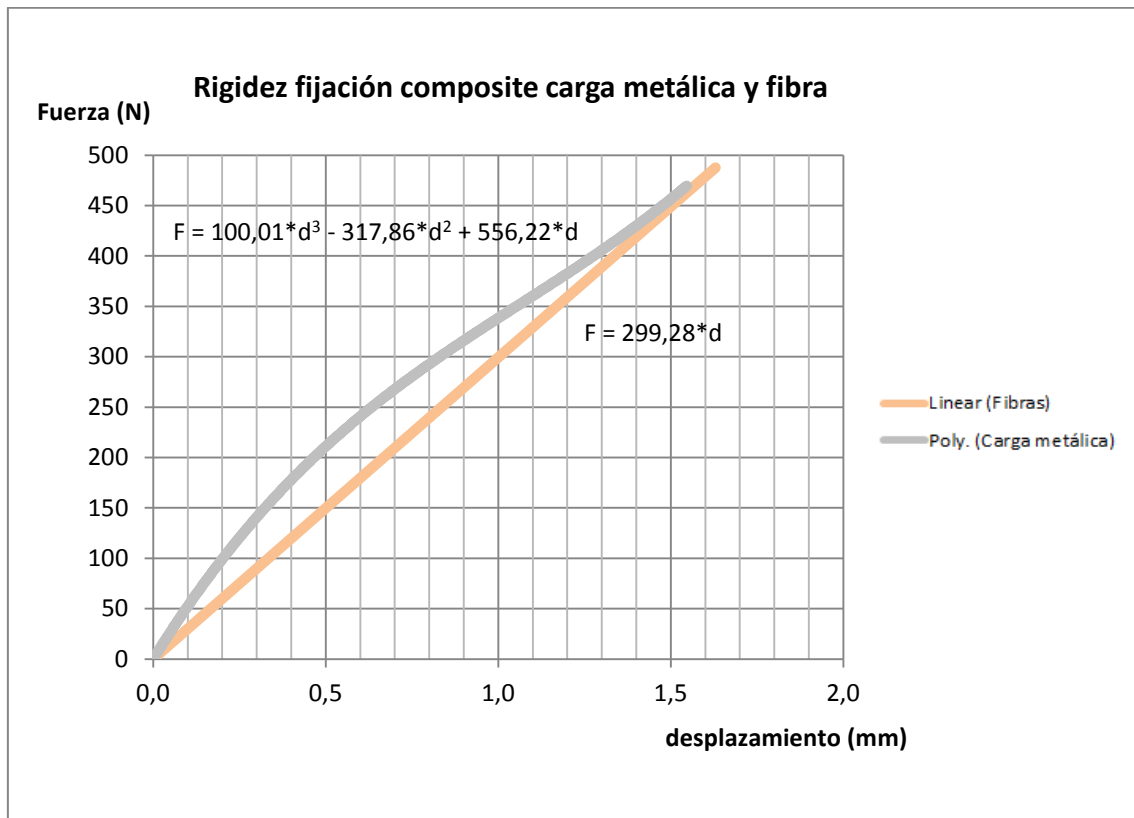


Gráfico 3.- Rigidez de los dos materiales compuestos

En la tabla 5 se muestran los valores de fuerza y desplazamiento para los dos materiales y el valor en porcentaje de la rigidez del material con fibras versus al de carga metálica.

En la siguiente expresión, la rigidez del composite con carga metálica se denomina RCM y la del composite con fibras se denomina RFB.

$$\text{Variación rigidez composite fibras (\%)} = \frac{RCM - RFB}{RCM} * 100$$

Los resultados se muestran en la columna de la derecha de la tabla 5.

Carga Metálica			Fibras			% Variación rigidez composite fibras versus composite carga metálica
F (N)	d (mm)	RCM = F/d (N/mm)	F (N)	d (mm)	RFB = F/d (N/mm)	
50	0,08	600,14	50	0,17	299,28	50,13
100	0,19	522,25	100	0,33	299,28	42,69
150	0,32	464,95	150	0,50	299,28	35,63
200	0,47	421,18	200	0,67	299,28	28,94
250	0,65	386,81	250	0,84	299,28	22,63
300	0,84	359,23	300	1,00	299,28	16,69
350	1,04	336,73	350	1,17	299,28	11,12
400	1,26	318,14	400	1,34	299,28	5,93
450	1,49	302,64	450	1,50	299,28	1,11

Tabla 5.- Rigidez de los dos composites. Porcentaje de la rigidez del material con fibras versus al de carga metálica

Como la fuerza máxima aplicada en los ensayos es de 200N, en el gráfico 4 se presenta la relación de fuerza-desplazamiento entre 0-200 N.

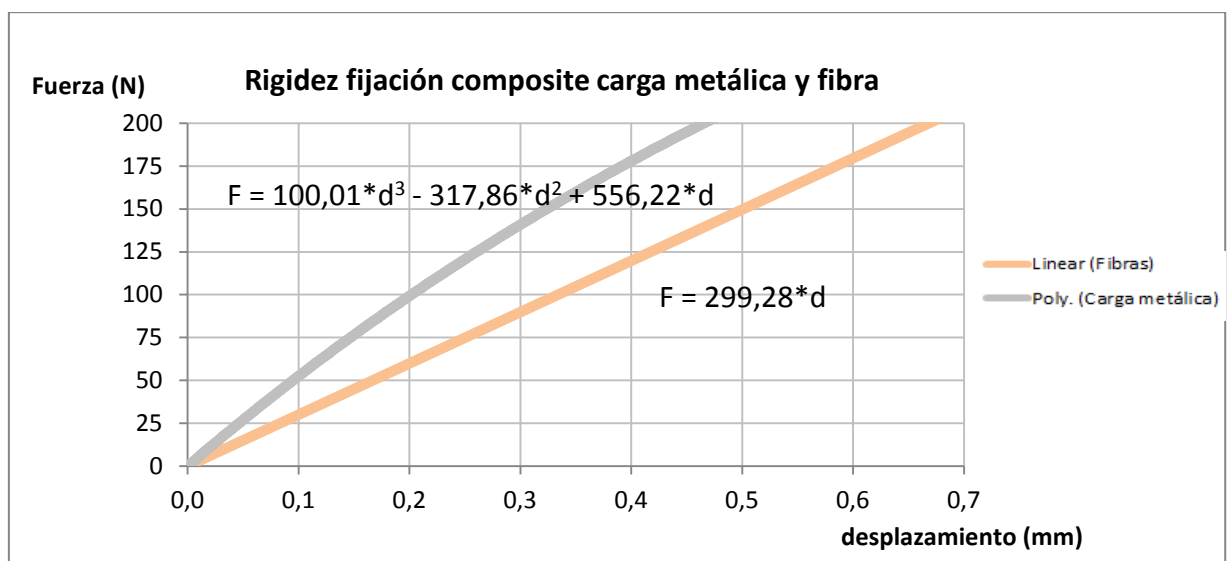


Gráfico 4.- Fuerza (N) – desplazamiento (mm) entre 0-200N para los dos composites

Para este rango se obtiene la tabla 6.

Carga Metálica			Fibras			% Variación rigidez composite fibras versus composite carga metálica
F (N)	d (mm)	RCM = F/d (N/mm)	F (N)	d (mm)	RFB = F/d (N/mm)	
25	0,04	650,47	25	0,08	299,28	53,99
50	0,08	600,14	50	0,17	299,28	50,13
75	0,13	558,00	75	0,25	299,28	46,37
100	0,19	522,25	100	0,33	299,28	42,69
125	0,25	491,56	125	0,42	299,28	39,12
150	0,32	464,95	150	0,50	299,28	35,63
175	0,40	441,68	175	0,58	299,28	32,24
200	0,47	421,18	200	0,67	299,28	28,94

Tabla 6.- Cálculo del % variación rigidez composite fibras versus composite carga metálica

Como conclusión vemos que la rigidez con carga metálica supera la rigidez con fibras en un intervalo del 29% al 54%, entre 0 y 200N, de manera que a más fuerza, menor es la diferencia entre ambos materiales. Para un valor de 450N la variación entre la rigidez de ambos composites es del 1%. Para valores de fuerza superiores a 450N, la variación entre la rigidez de ambos es menor al 1%.

Para un valor de fuerza de 200N, que será el valor máximo que aplicaremos en los ensayos a los especímenes, la rigidez con carga metálica supera a la rigidez con fibras en un 29%.

Dado que la rigidez con carga metálica es superior a la rigidez con fibras en el intervalo de trabajo y que la manipulación con carga metálica es más fácil, adoptaremos este sistema para la inclusión de especímenes.

5.2.3.- Preparación de las muestras con el sistema TTA

Se procedió a realizar una osteotomía longitudinal en la parte proximal craneal de la tibia a nivel del tubérculo de Gerdi finalizando distalmente en un orificio de 3,5mm que se realizó a nivel de la zona distal de la cresta tibial, tal y como se describe en la técnica del avance de la tuberosidad tibial descrita por Montavón et al. (Montavon, PM; Damur, DM; Tepic, S; 2004). La osteotomía no se realizó perpendicular al hueso sino perpendicular a la superficie de la mesa quirúrgica ya que la forma triangular de la tibia obliga a hacer un corte oblicuo (fig. 64).

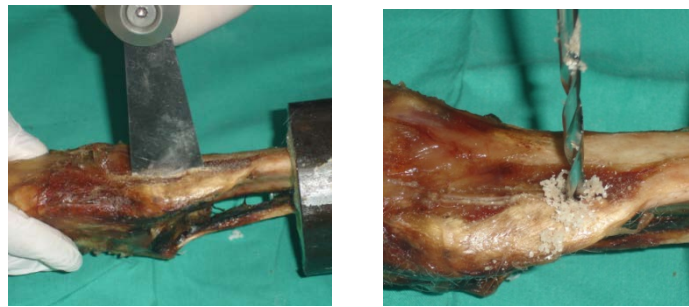


Figura 64.- Osteotomía longitudinal en la parte proximal craneal de la tibia a nivel del tubérculo de Gerdi finalizando distalmente en un orificio de 3,5mm.

Tras avanzar progresivamente el fragmento craneal se introdujo en todos los casos (previo corte de la pestaña craneal) una caja de 9mm para realizar el avance de la tuberosidad tibial. Se fijó la pestaña de la caja tras doblarla con un alicate para adaptarla a la superficie del hueso mediante un tornillo de cortical de 2mm tras realizar un orificio con una broca de 1,5mm, medición de su longitud mediante un medidor de profundidad, realización del paso de rosca con un pasamachos de 2mm y la colocación del tornillo correspondiente insertado en la pestaña caudal (fig. 65).

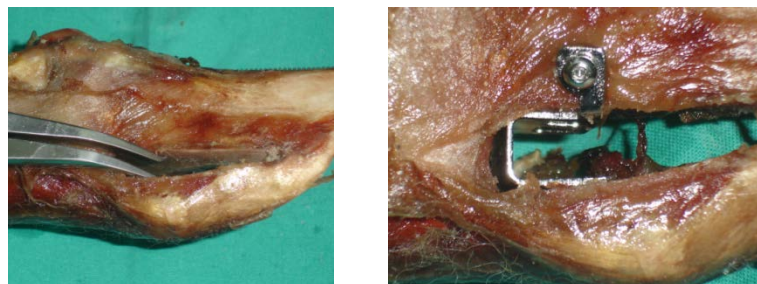


Figura 65.-Introducción de una caja de 9,0mm para realizar el avance de la tuberosidad tibial.

Esta misma operación se realizó en la fijación de los consiguientes tornillos del brazo craneal de la placa mientras que en el brazo caudal, al llevar tornillos de 2,7mm, la broca que se utilizó fue de 2mm, el pasamachos de 2,7mm y el tornillo correspondiente de 2,7mm previa medición de su longitud.

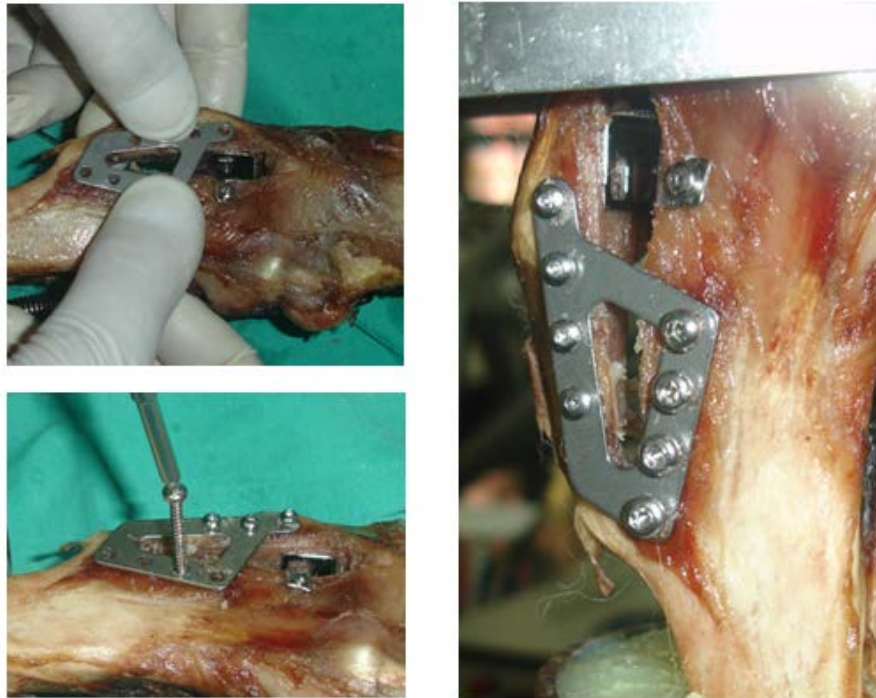


Figura 66.- Posicionamiento y fijación de la placa con tornillos a la muestra a ensayar

A nivel del puente óseo que une el trocánter con la cabeza femoral se perforó un orificio de 2mm y otro en la rótula con el objeto de sujetar en ambos orificios un muelle cuyo objetivo fue simular las cargas ejercidas por el cuádriceps (véase apartado 5.3.1, fig. 86, pag.124). También se insertaron 2 tornillos de 3,5mm a nivel de ambos sesamoideos con una arandela para la sujeción de los cables que simulaban las cargas correspondientes al tendón de Aquiles (véase apartado 5.3.1, fig. 82, pag.120).

Finalmente se insertó de forma transversa a nivel del cóndilo femoral una barra horizontal M5 de 150 mm de longitud para el anclaje del dispositivo que deberá desplazar cráneo-caudal el fémur con respecto a la tibia en los ensayos proyectados (véase apartado 5.3.1, fig. 82, pag.120).

5.2.4.- Tecnología y equipos para captura y tratamiento de datos

En este apartado se describen los captadores de fuerza y desplazamiento y su calibración. Previamente se describen los principios básicos de la extensometría eléctrica, tecnología en la que está basado el captador de fuerza.

En los dos últimos apartados se define el equipo electrónico de lectura y el programa de gestión y tratamiento de datos.

5.2.4.1.- Captador de fuerza. Extensometría eléctrica


El captador de fuerza es un tubo circular de acero inoxidable AISI 316 de diámetro exterior 20mm, espesor de pared 1mm y 158mm de longitud (fig.67).



Figura 67.-Captador de fuerza

Para captar la señal de fuerza, se recurre a la técnica de la extensometría y se colocan en el tubo en su parte exterior 2 galgas de la firma Tokyo Sokki Kenkyujo, modelo FLA-10-17, situadas longitudinalmente en la mitad de la longitud de la barra y en caras opuestas.

En la siguiente tabla se muestran las características de dichas galgas (fig. 68).

Gauge pattern		Type	Gauge size		Backing		Resistance in Ω
			L	W	L	W	
 FLA-10		Single- element	L : length W : width (Unit : mm)				120
			10	2.5	16.7	5.0	

FLA - 1	- 11	Materials for S-T-C
Gauge length	- 11	Mild steel
	- 17	Stainless steel
	- 23	Aluminium

Tokyo Sokki Kenkyujo

Figura 68.- Características de las galgas extensiométricas del captador de fuerza

La extensometría eléctrica es la técnica experimental de análisis de tensiones y deformaciones de más difusión a nivel industrial.

Es una técnica de fácil aplicación y coste asequible que midiendo la deformación permite conocer y analizar las tensiones que aparecen en piezas, elementos mecánicos o estructuras.

Conocida desde hace mucho tiempo la relación que existe entre las tensiones y las deformaciones que aparecen en un material cuando se le aplica una sollicitación, se construyeron todo tipo de aparatos para medir las deformaciones y así conocer las tensiones que soporta el material aplicando la ley de Hooke.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

El método más utilizado actualmente es el de la extensometría eléctrica. Este método utiliza como sensor o captador de la deformación del material la galga extensiométrica.

Las galgas están constituidas, normalmente por un soporte plástico con la rejilla conductora en una de las caras (fig 69).

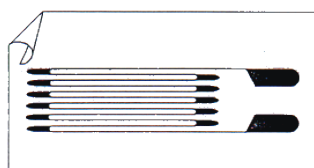


Figura 69.- Galga extensiométrica

El método utilizado para medir la variación de resistencia de una galga es el Punte de Wheatstone. El esquema básico se muestra en la figura 70.

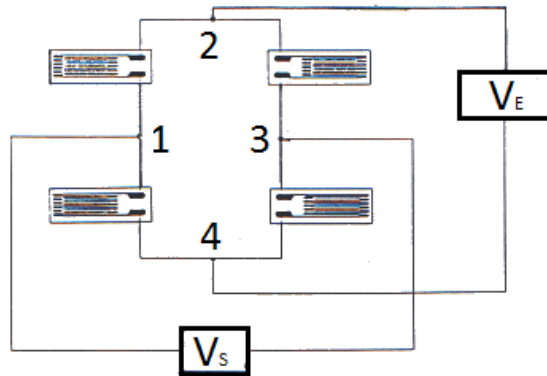


Figura 70.- Punte de Wheatstone

Entre los puntos 1 y 3 se aplica una tensión V_E continua o alterna pero de valor constante en el tiempo. Mediante las leyes de Ohm y de Kirchhoff, se puede demostrar que la tensión de salida V_S , es igual a la siguiente expresión, en función del valor de la resistencia de las cuatro galgas:

$$V_S = V_E \cdot \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$$

Si las resistencias inicialmente son iguales y varía su valor, la tensión de salida será:

$$\Delta V_S = \frac{V_E}{4} \cdot \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)$$

ΔV_S es la variación de la tensión de salida del puente al variar la resistencia de las galgas G1, G2, G3 y G4 en incrementos ΔR_1 , ΔR_2 , ΔR_3 i ΔR_4 . Si sólo varía la resistencia de la galga G1, tenemos:

$$\Delta V_s = \frac{V_E}{4} \cdot \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} \right)$$

Donde ΔV_s es proporcional a $\frac{\Delta R}{R}$

Como en una galga se cumple: $\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta l}{l} = K \cdot \varepsilon$

Se obtiene: $\Delta V_s = \frac{V_E \cdot K}{4} \cdot \varepsilon_1$

Es decir que la variación de tensión de salida del puente ΔV_s es proporcional a la deformación experimentada por la galga G1. Por tanto podemos calibrar el voltímetro del puente en unidades de deformación y olvidarnos que existen una serie de procesos eléctricos (Martin et al.).

Las dos galgas se conectan en el canal 1 del multiplexor entre 1-2 y 3-4. La conexión es en medio puente en ramas positivas opuestas. En este canal el puente de Wheathstone se cierra con dos resistencias de precisión de 120 Ω conectadas internamente entre 1-3 y 2-4 de dicho puente. Al aplicar fuerza en el captador, la señal que se obtiene en el canal 1 es la suma de la señal de las dos galgas del captador en la unidad de medida eléctrica de voltaje (V). Para conocer la medida correspondiente en unidades de fuerza (N o kp), se calibra el captador.

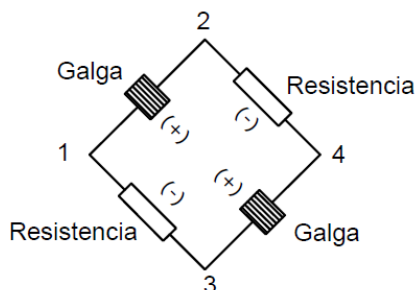


Figura 71.- Las dos galgas longitudinales del captador de fuerza se conectan en el canal 1 del multiplexor, en $\frac{1}{2}$ puente en ramas opuestas

La calibración consiste en someter al captador a un estado de fuerzas conocido que permita relacionar la señal eléctrica en voltios medida a la salida del puente de Wheathstone más amplificador, con la fuerza aplicada (fig.72).

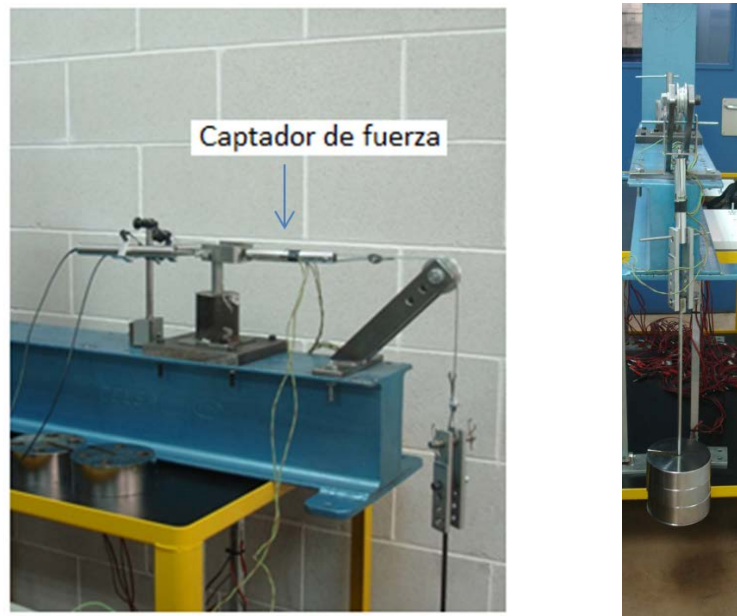


Figura 72.- Calibración del captador de fuerza

Se aplican 6 pesos calibrados de 5 kg de forma gradual, midiéndose en cada escalón, el voltaje obtenido y relacionar éste con la fuerza aplicada.



Figura 73.- Pesos calibrados de 5 kg

A continuación se muestran los resultados de la calibración del captador de fuerza.

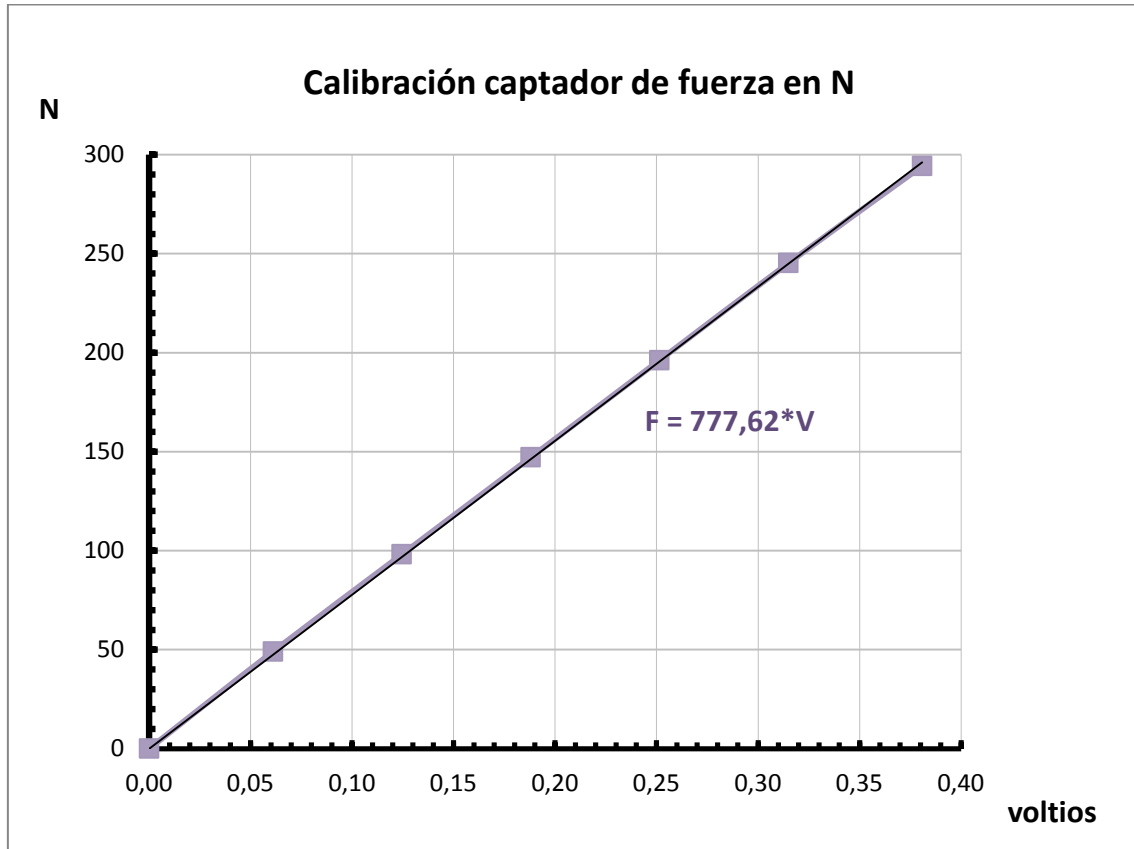


Gráfico 5.- Calibración del captador de fuerza en N

La relación entre voltaje y fuerza en N es $F=777,62 * V$

5.2.4.2.- Captadores de desplazamiento

Los sensores de desplazamiento tipo inductivo, también conocidos como LVDT, de las siglas en inglés Linear Variable Differential Transformer, basan su funcionamiento en la inducción magnética de una corriente eléctrica cuya intensidad depende de la posición del núcleo respecto de la bobina. La señal de tensión de la corriente eléctrica generada es directamente proporcional a la distancia recorrida por el núcleo del transductor.

Los captadores debidamente calibrados, proporcionan una relación entre la tensión en voltios y el desplazamiento en milímetros.

En esta tesis se utilizan 2 sensores de la firma Monitran, con los códigos MTN/EUG025-10 S/N 437583 y MTN/EUG025-10 S/N 437584 a los que se asigna la denominación captador 3 y captador 4 respectivamente (fig. 74). Ambos sensores tienen un rango de desplazamiento de -50 mm a 50 mm



Figura 74.-Captadores de desplazamiento

Cada transductor de desplazamiento tiene 3 cables de colores rojo, azul y verde, que corresponden a los polos positivo, negativo y señal respectivamente, y que se conectan en la parte posterior del multiplexor (fig. 75).



Figura 75.- Conexión de los transductores al multiplexor

Para calibrar los transductores se conectan los cables de éste en el multiplexor. Se fija el transductor en un soporte de base imantada y se extrae la mitad del núcleo (fig. 76).



Figura 76.-Fijación de un captador de desplazamiento para su calibración

El extremo del transductor se apoya en un palmer que avanzamos de 0 a 5mm en escalones de 0,5mm. Cada vuelta del tornillo micrométrico corresponde a 0,5mm de avance (fig. 77).

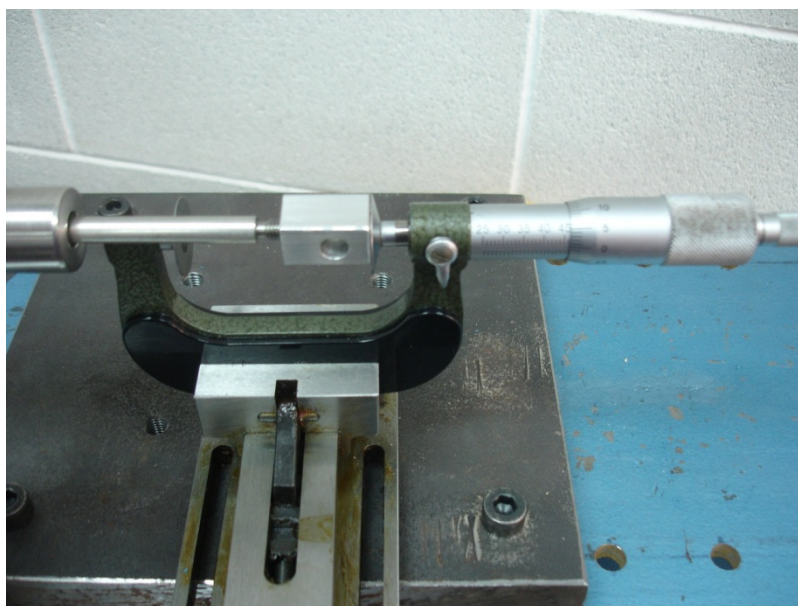


Figura 77.- Avance del palmer de 0 a 5 mm en escalones de 0,5 mm

En el ordenador observamos la señal de salida de cada transductor.

La primera señal corresponde a la posición de partida considerada como el 0 y la última corresponde a 5 mm, de manera que habrá una relación lineal entre

desplazamiento del palmer y señal del transductor. Con estos datos podemos calibrar la señal de salida, o sea, encontrar la relación lineal entre la señal eléctrica de salida en voltios y el desplazamiento real en milímetros.

A continuación se muestran los gráficos de los transductores 3 y 4 donde se relaciona la lectura del voltaje obtenido con el desplazamiento aplicado.

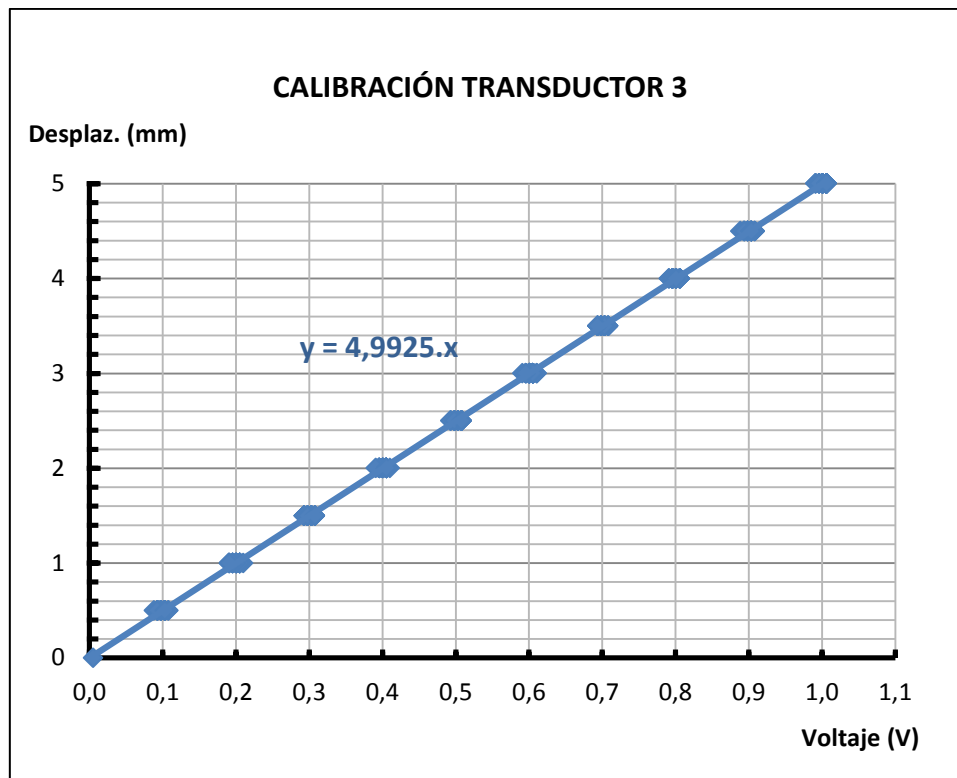


Gráfico 6.- Calibración captador de desplazamiento 3

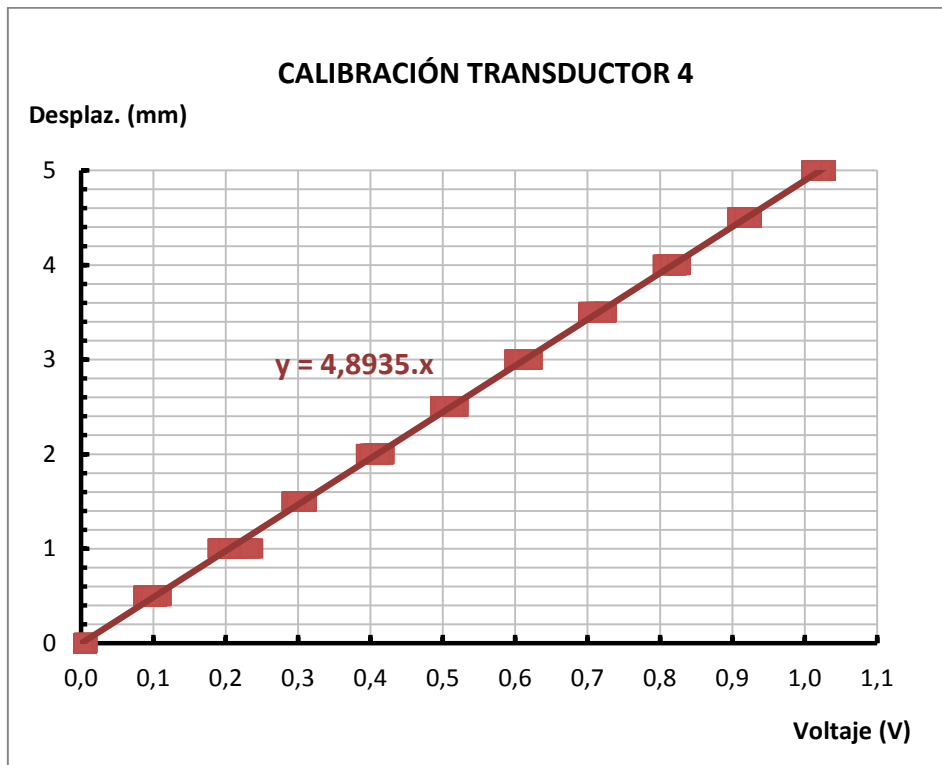


Gráfico 7.- Calibración captador de desplazamiento 4

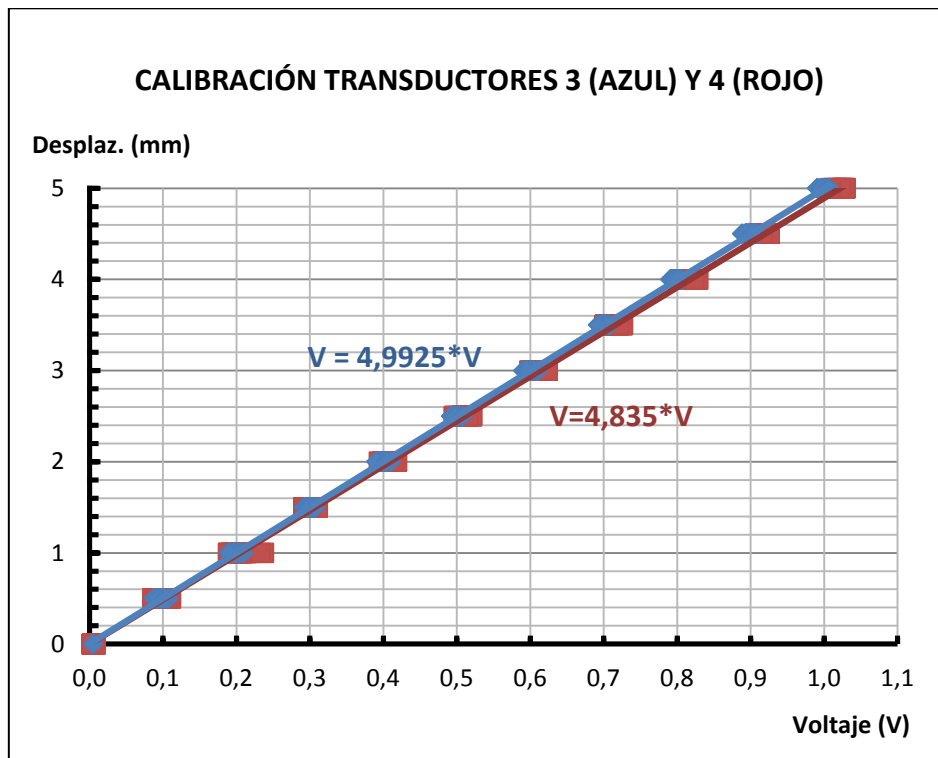


Gráfico 8.- Calibración captadores desplazamiento 3 y 4

5.2.4.3.- Equipo electrónico de lectura (hardware)

El equipo electrónico de lectura de datos consta de un multiplexor, una tarjeta de adquisición de datos y un PC de sobremesa.

5.2.4.3.1.- Multiplexor

Las medidas de fuerza y desplazamiento, se realizan utilizando como circuito de conexión el puente de Wheatstone. La señal de salida de este circuito es de muy bajo nivel y requiere de un acondicionamiento previo amplificando la señal para poder ser correctamente leída y tratada.

Los amplificadores de señal se encuentran en el equipo de entradas analógicas que dispone de 8 canales para la lectura de tensión (fig. 78). Cada canal dispone de un amplificador de rango variable (ganancia variable) independiente. La disposición de los canales se ha separado en 4 canales en configuración $\frac{1}{2}$ puente con conexión en ramas opuestas y 4 canales en configuración puente sencillo. Cada canal dispone de un potenciómetro para ajustar el equilibrio del puente por separado. Esto permite prefijar el nivel de cero o de equilibrio para cada uno y así ajustar las pequeñas desviaciones que se pueden producir en los diferentes montajes. Este equipo cuenta también en su parte posterior con dos canales de entrada para los captadores de desplazamiento (fig. 79).



Figura 78.- Vista de los 8 canales del multiplexor

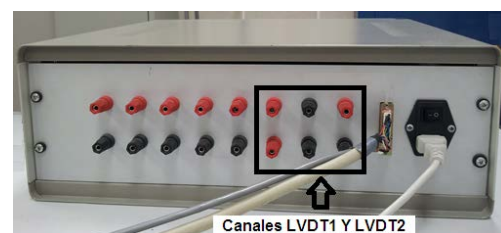


Figura 79.- Vista de los 2 canales LTVD1 y LTVD2

5.2.4.3.2.- Tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos dispone de un conversor analógico digital y se encarga de recibir los datos analógicos amplificados que provienen de los 8 canales de medida de fuerza y de los 2 canales de medida de desplazamiento y digitalizarlos para ser tratados en el ordenador por el programa de tratamiento de datos.

5.2.4.4.- Programa de gestión y tratamiento de datos (software)

El software se ha diseñado utilizando el programa de gestión LabView, que es una herramienta muy potente y versátil para diseñar dispositivos de medida virtuales como éste.

Por una parte, el programa se encarga de gestionar la lectura de todos los canales de la tarjeta de adquisición, y por otra, de mostrar y guardar los datos de las medidas y alarmas generadas.

La pantalla principal del programa, muestra mediante gráficas en función del tiempo los niveles de cada canal, los 8 canales de lectura de fuerza y los dos canales de medida de desplazamiento (LVDT1 Y LVDT2). También se muestran los valores numéricos en tiempo real para ayudar al operador durante el ajuste (fig. 80).

Mediante un mando de control en la pantalla principal se puede seleccionar el número de muestras por segundo que se van a capturar.

Un botón de captura, inicia la toma de datos propiamente dicha, al pulsar este botón se empiezan a guardar los datos generados por los diez canales más las alarmas que active el usuario. Un indicador, señala el número de muestras recogidas en tiempo real.

Todos los datos recogidos al pulsar el botón de Captura son guardados en un fichero Excel que posteriormente podrá ser usado para analizar los resultados.

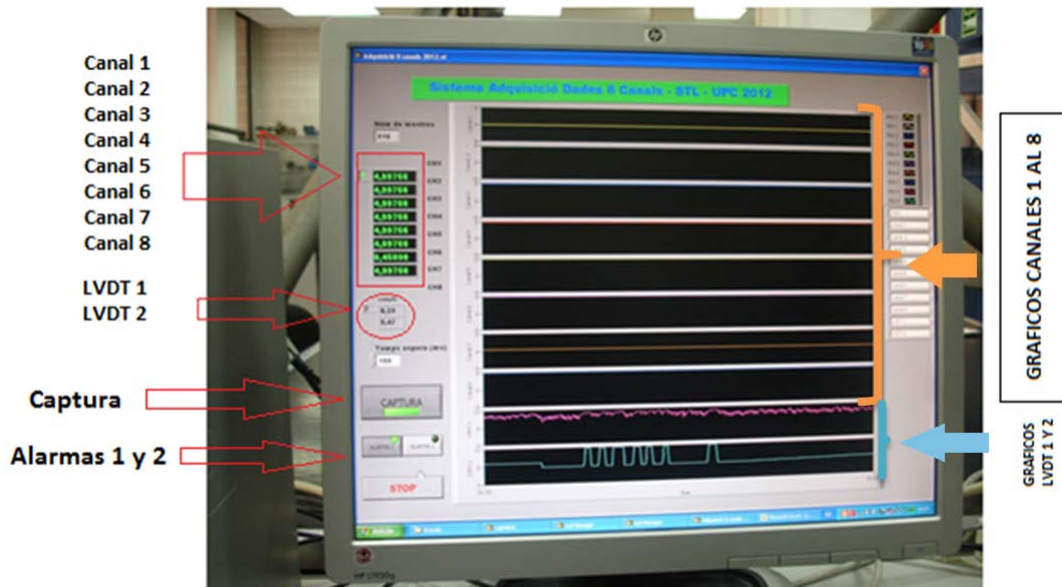


Figura 80.- Pantalla del programa de gestión y tratamiento de datos

Existen dos botones denominados Alarma1 y Alarma2 que el usuario puede activar cuando considere oportuno. Estos botones permiten crear una marca en las medidas en tiempo real que pueden ser usados para diferenciar eventos en el transcurso de la toma de medidas que pueden ser tomados en cuenta en el momento del análisis.

5.3.- Método

Los ensayos se realizan en el *Laboratori Comú de Mecànica de l'Escola Politècnica Superior d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú* (EPSEVG).

Para los ensayos se disponen de 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver, cedidas por la *Facultat de Veterinària de la UAB* e incluidas previamente en un recipiente con resina + carga metálica que asegura su fijación por la tibia-peroné para posteriormente aplicar una fuerza en el cóndilo que simule el efecto cajón de la articulación.

Los ensayos realizados consisten en fijar la articulación femoro-tibial por la tibia y aplicar una fuerza paralela al platillo tibial en los cóndilos dirección y sentido. Se miden la fuerza aplicada y el desplazamiento de la articulación. En un primer ensayo se desplaza el fémur cranealmente y en un segundo ensayo se desplaza en sentido caudal. En cada espécimen se ensayará la articulación de la rodilla completa, seguidamente se cortará el LCA y se volverá a ensayar y por último se repara la articulación con un sistema TTA y se repiten de nuevo los ensayos.

5.3.1.- Método de realización de los ensayos

A continuación se describe la metodología de preparación y ejecución de los ensayos.

- Descongelación

Se extrae el espécimen a ensayar del congelador durante unas 5-6 horas.

- Colocación barra de aplicación en los cóndilos femorales

Se realiza un orificio en los cóndilos femorales con broca de 5mm y se incluye una barra horizontal M5 de 150 mm de longitud (fig. 80 y 81).



Figura 81.- Localización de la barra para aplicación de fuerzas en los ensayos.

Esta barra sirve para aplicar una fuerza transversal en los cóndilos que simule el desplazamiento anterior y posterior del fémur respecto a la tibia.

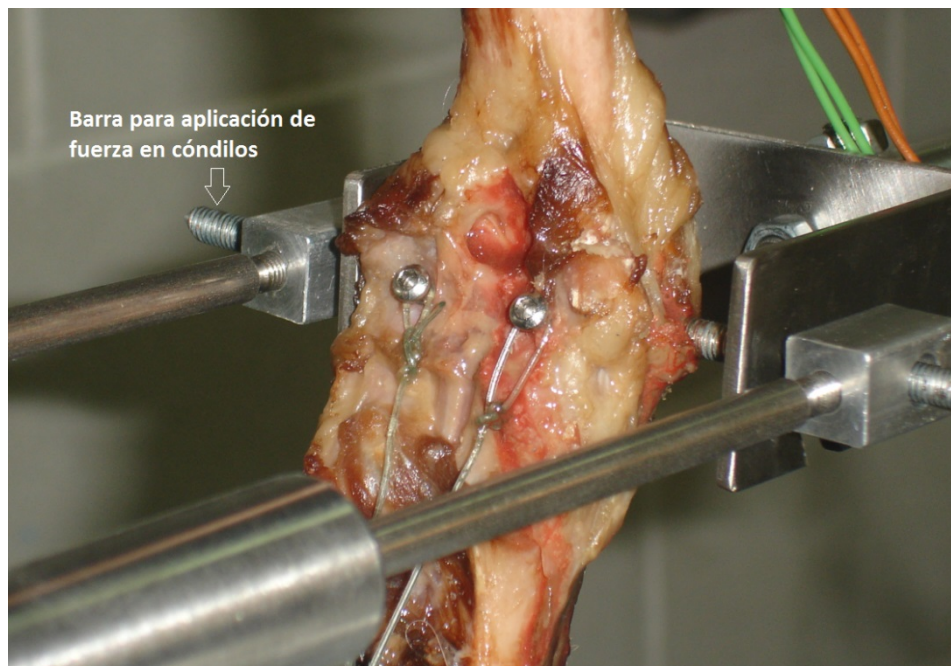


Figura 82.- Sistema de aplicación de fuerzas

A continuación se describe cómo se simula la acción de los tendones del cuádriceps y Aquiles en el espécimen a ensayar.

En la figura 83 Se muestra un esquema de la articulación con las fuerzas del tendón del cuádriceps y el tendón de Aquiles y los dos ensayos a realizar, desplazamiento anterior y desplazamiento posterior del fémur respecto a la tibia.



Figura 83.- Esquema de las fuerzas sobre la articulación a ensayar.

- Sistema de tensión simulando el tendón de aquiles

Se coloca un sistema de tensión que simula la fuerza que ejerce el tendón de Aquiles con una carga de 9,81 N.

En el tendón de Aquiles se insertan 3 terminaciones tendinosas de los siguientes músculos:

- El músculo gastronemio que se inserta en el tendón calcáneo por su parte inferior y en los cóndilos femorales en su parte superior.
- El músculo flexor digital superficial
- Las fibras de los músculos gracillis, semitendinoso y bíceps femoral.

La fuerza total de los músculos que se insertan en el tendón de Aquiles es de 29,09% del peso del perro según (Shahar,R ; Bank-Sills,L; 2002). En la figura 84 se muestran en rojo dichas fuerzas.

Magnitude of muscle forces as a percentage of body weight, obtained by means of each optimization criteria in the canine hind limb during three-legged stance

<i>Muscle</i>	<i>Force magnitude by MMMS (% BW)</i>	<i>Force magnitude by MSMF (% BW)</i>
<i>Superficial gluteal</i>	0.87	0
<i>Medial gluteal</i>	17.66	0
<i>Deep gluteal</i>	0	16.30
<i>Piriformis</i>	3.59	0
<i>Cranial tensor fasciae latae</i>	3.82	0
<i>Caudal tensor fasciae latae</i>	1.76	0
<i>Cranial sartorius</i>	0	0
<i>Caudal sartorius</i>	0.97	0
<i>Rectus femoris</i>	15.28	3.2
<i>Biceps femoris</i>	23.54	29.09
<i>Caudal crural abductor</i>	0	0
<i>Semimembranosus</i>	9.08	0
<i>Semitendinosus</i>	0	0
<i>Gracilis</i>	0	0
<i>Long adductor</i>	0	0
<i>Adductor magnus et brevis</i>	4.87	0.96
<i>Pectineus</i>	0.2	0
<i>Internal obturator</i>	0.32	0
<i>External obturator</i>	2.14	0
<i>Gemelli</i>	1.54	0
<i>Quadratus femoris</i>	2.23	0
<i>Articularis coxae</i>	0.14	0
<i>Iliopsoas</i>	0.67	0
<i>Lateral and intermediate vastus</i>	16.78	44.6
<i>Medial vastus</i>	17.68	0
<i>Long digital extensor</i>	5.61	0
<i>Medial gastrocnemius</i>	0	0
<i>Lateral gastrocnemius</i>	0	0
<i>Popliteus</i>	0	0

Figura 84.- Estimación de fuerzas musculares según (Shahar,R ; Bank-Sills,L; 2002).

Podemos afirmar que la fuerza que ejerce el tendón de Aquiles es aproximadamente igual a un 30% del peso del animal. En esta tesis se han ensayado especímenes de cadáveres de perro de peso entre 25 y 30 kg. Para un animal de 30 kg, la fuerza de dicho tendón se estima igual a 9 kg. Como los ensayos se efectúan en especímenes exentos de musculatura y tejidos, se aplica un factor de reducción 1:10 tal que aplicamos una fuerza de 9,81 N que simula dicho tendón con 2 pesos normalizados de 0,5 kg (fig. 85).



Figura 85.- Sistema de tensión que simula tendón de Aquiles

- Sistema de tensión simulando el tendón del cuádriceps

Se practica un orificio en la rótula para la colocación de un muelle que ejerce 15N de fuerza y simula la fuerza que ejerce el tendón del cuádriceps. En serie a dicho muelle, se inserta un captador de fuerza que mide la fuerza de éste (fig 86).

En el tendón rotuliano se insertan los tres músculos vastos: lateral, medio e interno y el músculo recto femoral.

La fuerza total de los músculos que se insertan en el tendón rotuliano es de 47,8% del peso del perro (Shahar,R ; Bank-Sills,L; 2002). Estas fuerzas se muestran en azul en la figura 84.

Podemos afirmar que la fuerza que ejerce el tendón del cuádriceps es aproximadamente igual a un 50% del peso del animal. En esta tesis se han ensayado especímenes de cadáveres de perro de peso entre 30 y 35 kg. Para un animal de 30 kg, la fuerza de dicho tendón se estima igual a 15 kg. Como los ensayos se efectúan en especímenes exentos de musculatura y tejidos, se aplica un factor de reducción 1:10 tal que aplicamos una fuerza de 15 N que simula el efecto de dicho tendón con un muelle que se alarga aproximadamente 22mm.



Figura 86.- Muelle que simula el tendón del cuádriceps y captador de fuerza

El muelle en reposo tiene una longitud de 57mm. Se calibra el muelle con pesos normalizados de 1kg y se obtiene una función de segundo grado que se ajusta con un coeficiente de regresión $R^2=1$. La relación entre fuerza y desplazamiento del muelle es igual a $d = -0,0229 \cdot F^2 + 1,8286 \cdot F + 57$.

Para la obtención de la fuerza de 15 N el muelle se alargará hasta una longitud de 79 mm. En el gráfico 9 se muestran dichos valores.

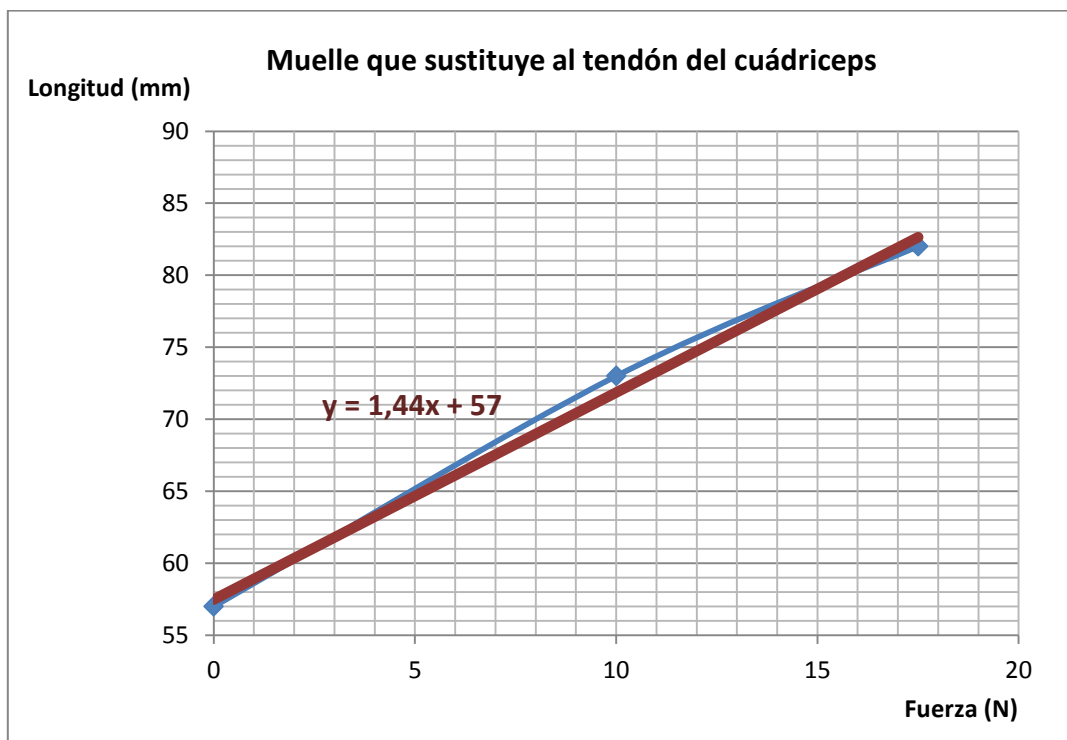


Gráfico 9.- Calibración del muelle que sustituye al tendón del cuádriceps

-Fijación de la muestra a ensayar

El banco de ensayo consta de una bancada en forma de L (fig. 87). Sobre la superficie horizontal se apoya una placa de fijación de acero S275, de 200 mm de lado y 15 mm de espesor, que se fija a la bancada con 4 tornillos pasantes mediante arandelas y tuercas. Los recipientes con las extremidades se colocan encima de la placa base con 4 tornillos en orificios roscados coincidentes en las dos chapas.

La parte vertical soporta una escuadra que sostiene una chapa de aluminio horizontalmente. Tiene la finalidad de limitar la posición de extensión del fémur en el ensayo de ángulo fijo.

En la parte derecha una polea de la que se cuelgan pesos, produce los esfuerzos cortantes en la articulación. La polea se encuentra a la altura de la articulación por la aplicación correcta de los esfuerzos

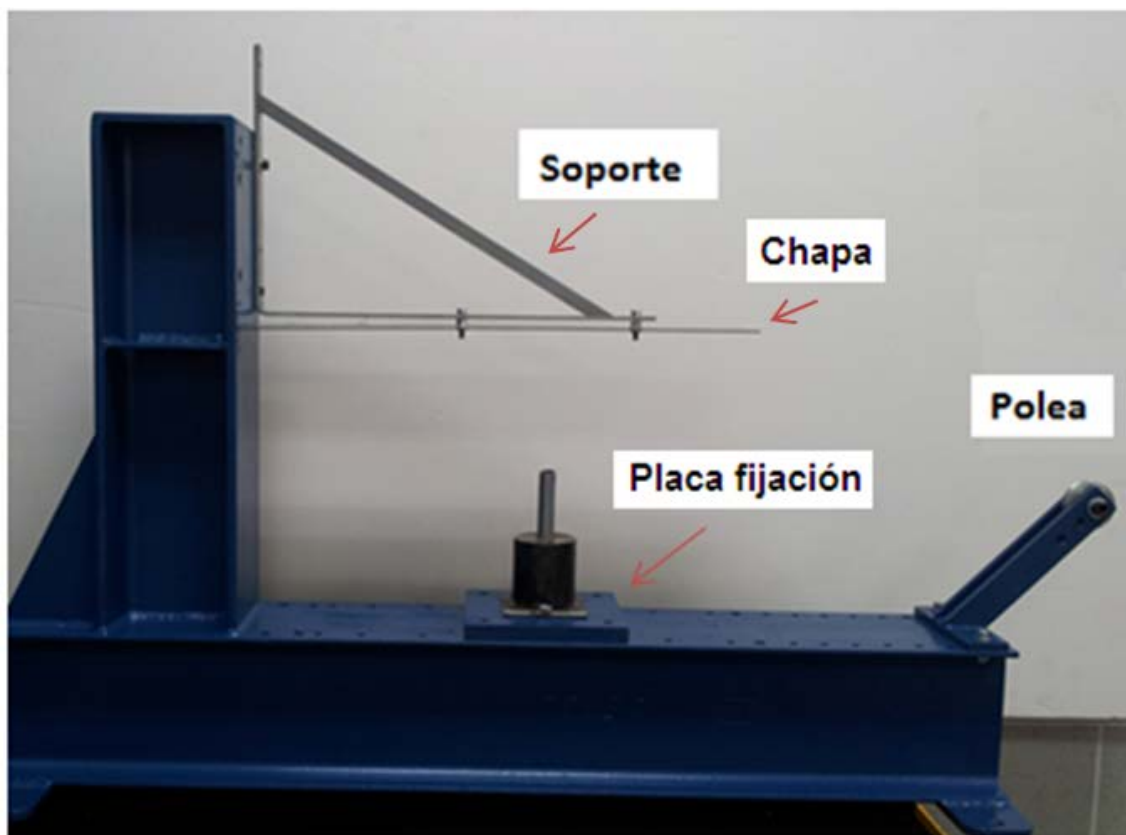


Figura 87.- Bancada de ensayos

-Posicionar tope del fémur

El posicionamiento vertical de la extremidad a 135° para simular la marcha del perro, lo garantiza la escuadra fijada a la bancada vertical, donde se suspende una chapa con un peso encima, será el tope superior del fémur (fig. 88).

La sujeción a la bancada de la extremidad deja libre la articulación, permitiendo los movimientos de desplazamiento y rotación en los tres ejes. Se quiere dejar la máxima movilidad para que la rodilla se comporte como lo haría en la realidad frente el movimiento cortante. En cambio, se dirige con precisión la dirección de los esfuerzos cortantes.



Figura 88.- Posicionar la articulación a ensayar

A continuación se posicionan y conectan los transductores de desplazamiento y el captador de fuerza.

-Posicionar y conectar captadores de desplazamiento

Se sitúan los captadores de desplazamiento en la bancada. En los extremos del núcleo de los transductores hay una pieza prismática con un orificio que se inserta en la barra que atraviesa los cóndilos (fig. 89).

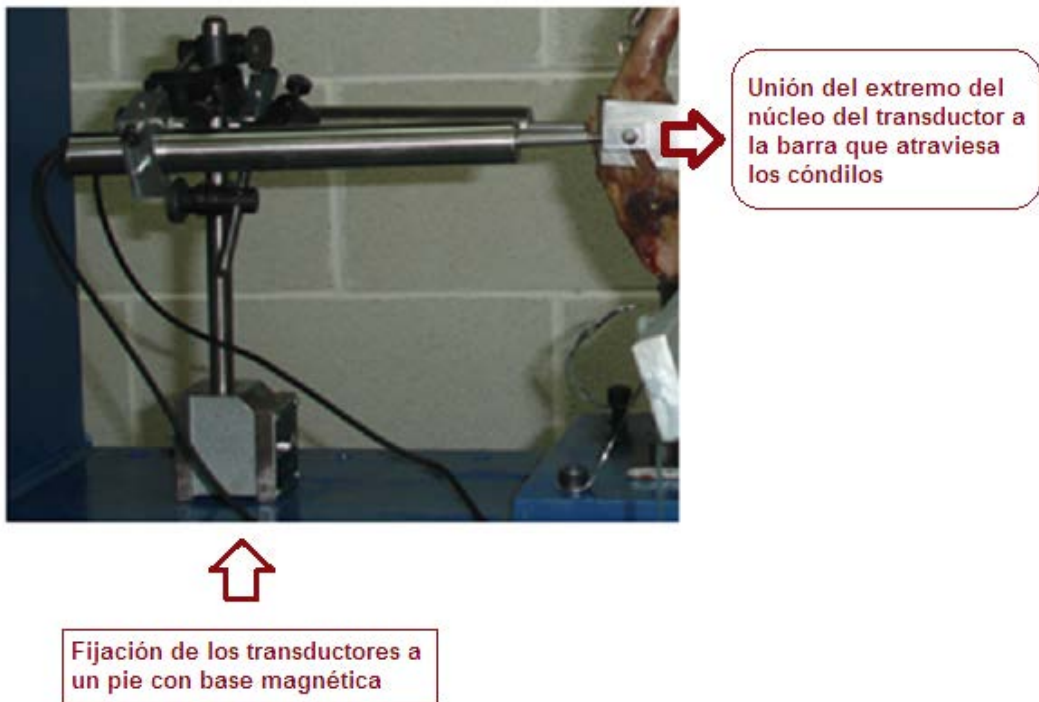


Figura 89.- Posicionar los captadores de desplazamiento

Se conectan los cables de los captadores en los dos canales de la parte posterior del multiplexor LTVD1 y LTVD2 (fig. 90).

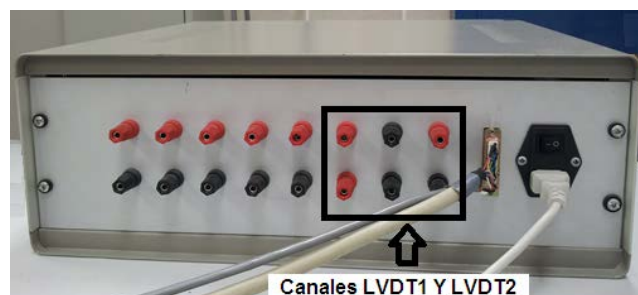


Figura 90.- Vista de los 2 canales LTVD1 y LTVD2

-Posicionar y conectar captador de fuerza

En los dos extremos del captador de fuerza hay unos orificios que permiten unirlo por un extremo a una pieza en U que se fija a la barra que atraviesa los cóndilos y por el otro a un cable a través del cual se transmite la fuerza (fig.91).

La fuerza se aplica mediante pesos normalizados de 1 y 2 kg.

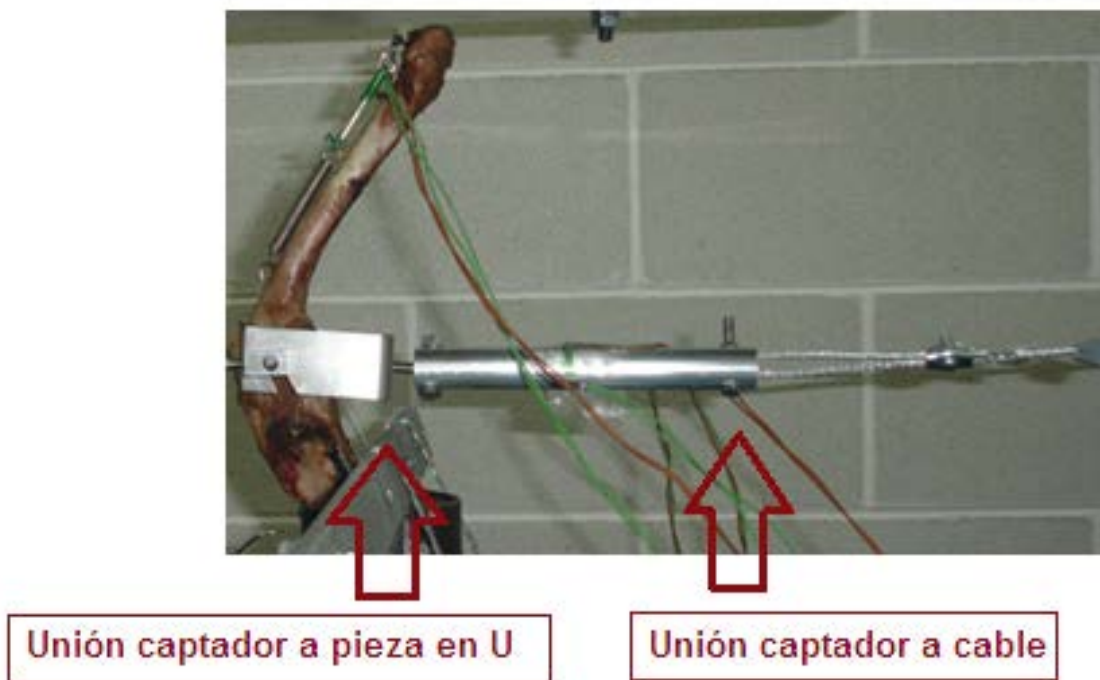


Figura 91.- Unión del captador de fuerza a la barra que atraviesa los cóndilos y al cable

Los cables del captador de fuerza se conectan en el canal 1 del multiplexor.

En la figura 92 se muestra todo el montaje antes de iniciar los ensayos.

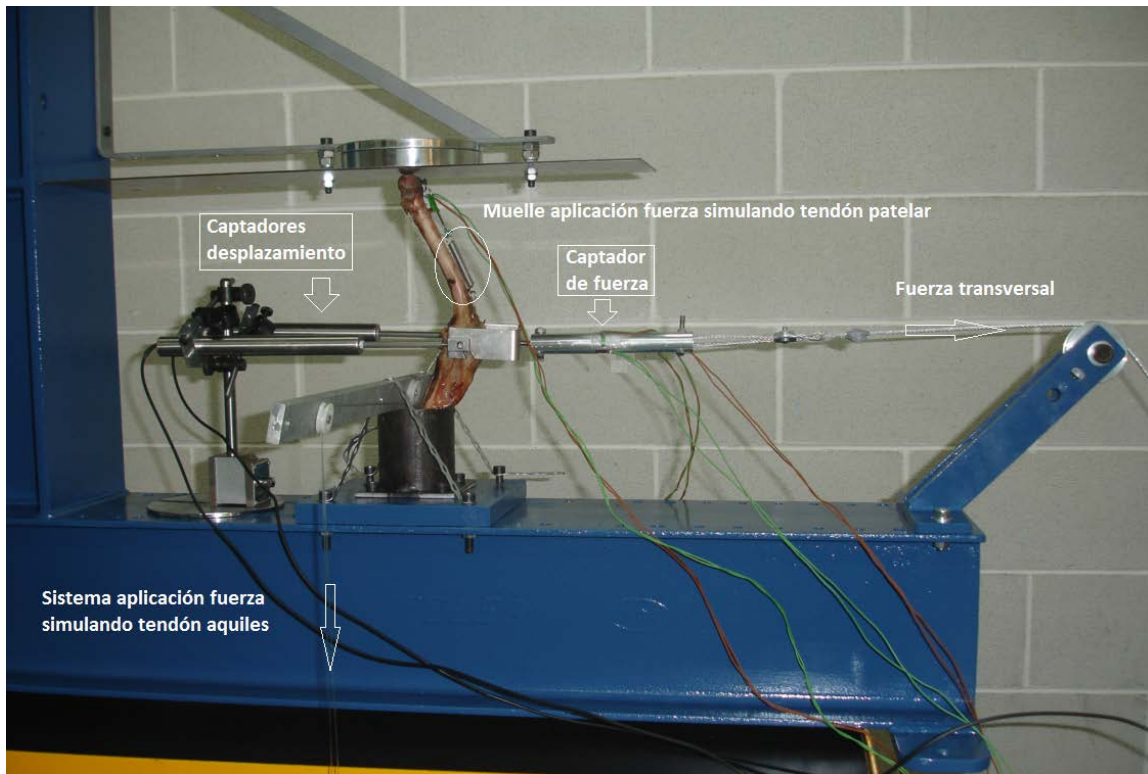


Figura 92.- Montaje previo a la realización de ensayos

En esta tesis se realizan dos ensayos:

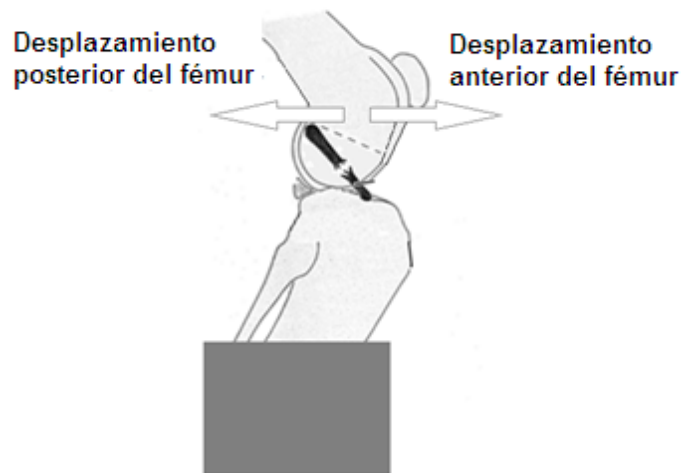


Figura 93.- Esquema de los ensayos desplazamiento anterior y posterior del fémur manteniendo la tibia-peroné fijos

-Protocolo de ensayo

A continuación se describen por orden cronológico los pasos que se siguen en cada uno de los especímenes que se han ensayado.

- 1- Ensayar la posición de desplazamiento anterior del fémur para un espécimen con la rodilla completa.
- 2- Girar el espécimen 180°
- 3- Ensayar la posición de desplazamiento posterior del fémur para el espécimen con la rodilla completa.
- 4- Cortar el LCA y suturar la articulación.
- 5- Ensayar la posición de desplazamiento posterior del fémur para la rodilla sin LCA.
- 6- Girar el espécimen 180°
- 7- Ensayar la posición de desplazamiento anterior del fémur para un espécimen sin LCA.
- 8- Reparar la rodilla con el sistema TTA de Durall y Díaz-Bertrana
- 9- Ensayar la posición de desplazamiento anterior del fémur para un espécimen sin LCA con rodilla reparada con el sistema TTA.
- 10- Girar el espécimen 180°
- 11- Ensayar la posición de desplazamiento posterior del fémur para un espécimen sin LCA con rodilla reparada con el sistema TTA.

5.3.2.- Ensayo desplazamiento anterior del fémur

Con la tibia-peroné fijos se adelanta el fémur (fig. 94).

Se aplica una fuerza que va aumentando gradualmente su valor desde 0 a 196,2 N, con pesos normalizados de 1 y 2 kg.

Se registran los valores de los captadores de fuerza y desplazamiento.

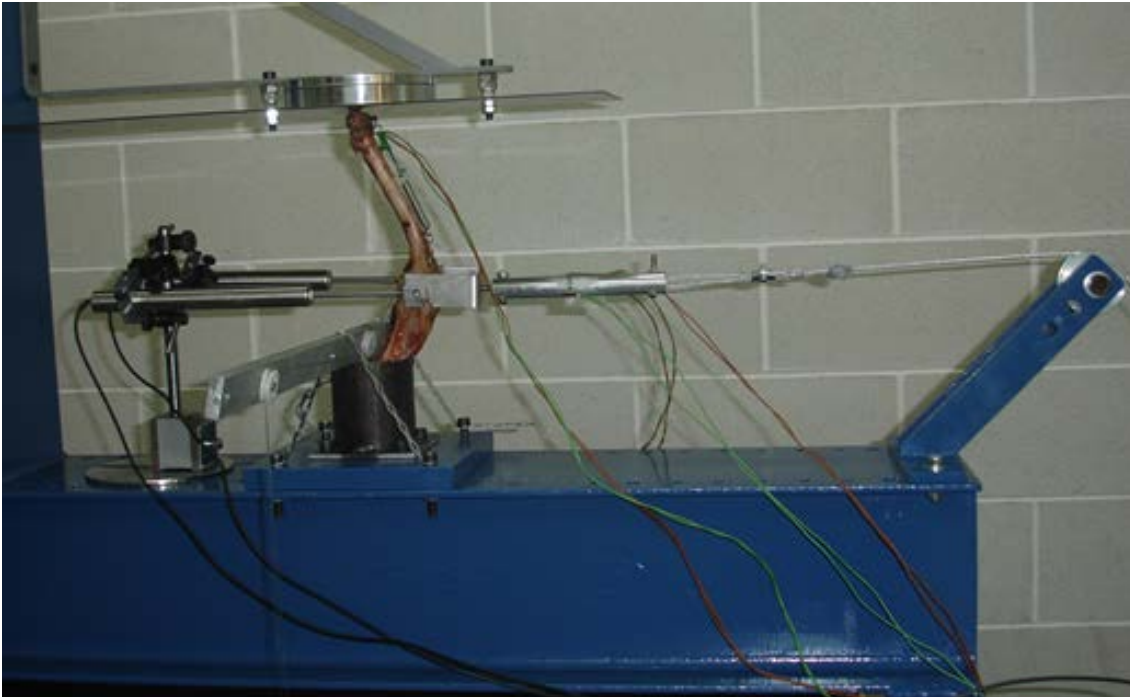


Figura 94.- Desplazamiento anterior del fémur

5.3.3.- Ensayo desplazamiento posterior del fémur

Con la tibia-peroné fijos se atrasa el fémur (fig. 95).

Se aplica una fuerza que va aumentando gradualmente su valor desde 0 a 196,2 N, con pesos normalizados de 1 y 2 kg.

Se registran los valores de los captadores de fuerza y desplazamiento.

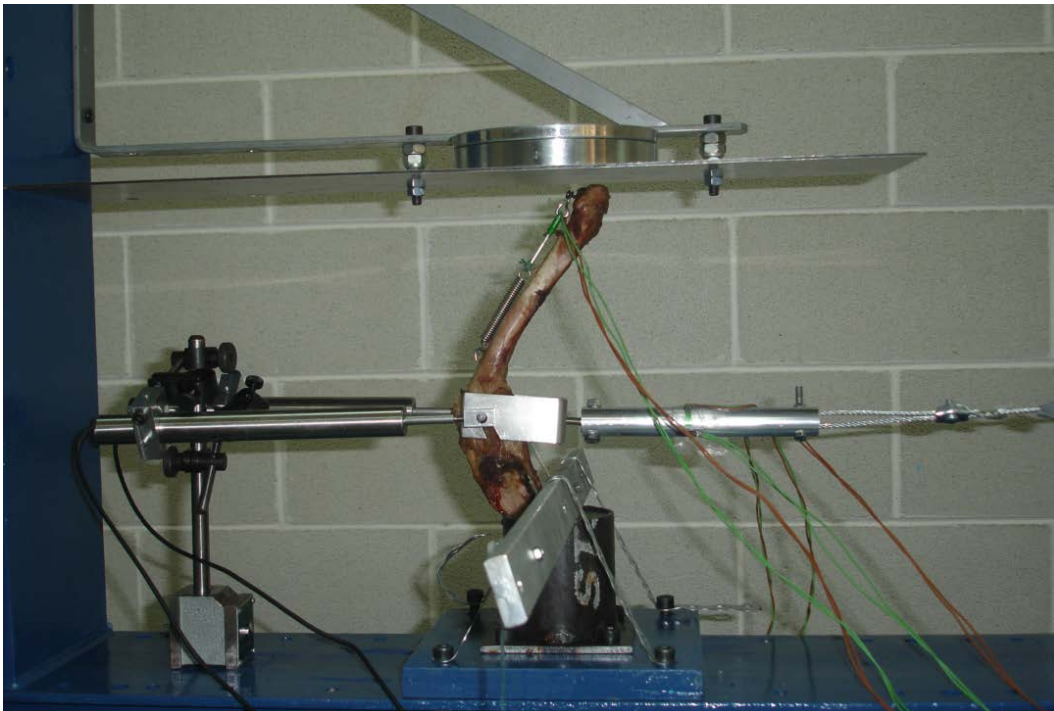


Figura 95.- Desplazamiento posterior del fémur

CAPÍTULO 6.- RESULTADOS

ÍNDICE

6.1.- Presentación	137
6.2.- Gráficos	139
6.3.- Tablas	140
6.4.- Especímen 1	141
6.5.- Especímen 2	145
6.6.- Especímen 3	149
6.7.- Especímen 4	153
6.8.- Especímen 5	157
6.9.- Valores promedio de los 5 especímenes	161

6.- RESULTADOS

6.1.- Presentación

En este apartado se presentan los resultados de los ensayos realizados en los 5 especímenes. Corresponden a 5 articulaciones femoro-tibiales de perro cadáver, con pesos comprendidos entre los 30 y 35 kg aproximadamente.

Al efectuar estos ensayos se ha simulado el test de cajón en la rodilla canina (fig. 96).

Cada tipo de ensayo se realizaba tres veces para comprobar la repetitividad de la respuesta. Para la elaboración de gráficos y tablas se ha escogido uno de los ensayos ya que la diferencia entre los tres era mínima. En algún caso se ha eliminado alguno de ellos por la gran dispersión en los datos.

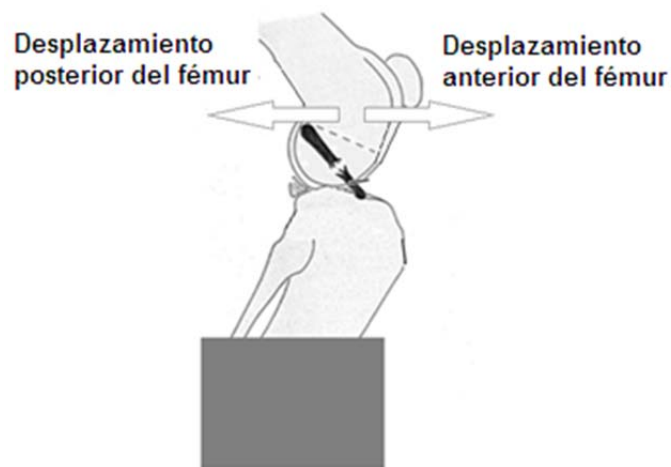


Figura 96.- Desplazamiento anterior y posterior del fémur con la tibia fija

El desplazamiento posterior del fémur manteniendo la tibia fija es equivalente al desplazamiento anterior de la tibia manteniendo el fémur fijo, debido al movimiento relativo que existe entre ambos. Por tanto, los resultados gráficos que aparecen, hacen referencia al desplazamiento de la tibia respecto al fémur

En estos ensayos, el fémur rota en flexión como consecuencia de la fuerza tangencial que se aplica en los cóndilos ya que no existe restricción alguna al movimiento del fémur. En los gráficos elaborados se apreciaban unos desplazamientos de valores comprendidos entre 8 y 12 mm para valores de fuerza inferiores a 15N, dichos gráficos se han corregido, de manera que en los gráficos que se muestran, se ha anulado la zona de grandes desplazamientos con apenas aplicación de fuerza ya que los grandes desplazamientos obtenidos eran debidos al desplazamiento de la barra que atraviesa los cóndilos la cual se desplazaba tangencialmente debido al movimiento de rotación del fémur.

El desplazamiento anterior del fémur manteniendo la tibia fija es equivalente a desplazar posteriormente la tibia manteniendo fijo el fémur debido igual que antes al movimiento relativo que existe entre ambos. En este ensayo se ha restringido la rotación en extensión del fémur a través de un tope en la cabeza de éste.

Los resultados se expresan en forma de gráficos y tablas

6.2.- Gráficos

Se han confeccionado unos gráficos que relacionan la fuerza tangencial aplicada al fémur con su desplazamiento anterior y posterior manteniendo la tibia fija.

Se presentan los resultados de los 5 especímenes para los casos de rodilla completa, rodilla sin el LCA y rodilla reparada con el sistema TTA en estudio.

En el eje de ordenadas se representa la fuerza desde 0 N hasta un valor máximo de 200 N. Se analiza este intervalo ya que se considera que el facultativo ejercerá en el test de cajón una fuerza que no superará los 15 kg (147,15 N).

En el eje de abscisas se representa el desplazamiento desde 0 a 10mm. Para el desplazamiento posterior de fémur (que aparece en el gráfico como desplazamiento anterior de la tibia) se presenta el desplazamiento en la zona positiva y para el desplazamiento anterior de fémur (que aparece en el gráfico como desplazamiento posterior de tibia) los valores se presentan en la zona negativa.

En el último gráfico de cada espécimen se presenta el desplazamiento antero-posterior de la tibia. En la zona de desplazamiento positivo el desplazamiento anterior y en la zona de desplazamiento negativo el desplazamiento posterior.

6.3.- Tablas de resultados

En estas tablas se dan los valores de desplazamiento de la tibia que son los que el veterinario efectúa en el perro cuando se le diagnostica, mediante el test de cajón, una rotura de LCA.

Las tablas están elaboradas para valores de fuerza de 80N, 100N y 120N.

Se indica el desplazamiento de la tibia para los dos ensayos (desplazamiento anterior y posterior) y los tres casos analizados: rodilla completa, rodilla sin LCA y rodilla reparada con TTA.

Se presentan 6 tablas que hacen referencia al desplazamiento de la tibia respecto al fémur.

En las tres primeras se exponen los resultados relativos al desplazamiento antero-posterior.

La primera tabla da los valores de fuerza-desplazamiento.

En la segunda tabla se dan los valores de la rigidez. La rigidez, R se calcula dividiendo la fuerza por el desplazamiento.

$$R=F/d$$

En la tercera tabla se calcula la rigidez relativa, r, en porcentaje dividiendo la rigidez de cada caso por la rigidez de rodilla anatómica completa y multiplicando el resultado por 100.

$$r=100 \times R/R_{\text{rodilla anatómica completa}}$$

Las tres últimas tablas son análogas a las tres primeras para el desplazamiento anterior y posterior (por separado).

6.4.- Espécimen 1

Gráficos

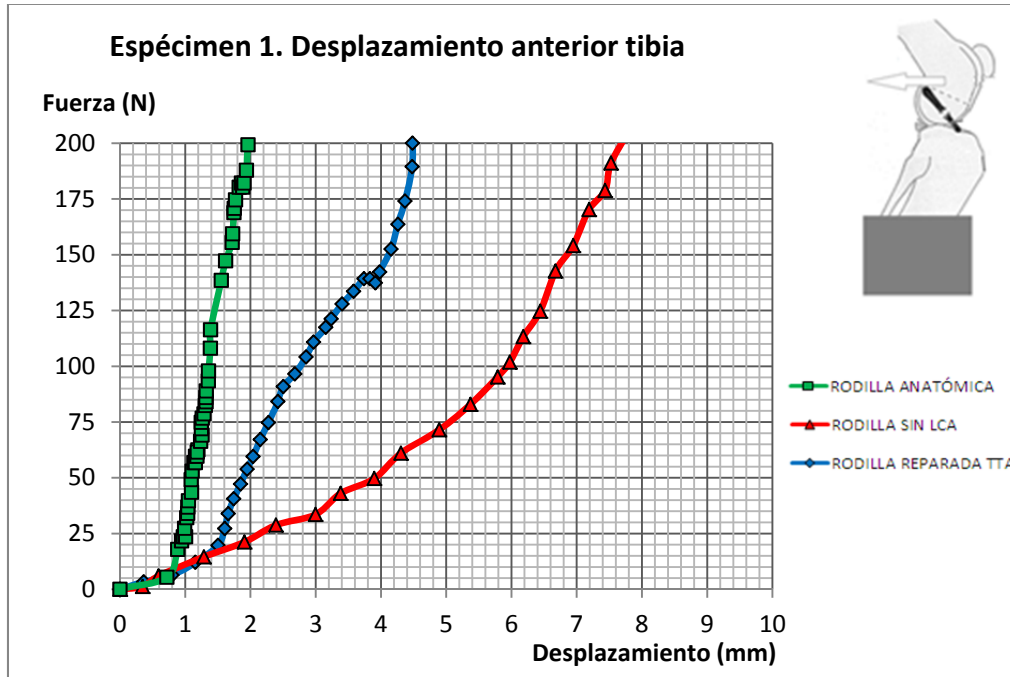


Gráfico 10.-Espécimen 1. Desplazamiento anterior de la tibia

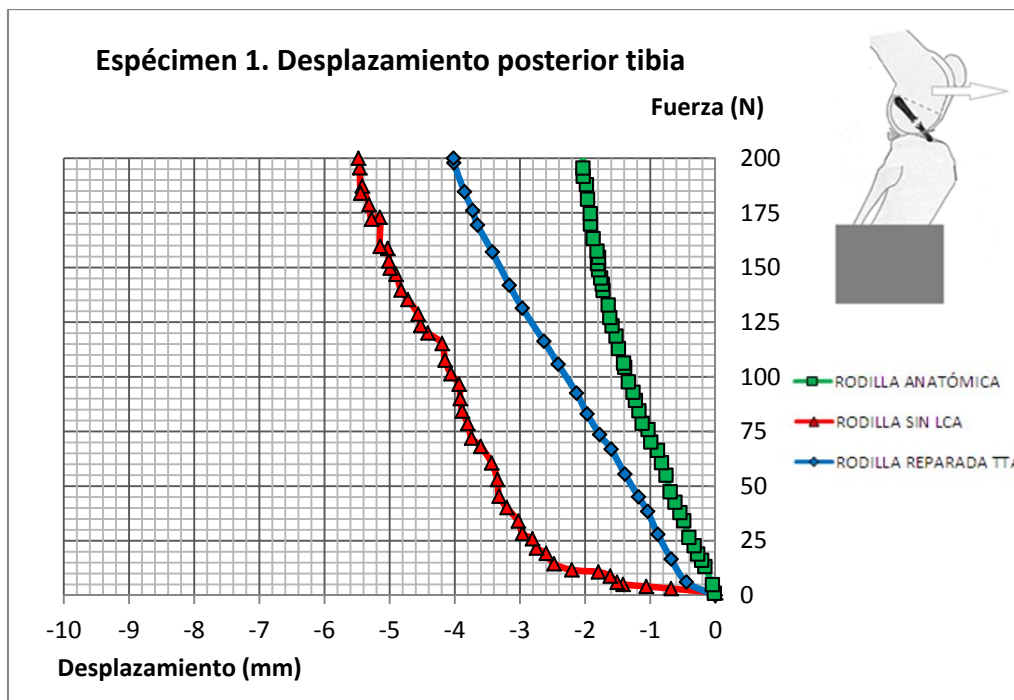


Gráfico 11.-Espécimen 1. Desplazamiento posterior de la tibia

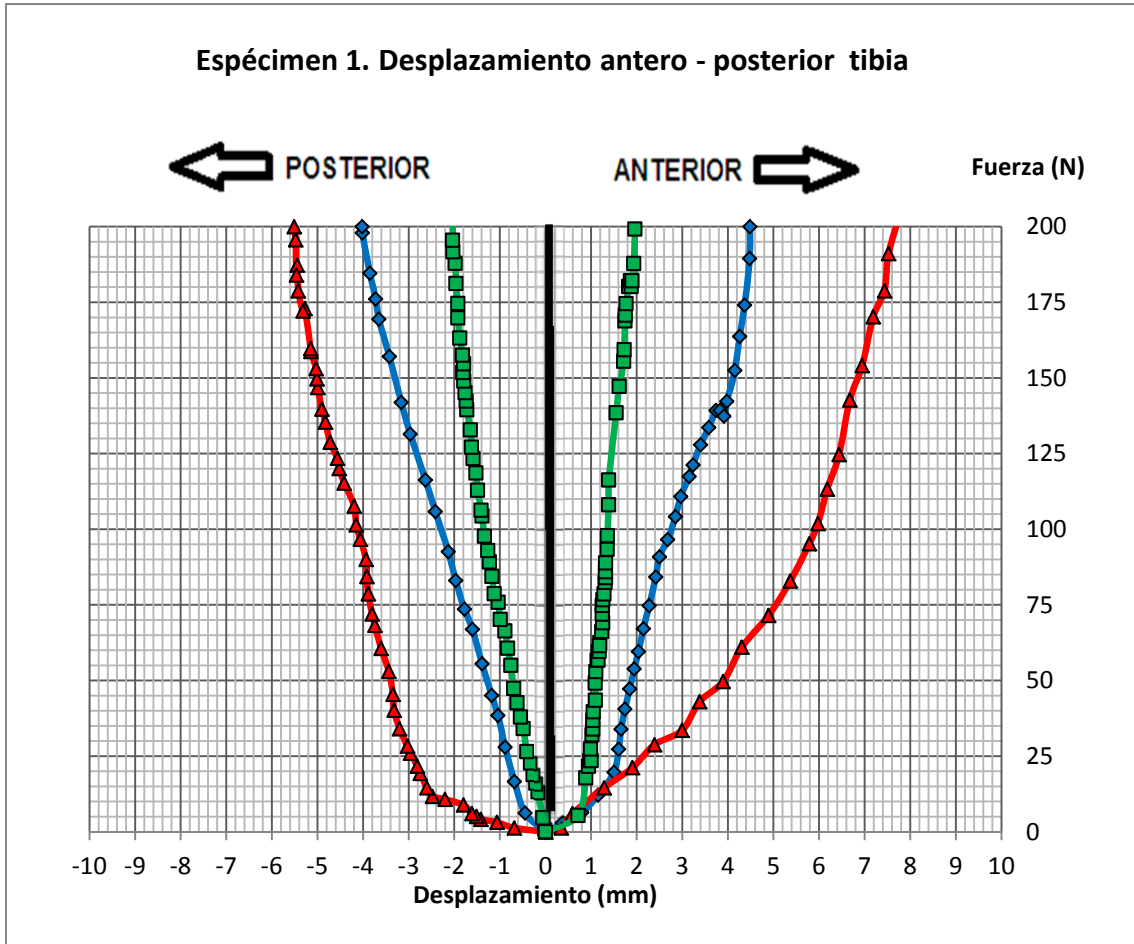


Gráfico 12 .-Espécimen 1. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

En verde: Rodilla anatómica completa

En rojo: Rodilla sin el LCA

En azul: Rodilla reparada con el sistema TTA estudiado en esta tesis

- RODILLA ANATÓMICA
- ▲ RODILLA SIN LCA
- ◆ RODILLA REPARADA TTA

Tablas

ESPÉCIMEN 1	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	2,55	9,03	4,24
100	2,72	10,14	5,11
120	3,00	10,96	6,13

Tabla 7.-Espécimen 1. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 1	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	31,37	8,86	18,87
100	36,76	9,86	19,57
120	40,00	10,95	19,58

Tabla 8.-Espécimen 1. Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 1	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	28,2	60,1
100	100	26,8	53,2
120	100	27,4	48,9

Tabla 9.-Espécimen 1. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 1	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	1,37	1,18	5,18	3,85	2,38	1,86
100	1,39	1,33	5,93	4,21	2,79	2,32
120	1,43	1,57	6,38	4,58	3,31	2,82

Tabla 10.-Espécimen 1. Desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 1	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	58,4	67,8	15,4	20,8	33,6	43,0
100	71,9	75,2	16,9	23,8	35,8	43,1
120	83,9	76,4	18,8	26,2	36,3	42,6

Tabla 11.-Espécimen 1. Rigidez al desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 1	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	26,4	30,6	57,6	63,4
100	100	100	23,4	31,6	49,8	57,3
120	100	100	22,4	34,3	43,2	55,7

Tabla 12.-Espécimen 1. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

6.5.- Espécimen 2

Gráficos

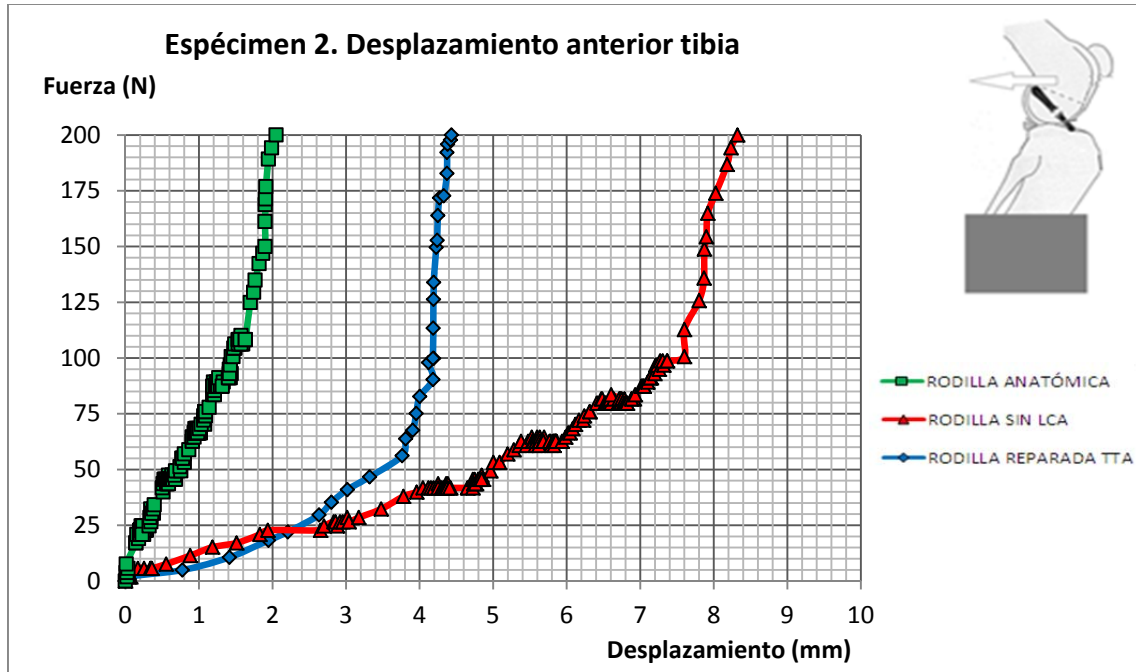


Gráfico 13.-Espécimen 2. Desplazamiento anterior de la tibia

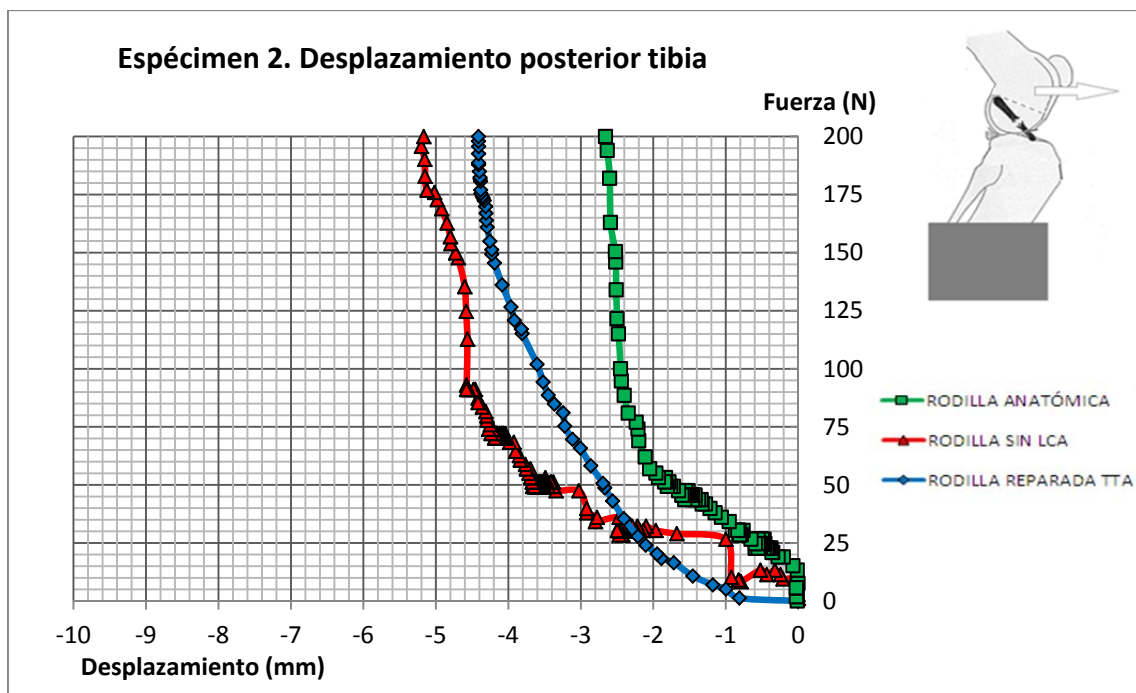


Gráfico 14.-Espécimen 2. Desplazamiento posterior de la tibia

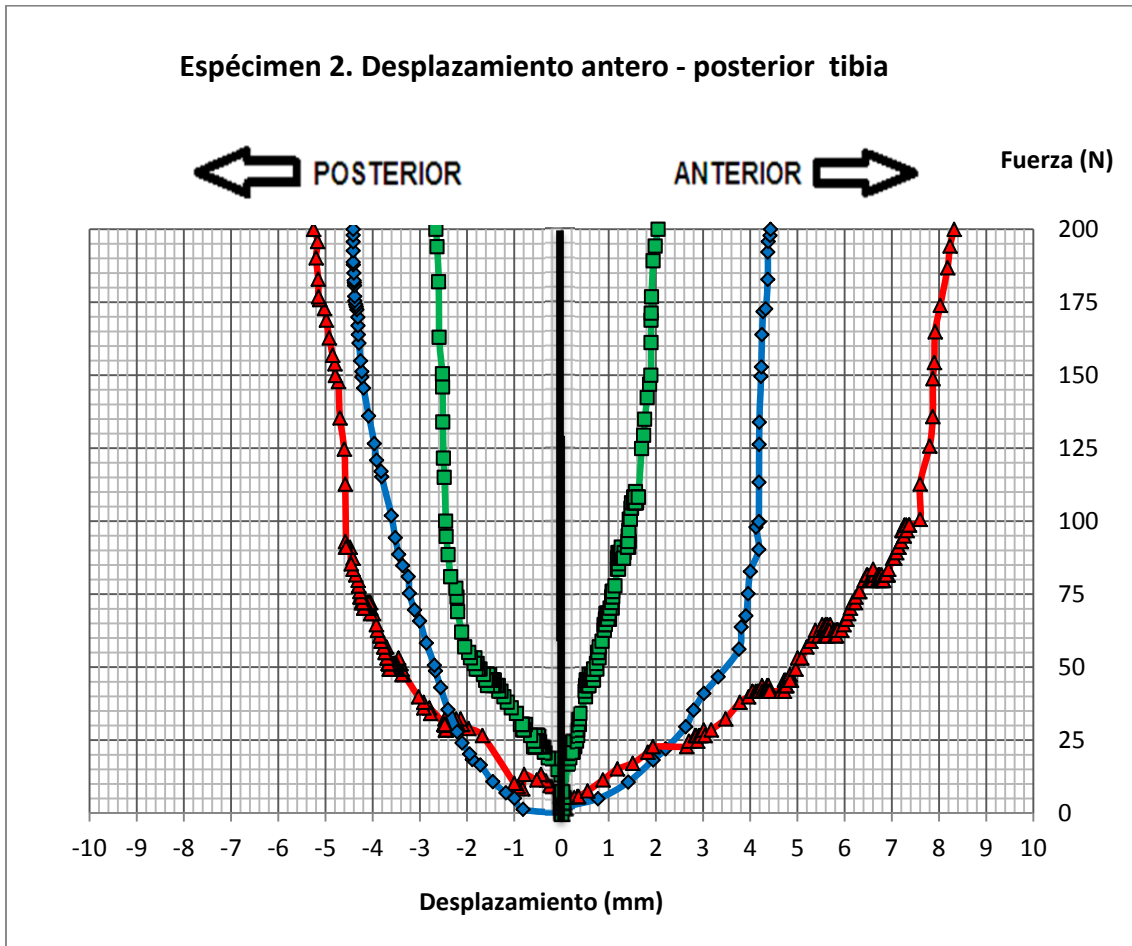
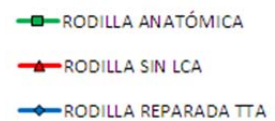


Gráfico 15.-Espécimen 2. Desplazamiento antero-posterior de la tibia.

En verde: Rodilla anatómica completa

En rojo: Rodilla sin el LCA

En azul: Rodilla reparada con el sistema TTA estudiado en esta tesis



Tablas

ESPÉCIMEN 2	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	3,47	11,23	7,34
100	3,86	12,17	7,83
120	4,07	12,43	7,93

Tabla 13.-Espécimen 2. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 2	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	23,05	7,12	10,90
100	25,91	8,22	12,77
120	29,48	9,65	15,13

Tabla 14.-Espécimen 2. Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 2	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	30,9	47,3
100	100	31,7	49,3
120	100	32,7	51,3

Tabla 15.-Espécimen 2. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 2	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	1,19	2,28	6,85	4,38	4,03	3,31
100	1,45	2,41	7,56	4,61	4,21	3,62
120	1,64	2,43	7,78	4,65	4,22	3,71

Tabla 16.-Espécimen 2. Desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 2	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	67,2	35,1	11,7	18,3	19,9	24,2
100	69,0	41,5	13,2	21,7	23,8	27,6
120	73,2	49,4	15,4	25,8	28,4	32,3

Tabla 17.-Espécimen 2. Rigidez al desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 2	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	17,4	52,1	29,5	68,9
100	100	100	19,2	52,3	34,4	66,6
120	100	100	21,1	52,3	38,9	65,5

Tabla 18.-Espécimen 2. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

6.6.- Espécimen 3

Gráficos

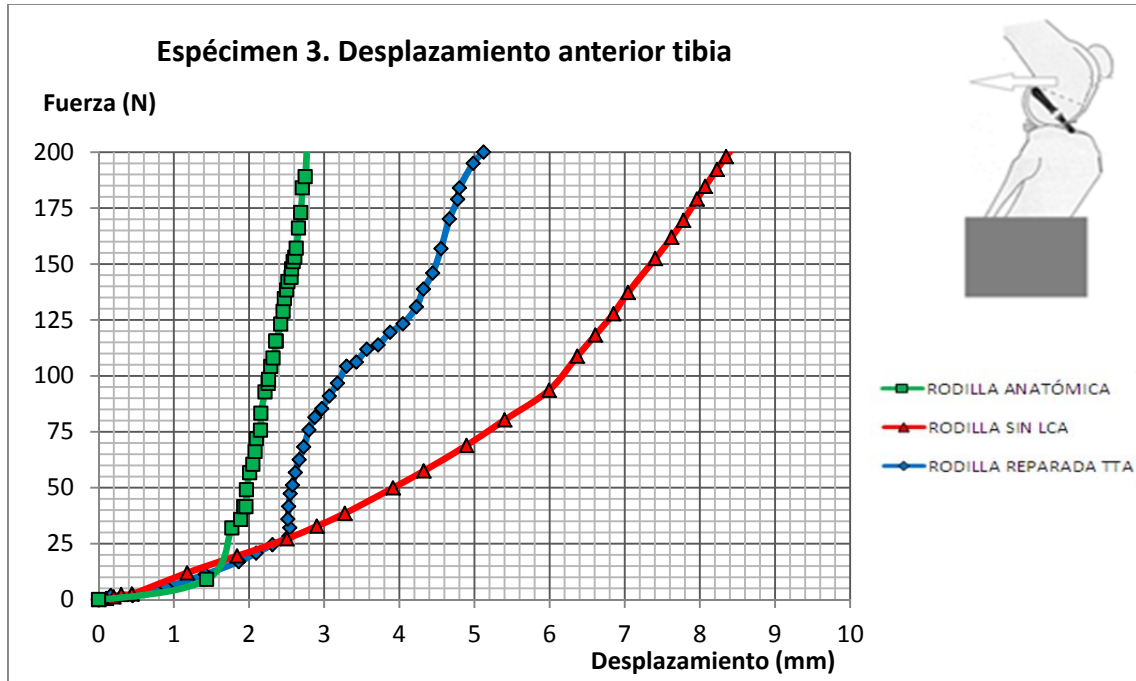


Gráfico 16.-Espécimen 3. Desplazamiento anterior de la tibia

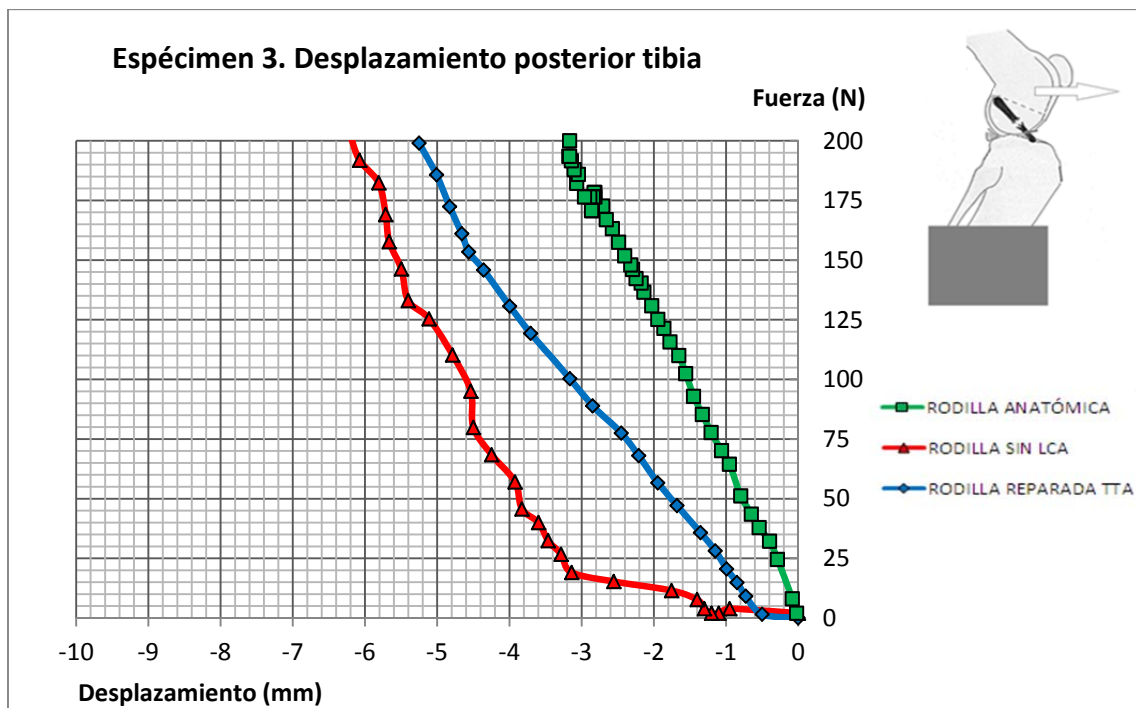


Gráfico 17.-Espécimen 3. Desplazamiento posterior de la tibia

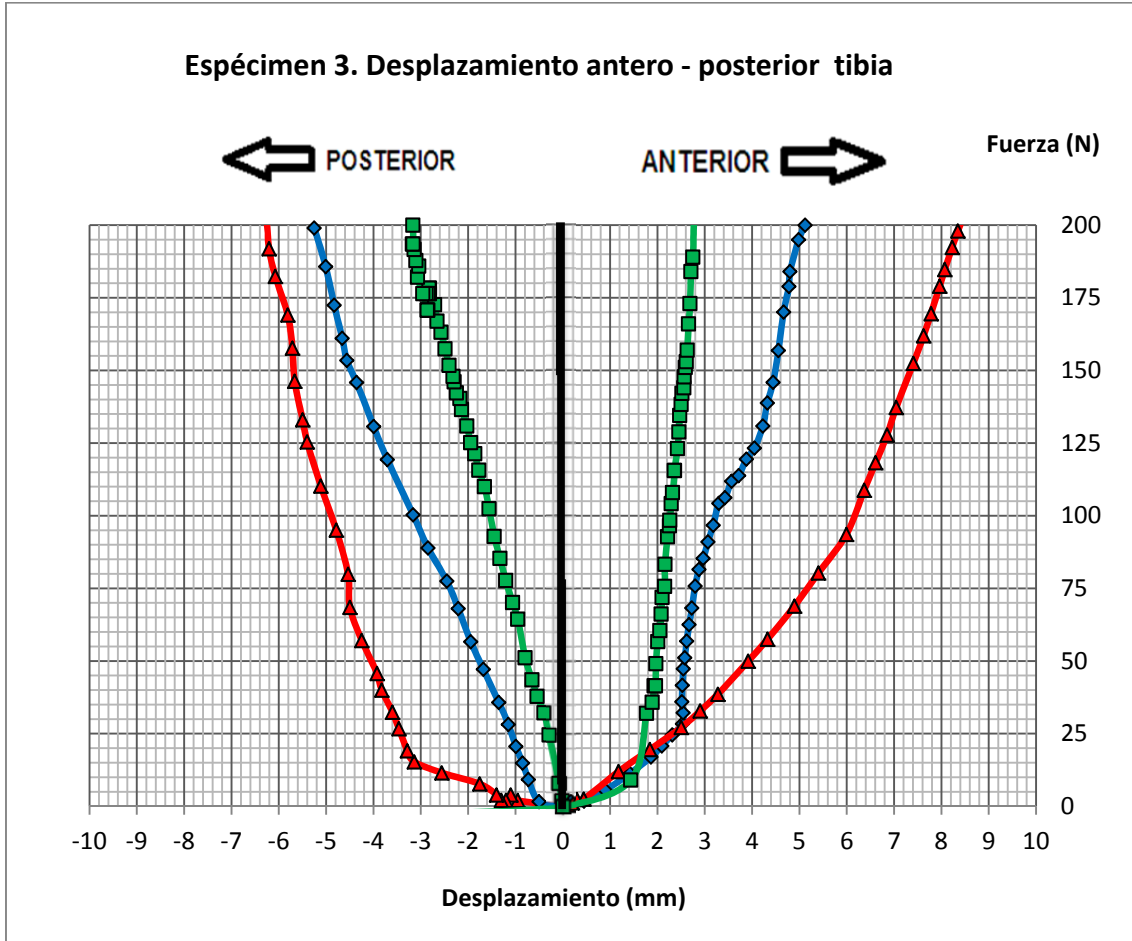
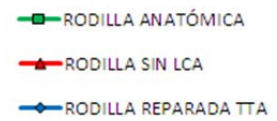


Gráfico 18.-Espécimen 3. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

En verde: Rodilla anatómica completa

En rojo: Rodilla sin el LCA

En azul: Rodilla reparada con el sistema TTA estudiado en esta tesis



Tablas

ESPÉCIMEN 3	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	3,49	10,02	5,34
100	3,89	11,18	6,47
120	4,27	12,01	7,66

Tabla 19.-Espécimen 3. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 3	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	22,92	7,98	14,98
100	25,71	8,94	15,46
120	28,10	9,99	15,67

Tabla 20.-Espécimen 3. Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 3	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	34,8	65,4
100	100	34,8	60,1
120	100	35,6	55,7

Tabla 21.-Espécimen 3. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 3	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	2,23	1,26	5,43	4,59	2,81	2,53
100	2,32	1,57	6,25	4,93	3,28	3,19
120	2,44	1,83	6,64	5,37	3,85	3,81

Tabla 22.-Espécimen 3. Desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 3	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	35,9	63,5	14,7	17,4	28,5	31,6
100	43,1	63,7	16,0	20,3	30,5	31,3
120	49,2	65,6	18,1	22,3	31,2	31,5

Tabla 23.-Espécimen 3. Rigidez al desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 3	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	41,1	27,5	79,4	49,8
100	100	100	37,1	31,8	70,7	49,2
120	100	100	36,7	34,1	63,4	48,0

Tabla 24.-Espécimen 3. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

6.7.- Espécimen 4

Gráficos

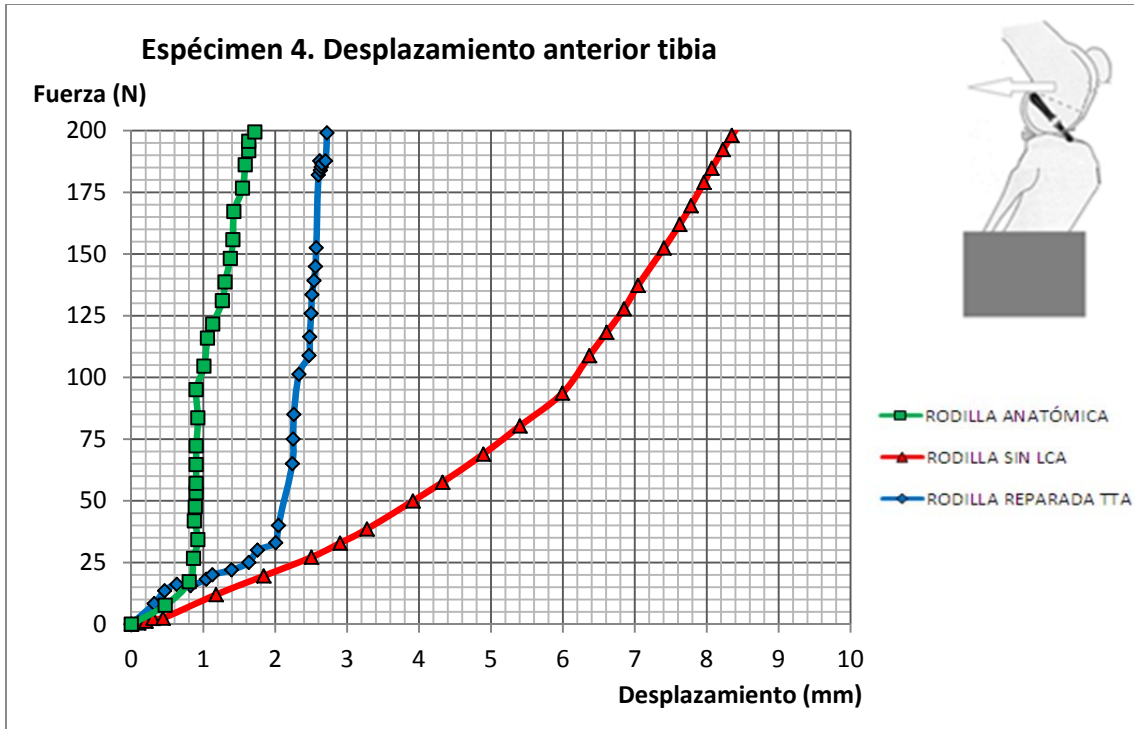


Gráfico 19.-Espécimen 4. Desplazamiento anterior de la tibia

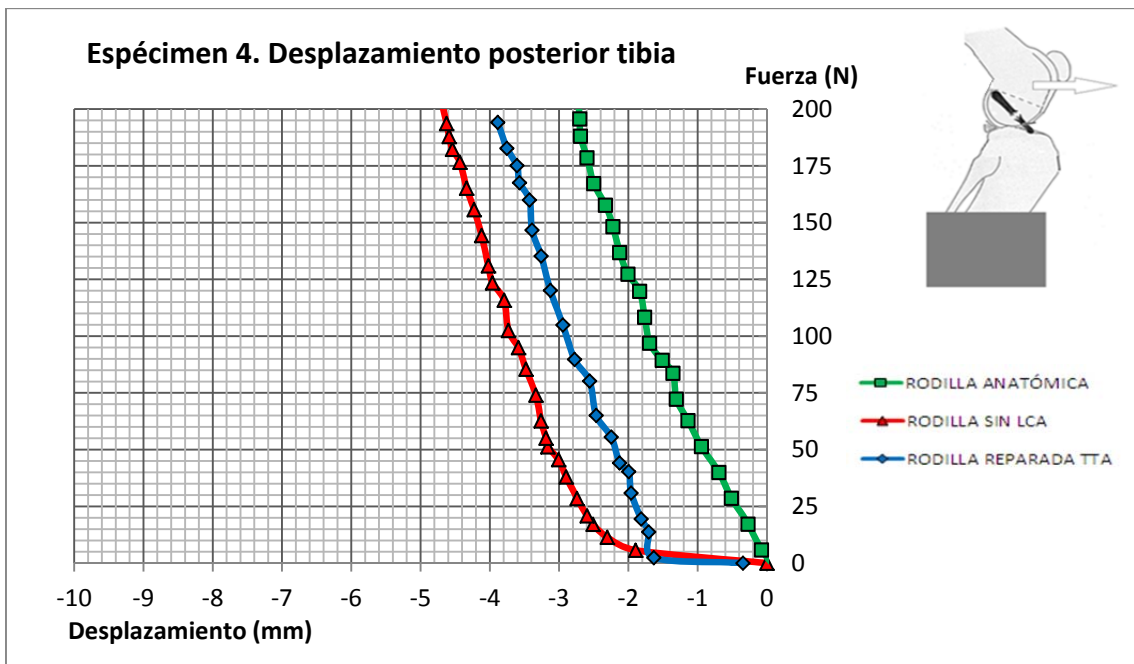


Gráfico 20.-Espécimen 4. Desplazamiento posterior de la tibia

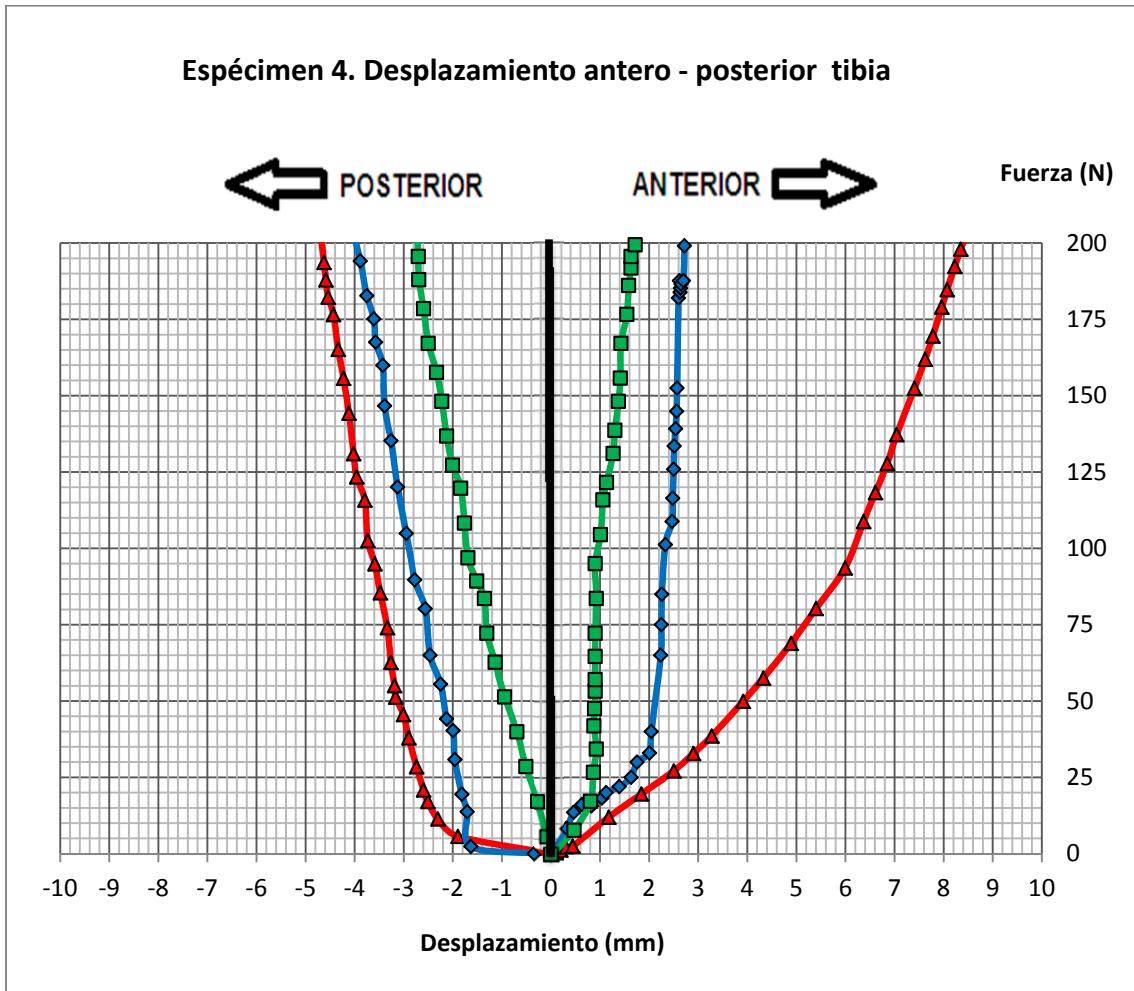
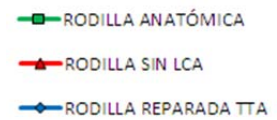


Gráfico 21.-Espécimen 4. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

En verde: Rodilla anatómica completa

En rojo: Rodilla sin el LCA

En azul: Rodilla reparada con el sistema TTA estudiado en esta tesis



Tablas

ESPÉCIMEN 4	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	2,30	8,80	4,84
100	2,71	9,88	5,20
120	3,01	10,60	5,77

Tabla 25.-Espécimen 4. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 4	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	34,78	9,09	16,53
100	36,90	10,12	19,23
120	39,87	11,32	20,80

Tabla 26.-Espécimen 4. Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 4	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	26,1	47,5
100	100	27,4	52,1
120	100	28,4	52,2

Tabla 27.-Espécimen 4. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 4	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	0,95	1,35	5,39	3,41	2,25	2,59
100	0,99	1,72	6,23	3,65	2,35	2,85
120	1,19	1,82	6,65	3,95	2,55	3,22

Tabla 28.-Espécimen 4. Desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 4	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	84,2	59,3	14,8	23,5	35,6	30,9
100	101,0	58,1	16,1	27,4	42,6	35,1
120	100,8	65,9	18,0	30,4	47,1	37,3

Tabla 29.-Espécimen 4. Rigidez al desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 4	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	17,6	39,6	42,2	52,1
100	100	100	15,9	47,1	42,1	60,4
120	100	100	17,9	46,1	46,7	56,5

Tabla 30.-Espécimen 4. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

6.8.- Espécimen 5

Gráficos

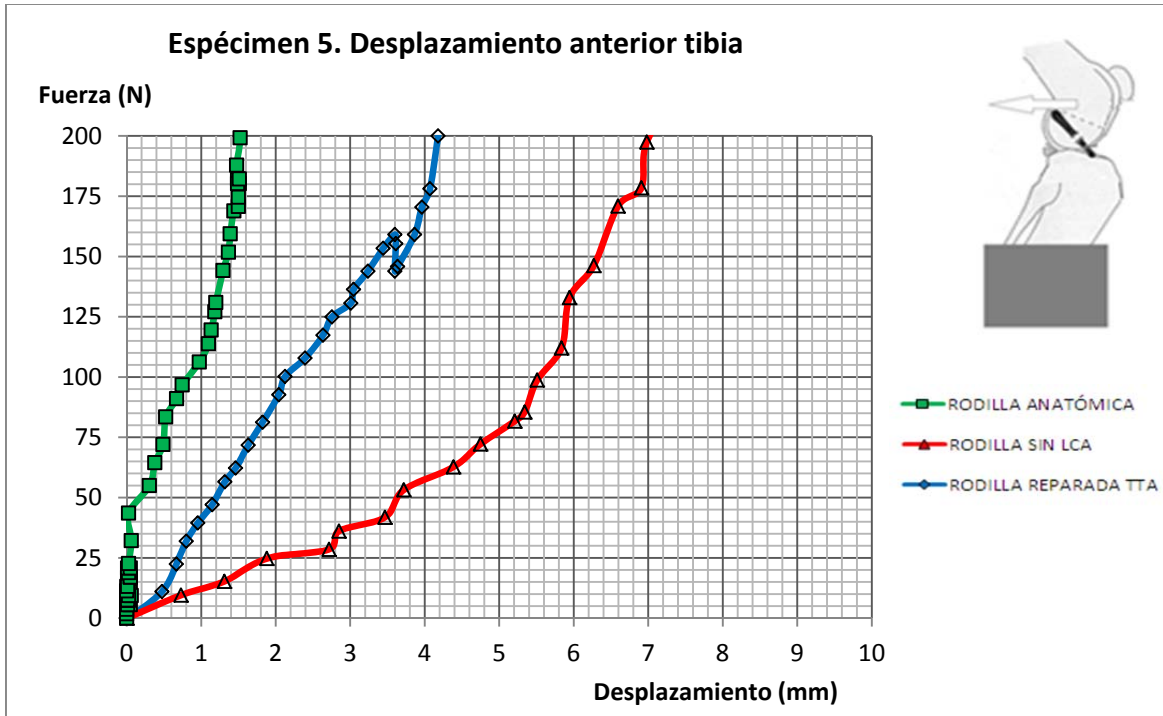


Gráfico 22.-Espécimen 5. Desplazamiento anterior de la tibia

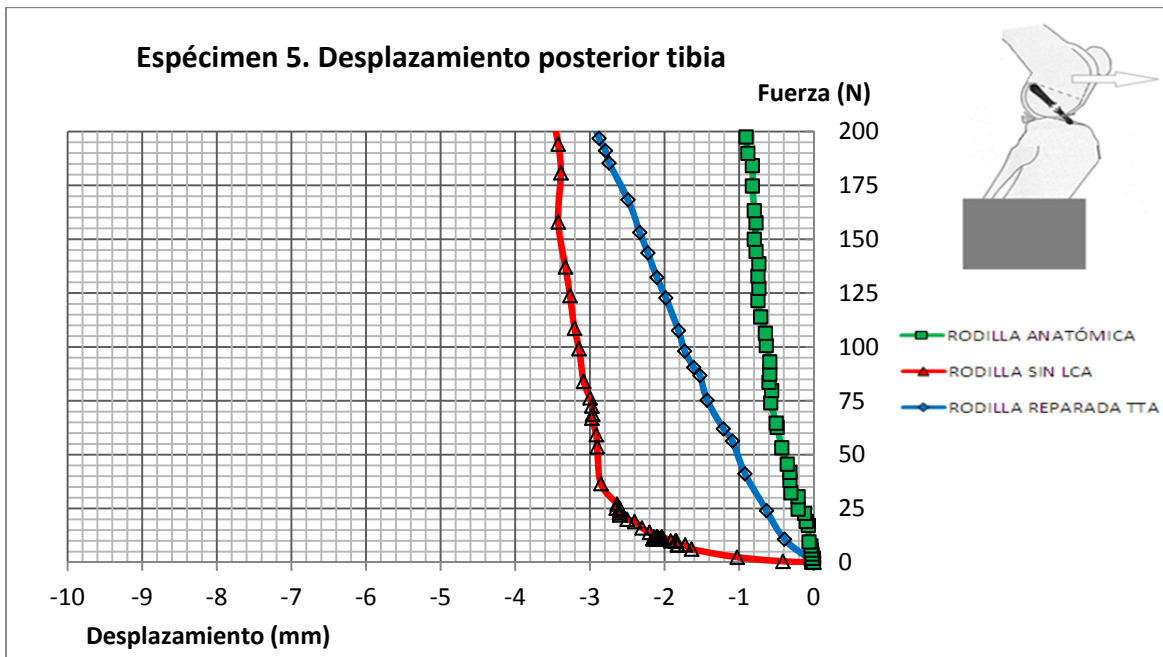


Gráfico 23.-Espécimen 5. Desplazamiento posterior de la tibia

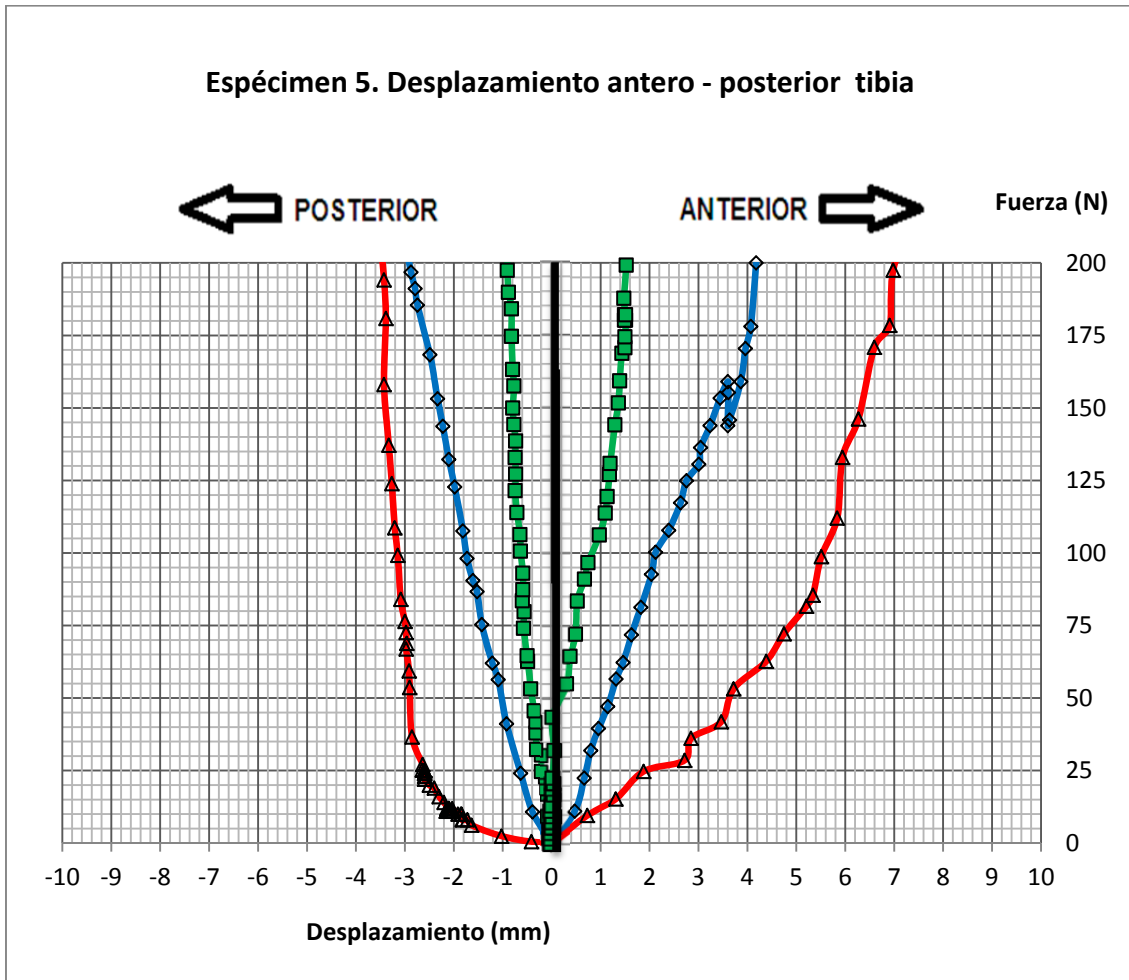


Gráfico 24.-Espécimen 5. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

En verde: Rodilla anatómica completa

En rojo: Rodilla sin el LCA

En azul: Rodilla reparada con el sistema TTA estudiado en esta tesis

- RODILLA ANATÓMICA
- ▲ RODILLA SIN LCA
- ◆ RODILLA REPARADA TTA

Tablas

ESPÉCIMEN 5	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	1,26	8,35	3,35
100	1,54	8,95	3,95
120	2,10	9,18	4,80

Tabla 31.-Espécimen 5. Desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 5	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	63,49	9,58	23,88
100	64,94	11,17	25,32
120	57,14	13,07	25,00

Tabla 32.-Espécimen 5. Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 5	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	15,1	37,6
100	100	17,2	39,0
120	100	22,9	43,8

Tabla 33.-Espécimen 5. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

ESPÉCIMEN 5	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	0,61	0,65	5,18	3,17	1,82	1,53
100	0,83	0,71	5,71	3,24	2,22	1,73
120	1,28	0,82	5,84	3,34	2,77	2,03

Tabla 34.-Espécimen 5. Desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 5	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	131,1	123,1	15,4	25,2	44,0	52,3
100	120,5	140,8	17,5	30,9	45,0	57,8
120	93,8	146,3	20,5	35,9	43,3	59,1

Tabla 35.-Espécimen 5. Rigidez al desplazamiento de la tibia

ESPÉCIMEN 5	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	11,8	20,5	33,5	42,5
100	100	100	14,5	21,9	37,4	41,0
120	100	100	21,9	24,6	46,2	40,4

Tabla 36.-Espécimen 5. Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

6.9.- Valores promedio de los 5 especímenes

A continuación se muestran las tablas con los valores promedio de los 5 especímenes. Se realizan los valores para una fuerza de 100N y se extraen conclusiones en el capítulo 7. Se escoge este valor de fuerza ya que el facultativo al efectuar el test de cajón aplicará una fuerza comprendida entre 8 y 12 kg (aprox. 78,5 y 117,7 N).

MEDIA 5 ESPECÍMENES	DESPLAZAMIENTO ANTERO-POSTERIOR DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	2,61	9,49	5,02
100	2,95	10,47	5,71
120	3,29	11,04	6,46

Tabla 37.- Desplazamiento antero-posterior de la tibia

MEDIA 5 ESPECÍMENES	RIGIDEZ al desplazamiento antero-posterior de la tibia (N/mm)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	35,12	8,53	17,03
100	38,04	9,66	18,47
120	38,92	11,00	19,23

Tabla 38.- Rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia

MEDIA 5 ESPECÍMENES	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia (%)		
FUERZA (N)	RODILLA ANATÓMICA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA SIN LCA ANTERIOR+POSTERIOR	RODILLA REPARADA TTA ANTERIOR+POSTERIOR
80	100	27,0	51,6
100	100	27,6	50,8
120	100	29,4	50,4

Tabla 39.- Rigidez relativa porcentual al desplazamiento antero-posterior de la tibia

MEDIA 5 ESPECÍMENES	DESPLAZAMIENTO DE LA TIBIA RESPECTO AL FÉMUR (mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
FUERZA (N)	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	1,27	1,34	5,61	3,88	2,66	2,36
100	1,40	1,55	6,34	4,13	2,97	2,74
120	1,60	1,69	6,66	4,38	3,34	3,12

Tabla 40.- Desplazamiento de la tibia

MEDIA 5 ESPECÍMENES	RIGIDEZ al desplazamiento de la tibia (N/mm)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
FUERZA (N)	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	75,4	69,7	14,4	21,0	32,3	36,4
100	81,1	75,9	15,9	24,8	35,5	39,0
120	80,2	80,7	18,2	28,1	37,2	40,6

Tabla 41.- Rigidez al desplazamiento de la tibia

MEDIA 5 ESPECÍMENES	RIGIDEZ relativa porcentual al desplazamiento de la tibia (%)					
	RODILLA ANATÓMICA		RODILLA SIN LCA		RODILLA REPARADA TTA	
FUERZA (N)	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR	ANTERIOR	POSTERIOR
80	100	100	22,9	34,0	48,4	55,3
100	100	100	22,0	37,0	46,9	54,9
120	100	100	24,0	38,2	47,7	53,2

Tabla 42.- Rigidez relativa porcentual al desplazamiento de la tibia

CAPÍTULO 7.- CONCLUSIONES

ÍNDICE

Conclusiones 163

7.- CONCLUSIONES

- El desplazamiento antero-posterior de la tibia aumenta conforme aumenta la fuerza tangencial aplicada.
- El desplazamiento antero-posterior de la tibia para rodilla sin el LCA es 3,5 veces superior al de la rodilla anatómica completa. En todos los especímenes, se produce una disminución del orden del 70% con respecto a la rigidez de la rodilla completa.
- La pérdida de rigidez de la rodilla sin el LCA es diferente en sentido anterior y posterior. El desplazamiento anterior es 1,5 veces mayor al desplazamiento posterior.
- La rigidez de la rodilla reparada con la técnica TTA duplica el valor de la rodilla sin LCA. El desplazamiento antero-posterior de la tibia disminuye en un 45% respecto a la rodilla sin LCA.
- La rigidez al desplazamiento antero-posterior de la tibia, de la rodilla reparada con el sistema TTA, supera ligeramente el 50% de la rigidez de la rodilla anatómica completa. Con el sistema TTA no se logra alcanzar el valor de la rigidez de la rodilla sana pero ello se compensa con la modificación de la anatomía de la rodilla.
- La componente tangencial en sentido craneal de la fuerza en la articulación, (produce el efecto de cajón anterior), disminuye o se anula porque cambia el comportamiento biomecánico de la rodilla cuando se repara con el sistema TTA.
- Según el estudio biomecánico, la fuerza tangencial en la articulación cuando se aplica la TTA tiene sentido caudal, y es absorbida por el LCP, en el caso de cajón anterior nulo.

- La tensión en el tendón patelar disminuye al reparar la rodilla con el sistema TTA según se deduce del estudio biomecánico.

CAPÍTULO 8.- BIBLIOGRAFIA

ÍNDICE

Bibliografía 167

BIBLIOGRAFIA

ANETZBERGER, H., et al. Change in Subchondral Mineralization After Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament of the Sheep. *Der Unfallchirurg*, Dec, 1994, vol. 97, no. 12, pp. 655-660. ISSN 0177-5537; 0177-5537.

ARNOCZKY, S. P. Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1983, no. 172, pp. 19-25. ISSN 0009-921X.

ARNOCZKY, S. P.; and MARSHALL, J. L. Cruciate Ligaments of Canine Stifle - Anatomical and Functional-Analysis. *American Journal of Veterinary Research*, 1977, vol. 38, no. 11, pp. 1807-1814. ISSN 0002-9645.

BERRY, C.; LOVE, N.; THRALL, D. Claves para interpretar el esqueleto apendicular canino y felino. In: Thrall, D. Manual de Diagnóstico radiológico veterinario. 2003. 4ª ed. Elsevier. Madrid. España. pp. 135-145.

BONFIM, Thatia Regina, et al. Additional Sensory Information Reduces Body Sway of Individuals with Anterior Cruciate Ligament Injury. *Neuroscience Letters*, 2008, vol. 441, no. 3, pp. 257-260.

BOUDRIEAU, Randy J. Tibial Plateau Leveling Osteotomy Or Tibial Tuberosity Advancement?. *Veterinary Surgery*, 2009, vol. 38, no. 1, pp. 1-22.

BRINKER, WO; PIERMATTEI, D and FLO, GL. Manual De Ortopedia y Reparación De Fracturas De Pequeños Animales, 1999.

CABELLO, J. Estudio Biomecánico de la repercusión de una fijación híbrida en la columna vertebral: Tesis Doctoral Presentada por Juan Cabello Gallardo. Facultat de Medicina, Departament de Cirurgia de la Universitat Autònoma de Barcelona, 2010.

CAREY, K., et al. Radiographic and Clinical Changes of the Patellar Tendon After Tibial Plateau Leveling Osteotomy: 94 Cases (2001-2003). *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2005, vol. 18, no. 4, pp. 235.

CHAILLEUX, Nadège, et al. In Vitro 3-Dimensional Kinematic Evaluation of 2 Corrective Operations for Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle. *Canadian Journal of Veterinary Research*, 2007, vol. 71, no. 3, pp. 175.

CLOSA, J.; FONT, J. La fuerza de empuje cranial de la tibia. *Veterinaria & Ciencia*. 2002. (6):5-13.

COOK, J. Extracapsular Stabilization. In: MUIR, Peter. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. John Wiley & Sons, 2011.

COOPER, REGINALD R.; MISOL, SINESIO and STIMMEL, Penny. Tendon and Ligament Insertion a Light and Electron Microscopic Study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1970, vol. 52, no. 1, pp. 1-170.

CROWNINSHIELD, RD; and POPE, MH. The Strength and Failure Characteristics of Rat Medial Collateral Ligaments. *The Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 1976, vol. 16, no. 2, pp. 99-105.

DAVID, L., et al. Biomechanics of Ligaments and Tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1978, vol. 6, no. 1, pp. 125-182.

DEGNER, DA. *Tplo-Tta*, 2011, no. Board-certified Veterinary Surgeon (DACVS).

DEJARDIN, LM. Osteotomía de nivelación del platillo tibial. In: Slatter, D. *Tratado de cirugía en pequeños animales*. 2006. 3ª ed. Inter-Medica. Buenos Aires, Argentina. pp. 2434-2446.

DUPUIS, J.; and HARARI, J. Cruciate Ligament and Meniscal Injuries in Dogs. *The Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, 1993, vol. 15.

DÜRSELEN, Lutz; CLAES, Lutz and KIEFER, Hartmuth. The Influence of Muscle Forces and External Loads on Cruciate Ligament Strain. *The American Journal of Sports Medicine*, 1995, vol. 23, no. 1, pp. 129-136.

EVANS, HE; and CHRISTENSEN, GC. Joints and Ligaments. *Miller's Anatomy of the Dog (Ed 2), Vol. Philadelphia London Toronto, WB Saunders Company, 1979, pp. 225-268.*

EVANS, Howard E. *Miller's Anatomy of the Dog.* WB Saunders company, 1993.

EVANS, Howard E.; DELAHUNTA, Alexander and GUARDIOLA, Santiago A. *Dissección Del Perro.* McGraw-Hill Interamericana, 2002.

EVANS, Richard; HORSTMAN, Chris and CONZEMIUS, Mike. Accuracy and Optimization of Force Platform Gait Analysis in Labradors with Cranial Cruciate Disease Evaluated at a Walking Gait. *Veterinary Surgery, 2005, vol. 34, no. 5, pp. 445-449.*

FORSTER, I., et al. Structural Aspects of Tendons and Ligaments. *Natural and Living Biomaterials, 1984, pp. 119-150.*

FRANKEL, Victor H.; and NORDIN, Margareta. *Basic Biomechanics of the Skeletal System.* Lea & Febiger Philadelphia, 1980.

FUKUBAYASHI, Toru, et al. An in Vitro Biomechanical Evaluation of Anterior-Posterior Motion of the Knee. Tibial Displacement, Rotation, and Torque. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume, 1982, vol. 64, no. 2, pp. 258-264.*

FUSS, Franz K. The Restraining Function of the Cruciate Ligaments on Hyperextension and Hyperflexion of the Human Knee Joint. *The Anatomical Record, 1991, vol. 230, no. 2, pp. 283-289.*

GIRGIS, Fakhry G.; MARSHALL, John L. and JEM, ARS AL MONA. The Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical. Functional and Experimental Analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 1975, vol. 106, pp. 216-231.*

GREENFIELD, Investigator Bentley Buthrauff Staatz. Article Written by Dr. Daniel A. Degner, Board-Certified Veterinary Surgeon (DACVS).

GROOD, E. S.; and NOYES, F. R. Cruciate Ligament Prosthesis: Strength, Creep, and Fatigue Properties. *The Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume*, Dec, 1976, vol. 58, no. 8, pp. 1083-1088. ISSN 0021-9355.

HENDERSON, R. A.; and MILTON, J. L. Tibial Compression Mechanism - Diagnostic Aid in Stifle Injuries. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 1978, vol. 14, no. 4, pp. 474-479. ISSN 0587-2871.

HOTTINGER, H. A., et al. Noninvasive Kinematic Analysis of the Walk in Healthy Large-Breed Dogs. *American Journal of Veterinary Research*, MAR 1996 vol. 57, no. 3, pp. 381-388. ISSN 0002-9645. INOUE, Masahiro, et al. Treatment of the Medial Collateral Ligament Injury I: The Importance of Anterior Cruciate Ligament on the Varus-Valgus Knee Laxity. *The American Journal of Sports Medicine*, 1987, vol. 15, no. 1, pp. 15-21.

HOULTON, John E.; and COLLINSON, Robert. *Manual De Artrología En Pequeños Animales*. Ediciones S, 2001.

HUSSEIN, E. Estudio Biomecánico Comparativo: Fijación rígida y elástica de la columna vertebral: Tesis Doctoral Presentada por Eltahir Hussein Elthair. Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona, 1993. JOHNSON, J. M.; and JOHNSON, A. L. Cranial Cruciate Ligament Rupture - Pathogenesis, Diagnosis, and Postoperative Rehabilitation. *Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice*, JUL 1993, vol. 23, no. 4, pp. 717-733. ISSN 0195-5616.

JOHNSON, A.; HULSE, D. Enfermedades Articulares. In: Fossum, T.; Hedlund, C.; Hulse, D.; Johnson, A.; Seim, H.; Willard, M.; Carroll, G. Cirugía en pequeños animales. 2004. 2ª ed. Inter-Medica. Buenos Aires, Argentina. pp. 1095-1275.

KASTELIC, J.; PALLEY, I. and BAER, E. A Structural Mechanical Model for Tendon Crimping. *Journal of Biomechanics*, 1980, vol. 13, no. 10, pp. 887-893.

KIM, Hyung J., et al. Evaluation of Predicted knee-joint Muscle Forces during Gait using an Instrumented Knee Implant. *Journal of Orthopaedic Research*, 2009, vol. 27, no. 10, pp. 1326-1331.

KIM, Stanley E., et al. Tibial Osteotomies for Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs. *Veterinary Surgery*, 2008, vol. 37, no. 2, pp. 111-125.

KIPFER, NM, et al. Effect of Tibial Tuberosity Advancement on Femoro-Tibial Shear in Cranial Cruciate-Deficient Stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 2008, vol. 21, pp. 385-390.

KÖNIG, Horst E.; and LIEBICH, Hans-Georg. *Anatomía De Los Animales Domésticos: Texto y Atlas En Color*. Ed. Médica Panamericana, 2005.

KOWALESKI, M. 2007. Examen clínico de la articulación de la rodilla. **In:** SHOTHERN EUROPEAN VETERINARY CONFERENCE (SEVC) 42 CONGRESO NACIONAL AVEPA. Barcelona, España. 19-21 octubre 2007. Asoc. de Veterinarios Españoles Especialistas en Pequeños Animales (AVEPA). pp. 417-419.

KWAN, Michael K.; LIN, Timothy H Cand WOO, Savio LY. On the Viscoelastic Properties of the Anteromedial Bundle of the Anterior Cruciate Ligament. *Journal of Biomechanics*, 1993, vol. 26, no. 4, pp. 447-452.

LEIGHTON, R. L. Preferred Method of Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs: A Survey of ACVS Diplomates Specializing in Canine Orthopedics. *Veterinary Surgery*, MAY-JUN 1999, vol. 28, no. 3, pp. 194-194. ISSN 0161-3499.

MAQUET, Paul. Advancement of the Tibial Tuberosity. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, vol. 115, pp. 225-230.

MARTÍN BATLLE, M.; and FERNÁNDEZ, Roure. F i Sanz Rubies, J. “. *Extensometria I. Galgues Extensomètriques”*. Col·lecció TEM, vol. 6.

MILLER, Jonathan M., et al. Effect of 9 mm Tibial Tuberosity Advancement on Cranial Tibial Translation in the Canine Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle. *Veterinary Surgery*, 2007, vol. 36, no. 4, pp. 335-340.

MONTAVON, PM; DAMUR, DM and TEPIC, S. *Tibial Tuberosity Advancement (TTA) for the Treatment of Cranial Cruciate Disease in Dogs: Evidences, Technique and Initial Clinical Results.* , 2004.

MONTAVON, PM; DAMUR, DM and TEPIC, S. *Advancement of the Tibial Tuberosity for the Treatment of Cranial Cruciate Deficient Canine Stifle.* , 2002.

MORRIS, Ethan; and LIPOWITZ, Alan J. Comparison of Tibial Plateau Angles in Dogs with and without Cranial Cruciate Ligament Injuries. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 2001, vol. 218, no. 3, pp. 363-366.

MORRISON, JB. The Mechanics of the Knee Joint in Relation to Normal Walking. *Journal of Biomechanics*, 1970, vol. 3, no. 1, pp. 51-61.

MUIR, Peter. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament.* John Wiley & Sons, 2011.

NAKAMURA, N.; ELLIS, M. and SEEDHOM, BB. Advancement of the Tibial Tuberosity. A Biomechanical Study. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1985, vol. 67, no. 2, pp. 255-260.

NISELL, Ralph. Mechanics of the Knee: A Study of Joint and Muscle Load with Clinical Applications. *Acta Orthopaedica*, 1985, vol. 56, no. S216, pp. 1-42.

NISELL, Ralph; NÉMETH, Gunnar and OHLSÉN, Hans. Joint Forces in Extension of the Knee: Analysis of a Mechanical Model. *Acta Orthopaedica*, 1986, vol. 57, no. 1, pp. 41-46.

OWENS, J.; BIERY, D. The Joints. In: Radiographic Interpretation for the Small Animal Clinician. 1982. Raston Purina Company. United States of America. p. 46.

PACCHIANA, Philip D., et al. Surgical and Postoperative Complications Associated with Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture: 397 Cases (1998-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 2003, vol. 222, no. 2, pp. 184-193.

PIERMATTEI, DL; and FLO, GL. Fracturas: Clasificación, Diagnóstico y Tratamiento. *Manual De Ortopedia y Reparación De Fracturas De Pequeños Animales*, 1999, pp. 25-148.

PIZIALI, Robert L., et al. The Function of the Primary Ligaments of the Knee in Anterior-Posterior and Medial-Lateral Motions. *Journal of Biomechanics*, 1980, vol. 13, no. 9, pp. 777-784.

PRIDY, Nelson H., et al. Complications with and Owner Assessment of the Outcome of Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs: 193 Cases (1997-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 2003, vol. 222, no. 12, pp. 1726-1732.

QUIRÓS, JESÚS RODRÍGUEZ, et al. Rotura Ligamento Cruzado Anterior En El Perro: Signos Clínicos, Diagnóstico y Tratamiento.

REIF, Ullrich; HULSE, Donald A. and HAUPTMAN, Joe G. Effect of Tibial Plateau Leveling on Stability of the Canine Cranial Cruciate–Deficient Stifle Joint: An In Vitro Study. *Veterinary Surgery*, 2002, vol. 31, no. 2, pp. 147-154.

RENART, Ignacio P.; MUR, Francisco J. G. and PLANELL, JA. *Fundamentos De Biomecánica y Biomateriales*. Ergón, 1997.

ROJO SALVADOR, Concepción; and GONZÁLEZ MARTÍNEZ, Encina. Anatomía De La Articulación De La Rodilla. *Canis Et Felis*, 2008, no. 95, pp. 28-41.

SAMPLE, S; VANDERBY, R. Biomechanics of the cruciate ligaments. In: MUIR, Peter. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. John Wiley & Sons, 2011.

SHAHAR, R.; and BANKS-SILLS, L. A Quasi-Static Three-Dimensional, Mathematical, Three-Body Segment Model of the Canine Knee. *Journal of Biomechanics*, DEC 2004, vol. 37, no. 12, pp. 1849-1859. ISSN 0021-9290.

SHAHAR, R.; and BANKS-SILLS, L. Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces during Three-Legged Stance. *Veterinary Journal*, MAY 2002, vol. 163, no. 3, pp. 240-250. ISSN 1090-0233.

SHIN, Choongsoo S.; CHAUDHARI, Ajit M. and ANDRIACCHI, Thomas P. The Influence of Deceleration Forces on ACL Strain during Single-Leg Landing: A Simulation Study. *Journal of Biomechanics*, 2007, vol. 40, no. 5, pp. 1145-1152.

SHIRAZI-ADL, A.; and MESFAR, W. Effect of Tibial Tubercle Elevation on Biomechanics of the Entire Knee Joint Under Muscle Loads. *Clinical Biomechanics*, 2007, vol. 22, no. 3, pp. 344-351.

SLOCUM, B.; and SLOCUM, TD. Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Canine. *The Veterinary Clinics of North America.Small Animal Practice*, 1993, vol. 23, no. 4, pp. 777-795.

SLOCUM, B.; and DEVINE, T. Cranial Tibial Thrust - a Primary Force in the Canine Stifle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 1983, vol. 183, no. 4, pp. 456-459. ISSN 0003-1488.

TEPIC, S.; DAMUR, DMand MONTAVON, PM. *Biomechanics of the Stifle Joint.* , 2002.

TOMLINSON, J. E., et al. Computed Tomographic Anatomy of the Equine Tarsus. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, MAR-APR 2003, vol. 44, no. 2, pp. 174-178. ISSN 1058-8183.

VAN BREE et al. Stress Radiography of the Stifle. In: MUIR, Peter. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. John Wiley & Sons, 2011.

VAN EIJDEN, Theo MGJ; KOUWENHOVEN, Erikand WEIJS, Wim A. Mechanics of the Patellar Articulation Effects of Patellar Ligament Length Studied with a Mathematical Model. *Acta Orthopaedica*, 1987, vol. 58, no. 5, pp. 560-566.

VAN EIJDEN, TMGJ, et al. Forces Acting on the Patella during Maximal Voluntary Contraction of the Quadriceps Femoris Muscle at Different Knee flexion/extension Angles. *Cells Tissues Organs*, 1987, vol. 129, no. 4, pp. 310-314.

VASSEUR, P. B.; and ARNOCZKY, S. P. Collateral Ligaments of the Canine Stifle Joint: Anatomic and Functional Analysis. *American Journal of Veterinary Research*, Jul, 1981, vol. 42, no. 7, pp. 1133-1137. ISSN 0002-9645; 0002-9645.

VÉREZ-FRAGUELA, JL. Reparación De La Rotura De Ligamento Cruzado Anterior Mediante Osteotomía Niveladora De La Meseta Tibial. Quince Casos Clínicos. *Consulta De Difusión Veterinaria*, 2001, vol. 9, no. 83, pp. 77-90.

VIIDIK, A. Functional Properties of Collagenous Tissues. *International Review of Connective Tissue Research*, 1973, vol. 6, pp. 127-215. ISSN 0074-767X; 0074-767X.

VILARÓ, R. Síntesi elástica en les fractures mal.leolars: Tesis Doctoral Presentada por Ramón Vilaró Portet. Facultat de Medicina de la Universitat de Barcelona, 1994.

WARZEE, Christine C., et al. Effect of Tibial Plateau Leveling on Cranial and Caudal Tibial Thrusts in Canine Cranial cruciate-deficient Stifles: An in Vitro Experimental Study. *Veterinary Surgery*, 2001, vol. 30, no. 3, pp. 278-286.

WATT, P. Tibial Plateau Levelling. *Australian Veterinary Journal*, JUN 2000, vol. 78, no. 6, pp. 385-386. ISSN 0005-0423.

WILKE, Vicki L., et al. Estimate of the Annual Economic Impact of Treatment of Cranial Cruciate Ligament Injury in Dogs in the United States. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 2005, vol. 227, no. 10, pp. 1604-1607.

ZELTZMAN, Philippe A., et al. Relationship between Age and Tibial Plateau Angle in Dogs with Cranial Cruciate Rupture. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 2005, vol. 41, no. 2, pp. 117-120.