

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	4
1.1 EMBRIOLOGÍA DE LA RODILLA	5
1.2 ANATOMÍA	5
1.2.1 Morfología articular	5
1.2.2 Espacio intercondíleo	7
1.2.3 Ligamento cruzado anterior (LCA)	8
a. Histología	8
b. Anatomía macroscópica	9
c. Inserciones	11
c.1 INSERCIÓN FEMORAL	12
c.2 INSERCIÓN TIBIAL	16
d. Vascularización e inervación	20
1.2.4 Ligamento cruzado posterior (LCP)	21
a. Anatomía macroscópica	21
b. Inserciones	22
b.1 INSERCIÓN FEMORAL	22
b.2 INSERCIÓN TIBIAL	25
c. Vascularización e inervación	26
1.2.5. Ligamentos accesorios meniscofemorales	27
1.3. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	28
1.3.1 Los movimientos de la rodilla	28
a. Flexo-extensión	28
b. Rotación	29
1.3.2 Función de los ligamentos cruzados	29
a. Estabilidad anteroposterior	30
b. Estabilidad rotacional	31
1.3.3 Propiedades mecánicas y cinemática de los ligamentos cruzados	32
a. Propiedades mecánicas de los ligamentos cruzados	32
b. Cinemática del LCA: longitud e isometría	33
1.4. LA UNIDAD DE PIVOTE CENTRAL	39
1.4.1 Consideraciones generales	39
1.4.2 Modelo de las cuatro barras cruzadas o “four-bar linkage”	41
1.5 TÉCNICAS DE IMAGEN	44
1.5.1 Radiología	44
1.5.2 TAC	48
1.5.3 RMN	49
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	53
2.1 HIPOTESIS DE TRABAJO	54
2.2 OBJETIVOS	55

2.2.1	Objetivo principal	55
2.2.2	Objetivos secundarios	55
3.	MATERIAL Y MÉTODOS	56
3.1	DISEÑO DEL ESTUDIO	57
3.1.1	Tipo de estudio	57
3.1.2	Determinación del tamaño muestral	57
3.1.3	Criterios de inclusión	57
3.2	RECOGIDA DE DATOS	58
3.2.1	Población estudiada	58
3.2.2	Valoración RMN	58
3.3	VARIABLES A ESTUDIO	60
3.3.1	Planteamiento teórico tridimensional	60
a.	Variables de inserción femoral	61
b.	Variables de inserción tibial	61
c.	Variables de unidad funcional	62
3.3.2	Programación informática: diseño de las variables	62
a.	Variables de inserción femoral	63
b.	Variables de inserción tibial	63
c.	Variables de unidad funcional	63
3.3.3	Diseño estadístico: estadística descriptiva	64
a.	Estadística descriptiva	64
b.	Estudio de los datos no esperados	65
3.4	TEST DIAGNÓSTICO DE NORMALIDAD ANATÓMICA	66
3.4.1	Planteamiento teórico	66
3.4.2	VARIABLES A ESTUDIO	67
a.	Variables absolutas	67
b.	Variables relativas: DITI/DIFE	68
3.4.3	Diseño estadístico: estadística descriptiva	68
4.	RESULTADOS	69
4.1	RESULTADOS EPIDEMIOLÓGICOS	70
4.2	RESULTADOS DE LAS MEDICIONES	70
4.2.1	Medidas absolutas	70
4.2.2	Medidas escaladas	71
4.3	COMPARACIÓN POR SEXO	73
4.3.1	Medidas absolutas	73
4.3.2	Medidas escaladas	73
4.4	COMPARACIÓN POR LADO	74
4.4.1	Medidas absolutas	74
4.4.2	Medidas escaladas	74
4.5	ANÁLISIS DE DATOS NO ESPERADOS: DIFERENCIAS EN EL DITI Y DITI/DIFE POR LATERALIDAD	75

4.6 TEST DIAGNÓSTICO DE NORMALIDAD ANATÓMICA	78
4.6.1 Medidas absolutas: DIFE, DITI	78
4.6.2 Medidas relativas: DITI/DIFE	79
5 DISCUSIÓN	81
5.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO	82
5.2 VALORACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS	83
5.2.1 Variables absolutas	83
a. Inserción femoral: DIFE	83
b. Inserción tibial: DITI	86
c. LCA	89
d. LCP	90
5.2.2 Variables relativas	91
a. DIFE/LCP	91
b. DITI/LCP	92
c. LCP/LCA	92
d. DITI/DIFE	94
5.3 APLICACIÓN PRÁCTICA DE LOS RESULTADOS	96
6 CONCLUSIONES	103
7 ANEXOS	106
ANEXO 1: MEDICIONES	107
ANEXO 2: INFORME PARA LA CERTIFICACIÓN DEL SOFTWARE CRULIANT	112
8 BIBLIOGRAFÍA	124

1. INTRODUCCIÓN

1.1 EMBRIOLOGÍA DE LA RODILLA

La formación de la rodilla se inicia en la cuarta semana (4S) de la gestación a partir de una concentración mesenquimatoso vascular femoral y tibial. En la 6S se identifica ya la articulación morfológicamente formada.

En la 6,5S y a partir de una condensación en el blastoma, los fibroblastos se alinean en el eje del haz que formará el ligamento cruzado anterior (LCA). A partir de la 20S, el ligamento permanece invariable en su forma, procediendo a su crecimiento en sentido longitudinal. Entre las semanas 24-40 del desarrollo fetal es posible apreciar los dos fascículos funcionales del ligamento, separados por un septo de tejido conectivo vascularizado. En este momento, los dos fascículos son más paralelos que los de los adultos^{1,2}.

Las investigaciones apuntan a que el desarrollo temprano de la articulación de la rodilla está guiado por el LCA, que influye en la forma final de los cóndilos femorales y del platillo tibial. El LCA se origina como un ligamento ventral, permanece siempre extrasinovial, y cambia poco morfológicamente (realiza sólo una migración posterior)³ durante su desarrollo.

1.2 ANATOMÍA

1.2.1. MORFOLOGÍA ARTICULAR

La rodilla es una articulación compleja formada por dos unidades articulares diferenciadas: femorrotuliana y femorrotibial. Ambas comparten la misma cápsula sinovial.

La *articulación femorrotuliana* está constituida por la tróclea femoral y las carillas articulares rotulianas.

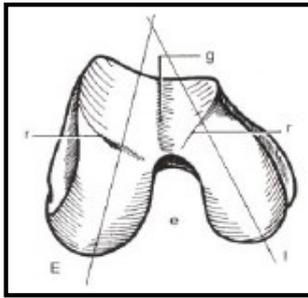


Fig.1 Convergencia condilar anterior (E, I) en la arcada intercondílea (g)

La **articulación femorotibial** está formada por los dos cóndilos femorales y los dos platillos tibiales (bicondílea). Los cóndilos femorales (Fig.1) son dos superficies convexas en sentido anteroposterior. Están separados atrás por el espacio intercondíleo, y siguen una dirección convergente en sentido anterior hasta unirse en la arcada intercondílea.

En el plano sagital, el radio de curvatura de los cóndilos disminuye de forma progresiva, siendo más pronunciado en el caso del cóndilo externo⁴ (Fig. 2). La convexidad de los cóndilos femorales se corresponde con la concavidad de los platillos tibiales, excepto en el plano sagital: el platillo tibial interno es cóncavo pero el externo es convexo y genera una situación de inestabilidad en su relación con el cóndilo femoral externo.

La falta de congruencia entre ambas carillas articulares se restablece gracias a la interposición a modo de cuña de los meniscos, que permiten el adecuado movimiento de los cóndilos sobre la tibia. El LCA actúa como estabilizador articular durante el movimiento.

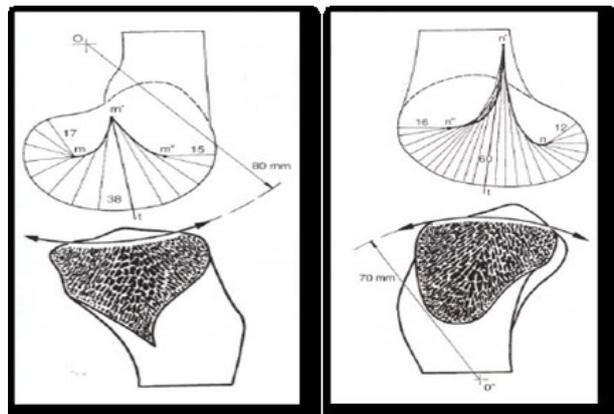


Fig.2. Perfil cóndilo-glenoideo y radios de curvatura. Int. (I) y ext. (D)

Ambos platillos tibiales están separados por una cresta anteroposterior en la cual se alojan las espinas tibiales. Cuando la articulación se encuentra extendida las espinas tibiales se alojan en la escotadura intercondílea.

1.2.2. ESPACIO INTERCONDÍLEO

La epífisis femoral distal está organizada en dos cóndilos (masas laterales con respecto al plano sagital medio de la epífisis). Hacia posterior, los cóndilos están completamente separados delimitando un espacio, el ***espacio intercondíleo***, que alberga en su interior a ambos ligamentos cruzados. En su parte anterior, los cóndilos están unidos por la ***arcada intercondílea***.

En visión transversal, el espacio intercondíleo tiene forma de arco gótico. La superficie medial de cada cóndilo contiene la inserción proximal de uno de los ligamentos cruzados: el cóndilo medial la del LCP, el lateral la del LCA.

El LCA se relaciona con el techo del espacio intercondíleo cuando la rodilla está en extensión, concentrándose las fuerzas en la porción media del ligamento. Tras los primeros estudios que postulaban la relación estrecha de ambos elementos, se propuso la hipótesis de que el tamaño del espacio intercondíleo influía en la morfología del LCA y su predisposición a sufrir lesiones.

Ya en 1938 Palmer⁵ sugería que una escotadura estrecha podía incrementar el riesgo de lesión del LCA, al disminuir el espacio disponible para su movilidad. Para estudiar la relación entre el tamaño del LCA y del espacio intercondíleo se acuñó el concepto **INM**^{6,7,8} (Anchura Media de la Escotadura), cuyo valor medio es de 18-22 mm⁹.

No se han encontrado evidencias concluyentes que confirmen la correspondencia entre estos dos parámetros. Mientras algunos estudios^{10,11,12} no muestran relación entre el tamaño del LCA y el de la escotadura (concluyendo que el tamaño del ligamento no se puede predecir de la medida del INM¹⁰), hay otros¹³ que sí apuntan a una relación significativa entre ambas medidas. Investigaciones recientes¹⁴ atribuyen esta discrepancia de resultados al carácter bidimensional de estos primeros estudios, que no representan la realidad anatómica tridimensional del espacio intercondíleo.

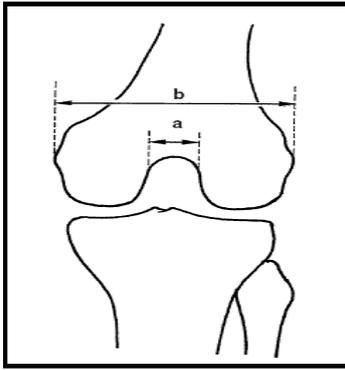


Fig.3. INW (a), NWI (a/b)

El término **NWI**¹⁵ (Reverse Notch Width Index o Índice Inverso de Amplitud del Surco) estudia la relación entre la anchura epicondilar y la anchura de la escotadura (Fig.3). Esto permite realizar análisis comparativos entre grupos, siendo una constante que elimina la variabilidad interpersonal relacionada con el peso y la altura. Su valor es de 0,21-0,25¹⁶.

El NWI se ha usado para valorar las diferencias morfológicas del LCA entre sexos y su predisposición a la rotura. Tampoco existe un consenso en este caso, y encontramos en la literatura estudios que muestran similitud en el rango de NWI entre hombres y mujeres^{17,18}, mientras otros evidencian diferencias significativas^{19,20}.

1.2.3. LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA)

Una de las primeras descripciones anatómicas del LCA se encuentra en un papiro egipcio del 3000 A.C. En el siglo V A.C., Hipócrates describió una subluxación de rodilla relacionada con una lesión del LCA pero no fue hasta el siglo II A. C. cuando Galeno de Pérgamolo lo llamó “ligamento genu cruciata”²¹.

a. Histología

El LCA se compone principalmente de fibras de colágeno en su mayoría de tipo I (94%) y en menor proporción de tipo III. Entre los fascículos de colágeno encontramos fibroblastos, componentes elásticos y oxilatan (6%)²¹.

Las moléculas de colágeno se agrupan de forma multidireccional configurando la unidad estructural más pequeña del LCA: *fibrilla* (25- 250 nm diámetro). Ésta se agrupa formando una red de *fibras* (10-20 μm) que a su vez se organizan en *unidades subfasciculares* (100-250 μm)²².

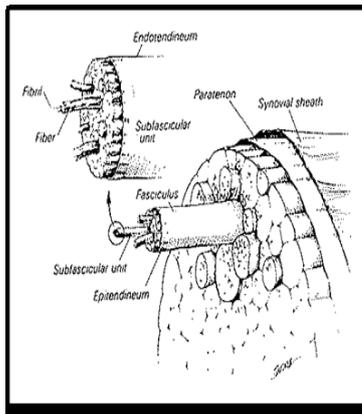


Fig.4. Microestructura del LCA

Dichas unidades se agrupan entre sí formando los *subfascículos* y están rodeados por el *endoténón* (Fig. 4)²³. La unión de 3 a 20 subfascículos origina un *fascículo* (250 μ m-2mm), envuelto a su vez por el *epitenón*. El LCA se forma de la unión de múltiples fascículos orientados en espiral y recubiertos por el *paratenón*.

Se inserta en el hueso gracias a una zona de transición de fibrocartilago y fibrocartilago mineralizado. Esto permite un cambio gradual de las propiedades mecánicas del ligamento y se previene la concentración de fuerzas de estrés en los puntos de inserción²⁴.

Existe un área histológicamente distinta en el LCA: más avascular y con presencia de células parecidas a tenocitos y condrocitos. Corresponde al área de contacto del mismo contra el techo de la escotadura (*impingement fisiológico*)²⁵. Su presencia podría explicarse como adaptación funcional del ligamento a las fuerzas compresivas recurrentes causadas por el contacto directo del hueso con el ligamento con la extensión de la rodilla²⁵.

Aunque el LCA se describe generalmente como una estructura formada por dos haces funcionalmente diferenciados^{26,27}, en la mayoría de los estudios publicados no se han encontrado evidencias histológicas de dicha subdivisión^{8,28,29}.

b. Anatomía macroscópica

El LCA se origina proximalmente en la parte posterior de la superficie medial del cóndilo lateral femoral y se inserta distalmente en el platillo tibial en la fosa intercondílea anterior, entre la espina tibial lateral y medial. Circula oblicuamente a través de la escotadura intercondílea, con dirección posteroanterior, lateromedial y distal en la articulación³⁰. Antes de insertarse en la

tibia, el ligamento realiza un giro y torsión sobre sí mismo bajo el techo de la escotadura intercondílea. Es un ligamento intraarticular pero extrasinovial en su recorrido.

El ligamento está formado por un conjunto de fibras de diferente longitud según su punto de inserción. Aunque se ha dividido el ligamento en 3 (anteromedial, intermedio y posterolateral)^{31,32} e incluso 4 haces distintos³³, se acepta que el LCA está formado por 2 fascículos principales^{32,35,36,37,38,39,40}. En 1968 Lam⁴¹ denomina a estos dos fascículos *anteromedial* (AM) y *posterolateral* (PL) en función de la localización de su inserción tibial³³.

Las dimensiones del ligamento varían por un lado en función de los fascículos estudiados y, por otro, de la elasticidad de los mismos (según Beauchamp⁴² pueden alargarse un 25-30% de su longitud).

AUTOR	LCA (mm)	LAM (mm)	LPL (mm)
Kennedy ⁴³ (1974)	39 (37-41)		
Girgis ⁶⁰ (1975)	38,2 (30-48)		
Norwood ³¹ (1979)	31		
Trent ⁴⁴ (1976)	22		
Odensten,Guillquist ⁸ (1985)	31 ± 3 (25-35)		
Kummer,Yamamoto ⁴⁵ (1988)	17,8		
Bradley ¹⁶⁷ (1988)	32		
Raunest (1991)	29		
Petersen ²⁵ (1999)	41		
Steckel ⁶⁸ (2007)		37,7 (24-41)	20,7 (17-25)
Maestro ⁴⁸ (2009)		34 ± 4,5	22 ± 4
Giuliani ⁴⁷ (2009)		28-38	17,8
Hashemi (2011)	(23,8-33,65)		

TABLA 1. Dimensiones del LCA.

La longitud intraarticular media del LCA es de 32 mm (rango 22-41 mm)^{32,43}. La diversidad de medidas que encontramos en la literatura (Tabla 1) se explica por los diferentes sistemas de medición empleados, el modo de cálculo, el sexo, la edad y el espécimen estudiado⁴⁴. Por regla general, los estudios con mediciones directas en cadáver calculan la longitud de las fibras más anteriores del LCA⁴⁵, que corresponden en realidad a las fibras del haz AM.

La medición publicada por Kummer y Yamamoto⁴⁵, de 17,8 mm, se realizó de las fibras más posteriores del LCA, que corresponden a las del fascículo PL. Si se analiza cada uno de sus fascículos por separado, el haz AM mide 28-38 mm de media mientras que el PL sería más corto, entre 17-25 mm^{46,47,48}.

La anchura media del LCA es de 10 ± 2 mm (7-12 mm)^{3,6}. No es una dimensión uniforme a lo largo del ligamento, ya que las inserciones en la tibia y el fémur pueden llegar a ser el doble de anchas que en su porción media. Su forma varía según el ángulo de flexión de la rodilla (circular, oval, elíptica)⁴⁹. Atendiendo a su división bifascicular, la anchura del haz AM sería de $5,1 \pm 0,7$ mm y la del PL $4,4 \pm 0,8$ mm.

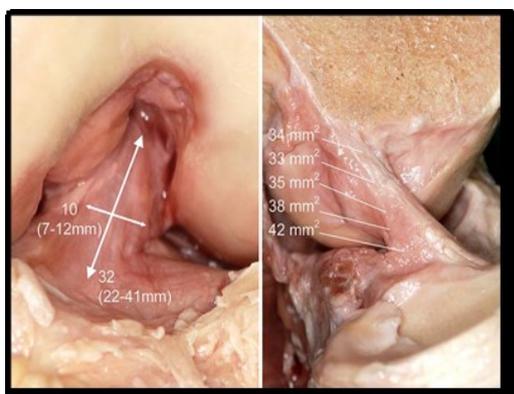


Fig.5. Dimensiones del LCA (Duthon 2006)

El área de sección es de 28-58 mm² en la porción media del ligamento⁵⁰ (44 mm² en hombres y 36 mm² en mujeres ajustando talla y peso)¹⁰. Aumenta desde los 34 mm² de media cerca de la inserción femoral hasta los 42 mm² cerca de la inserción tibial³⁰ (Fig.5). El área que ocupan cada uno de sus fascículos es de aproximadamente un 50% del total.

c. Inserciones

La inserción del LCA tanto en el fémur como en la tibia se realiza como una colección de fascículos que se abre en abanico a medida que se acerca a su punto de anclaje. Harner y cols⁴⁶ demostraron que el área de sección en las inserciones óseas del LCA es 3'5 veces mayor que en su zona media. La inserción femoral es, en general, ligeramente menor y de diferente forma que la tibial⁵¹.

Para describirlas, se han usado diferentes métodos y referencias. Las primeras descripciones se realizaban de forma bidimensional, midiendo la distancia del centro del ligamento a puntos anatómicos concretos. Más adelante, algunos

autores adaptaron las referencias radiológicas usadas para localizar los túneles en las plastias reconstructivas del LCA. Con este sistema, se describe la inserción femoral empleando el llamado “método del reloj” y el “método del cuadrante”⁵²; o las líneas de Staubli y Rausching⁵³ y Amis y Jakob⁵⁴ para la inserción tibial. Pronto surgieron publicaciones que aluden las desventajas que esta simplificación implica, al no tener en cuenta la tridimensionalidad de la inserción del ligamento en el hueso^{54,55,56,57}.

El reciente desarrollo de técnicas de imagen en 3D y el avance en las tecnologías basadas en la navegación⁵⁸ (imágenes anatómicas individuales en tiempo real), junto con el creciente interés en las técnicas reconstructivas bifasciculares han llevado a redefinir las huellas de inserción anatómica originales del LCA.

Se analiza, en los siguientes apartados, las dimensiones y referencias anatómicas de la inserción del LCA tanto en el fémur como en la tibia publicadas en la literatura.

c.1 INSERCIÓN FEMORAL

El LCA se inserta en la parte posterior de la superficie medial del cóndilo femoral lateral. El límite anterior del ligamento está marcado por una pendiente ósea que llega hasta el cartílago articular: la *línea intercondilaris* (cresta intercondilar o “cresta del residente”)⁵⁹ (Fig.6). En un 80% de personas, en el cóndilo femoral lateral existe la llamada *cresta bifurcada*, que separa el origen de los dos fascículos del LCA y es perpendicular a la *línea intercondilaris*.



Fig.6.Pared lateral de la escotadura, fémur I. Cresta intercondilar (blanco)

Se ha descrito la inserción femoral considerando el LCA bien como un haz único o bien dividido en dos fascículos. A continuación, se explica la forma de la

En cuanto a sus dimensiones, el diámetro mayor de dicha inserción es de 18 mm de media (13-25 mm); el diámetro menor de 11 mm (6-13 mm). El ángulo de inclinación con la diáfisis femoral es de $26 + 7^\circ$ (Tabla 2).

AUTOR	D.MAYOR (mm)	D.MENOR (mm)	ÁREA (mm ²)
Girgis et al ⁶⁰ (1975)	23	11	
Odensten&Guillquist ⁹ (1985)	18 ± 2	11 ± 2	150
Woo ⁶⁷ (1990)	18 (18-24)	11	
Muneta ⁶² (1997)	16 ± 2,8	8,3 ± 2,8	93,3 ± 34,1
Colombet ⁶¹ (2006)	18,3 ± 2,3	10,3 ± 2,7	148
Steckel ⁶⁸ (2007)	13-25	6-13	
Ferretti et al ² (2007)	17,2 ± 1,2 (19-14,7)	9,9 ± 0,8 (11,5 – 8,4)	196,8± 23,1
Heming et al ⁶⁹ (2007)	18,4± 0,6	9,5 ± 1,5	
Edwards et al ⁷⁰ (2008)	14,2 ± 2 (8-18)	7 ± 1	
Tallay et al ⁷¹ (2008)	19,5 ± 2,6	10,3 ± 1,9	
Purnell et al ⁷² (2008)	12,9 ± 0,1 (11,3-14,1)	7,6 ± 1,4 (5,9 – 9,7)	
Siebold et al ⁶³ (2008)	15 ± 3 (10-19)	8 ± 2 (5-13)	
Maestro et al ⁴⁹ (2009)	15 ± 2,6	8 ± 2,9	
Iwahashy et al ⁷³ (2011)	17,4±0,9	8,0±0,5	128,3 ± 10,5

TABLA 2. Dimensiones de la inserción femoral del LCA en la literatura

El punto de referencia más frecuentemente utilizado para localizar la inserción femoral del LCA es la cortical posterior del cóndilo femoral lateral, en la unión entre el techo y la pared lateral de la escotadura intercondílea. Es el llamado “*over-the-top*”. La distancia desde ese punto al borde posterior del LCA sería de 4 mm de media (2,5-4,5 mm)^{60,61,69,72,74}.

Según descripciones del LCA nativo basadas en métodos radiológicos, el centro de la huella femoral estaría en un punto entre las 10 y las 11 en la rodilla derecha (“*método del reloj*”)^{64,69,75,76} o a 66% sobre la línea de Blumensaat desde anterior (*método del cuadrante*)^{52,77,78}.

Considerando el LCA dividido en 2 fascículos diferenciados, el **haz AM** se origina en la parte proximal y anterior del área de inserción femoral mientras que el **haz PL** lo hace en la zona posterior e inferior⁶⁸. Esta orientación cambia según la posición de la rodilla, pasando el haz PL de la posición descrita previamente con la rodilla en extensión, a una posición más inferior y profunda con respecto al haz AM a medida que la rodilla se flexiona⁷⁹ (Fig.8).

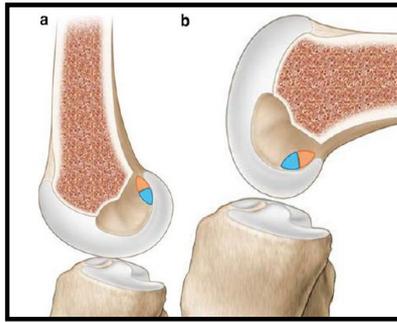


Fig. 8. Haz AM (naranja) y haz PL (azul)

El área que ocupa cada fascículo con respecto a la huella completa de inserción es de aproximadamente un 50%, siendo el del haz PL ligeramente mayor^{46,74,80}. La medición del valor absoluto muestra valores variables según la técnica y los especímenes empleados, siendo de $44 \pm 13 \text{ mm}^2$ (28-89 mm^2) para el haz AM y $40 \pm 11 \text{ mm}^2$ (20-85 mm^2) para el haz PL^{50,63}.

El haz AM mide 9 mm de diámetro mayor (7-11) y 7 mm de diámetro menor (4-11). El haz PL mide 6 mm de diámetro mayor (4-10) y 7 mm de diámetro menor (4-11) (Tabla 3).

AUTOR	HAZ AM		HAZ PL	
	D. MAYOR	D. MENOR	D. MAYOR	D. MENOR
Mochizuki et al ⁸¹ (2006)	$9,2 \pm 0,7$	$4,7 \pm 0,6$	$6,0 \pm 8$	$4,7 \pm 0,6$
Takahashi et al ⁸⁰ (2006)	$11,3 \pm 1,6$	$7,5 \pm 1,3$	$11,0 \pm 1,7$	$7,6 \pm 1,0$
Ferretti et al ² (2007)	$9,8 \pm 1(11,7 - 8,1)$		$7,3 \pm 0,5(8,3 - 6,6)$	
Edwards et al ⁷⁰ (2008)	$7,6 \pm 1,5$	$7 \pm 1,6$	$6,2 \pm 2,3$	$5,5 \pm 3,1$
Siebold et al ⁶³ (2008)	$7 \pm 1 (4-11)$	$7 \pm 1 (4-12)$	$7 \pm 2 (4-10)$	$7 \pm 1 (4-11)$
Kopf et al ⁸² (2011)	$9,2 \pm 1,2$	$8,9 \pm 0,9$	$7,1 \pm 1,1$	$6,9 \pm 1,0$

TABLA 3. Dimensiones de la inserción femoral LCA (mm): diferenciación en haz anteromedial y posterolateral.

Tomando como referencia el margen del cartílago articular posterior, la distancia del centro del haz PL a este punto es de 5,8 mm de media (5-8 mm)^{1,55} (Fig.9). El centro del haz AM estaría a 5,3 mm (5-6 mm) del cartílago^{1,83}. La distancia entre el punto central de ambos fascículos sería de 5-6 mm^{74,80,83}.(Tabla 4)

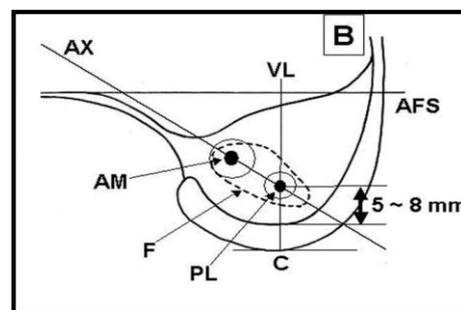


Fig. 9. Distancia al cartílago articular posterior

Según referencias radiológicas el haz AM estaría, empleando el “*método del reloj*”, entre las 12.30 y las 13.30h (rodilla izquierda). La posición del haz PL genera controversia al estar ubicado en un plano anteroposterior diferente, pero se ha

simplificado situándolo entre las 13.30 y las 15.10h^{64,84,85}. Sobre la línea de Blumensaat, el haz AM estaría ubicado a una media de 25,3% y el PL a 47,6% de distancia desde posterior^{64,86,87}.

AUTOR	REFERENCIA ÓSEA	ÁNGULO AL EF	DISTANCIA C /P AL CARTÍLAGO
Colombet et al ⁶¹ (2006)	AM 1,8 ± 1,3 del OTT	No descrito	2,5 ± 1,1 (P) desde posterior
Takahashi et al ⁸⁰ (2006)	AM 4,1 ± 0,8 del techo perpendicular a Blumensaat. PL 11,3 ± 1,8	No descrito	AM 7,6 ± 1,5 (C) desde posterior, PL 7,0 ± 1,4 (C)
Heming et al ⁶⁹ (2007)	No descrita	28,8°	4 (P) desde posterior
Purnell et al ⁷² (2008)	Línea intercondilaris	34,9° ± 3,7°	3,5 ± 0,9 (P) desde posterior
Siebold et al ⁸⁸ (2008)	AM 3,6 ± 1,2 posterior al OTT	12°	6 ± 3 (C) desde profundo
Edwards et al ⁷⁰ (2008)	AM al borde posterior de la escotadura	37° ± 16°	AM 4,3 ± 1,1 (C) desde posterior, PL 8,9 ± 2,1 (C)
Zantop et al ⁸³ (2008)	AM 5,3 ± 0,7 desde el techo de la escotadura	No descrito	AM 18,9 ± 0,5 (C) del margen profundo. PL 5,8 ± 0,6 (C) del margen posterior

TABLA 4. Referencias de la inserción femoral del LCA o fascículos AM y PL (mm): Referencia Ósea, Ángulo al EF (Eje Femoral), Distancia C (del centro) o P (del perímetro) al cartilago

c.2 INSERCIÓN TIBIAL

A medida que se acerca a su inserción en la tibia, el LCA se abre en forma de abanico anteriormente hacia un área amplia y deprimida situada por delante y lateral al tubérculo intercondilar medial. En su trayecto, pasa por debajo del ligamento meniscal intertransverso y manda algunas de sus fibras al cuerno anterior del menisco lateral y, de forma inconstante, al cuerno posterior del mismo. Esta inserción es más amplia que la femoral con su eje mayor orientado en sentido anteroposterior.

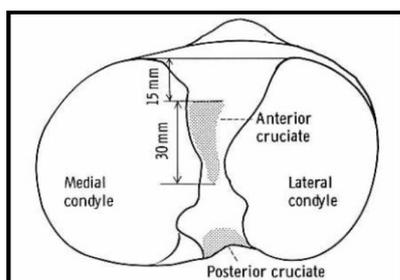


Fig. 10. Inserción tibial del LCA (Gigris)

Siguiendo el mismo esquema descriptivo que en la inserción femoral, se hablará secuencialmente de la forma, dimensiones y referencias publicadas considerando el ligamento como un haz único o en su división en los fascículos AM y PL.

De forma global, Gigris⁶⁰ la describe como un área en forma de “suela de zapato”, con 30 mm de longitud media anteroposterior (Fig.10).

Estudios posteriores la representan como una superficie ovalada de 17 ± 3 mm de longitud y 11 ± 2 mm de anchura medias (Fig. 11, Tabla 5). El sobredimensionado del estudio inicial de Gigris puede explicarse por la inclusión de las fibras que el LCA envía al cuerno anterior del menisco lateral cerca de su inserción⁴⁶.

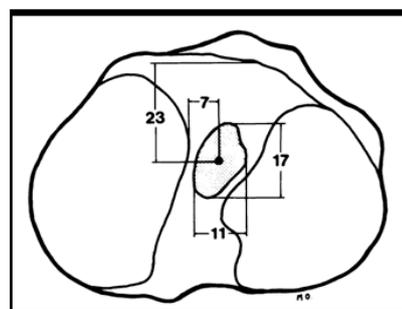


Fig. 11. Inserción tibial del LCA (Odensten&Gillquist)

El área de inserción tibial es la zona más amplia del ligamento y es un 120% mayor que la superficie de inserción femoral^{46,63}. Mide de media^{62,67} 136 ± 33 mm². En el estudio de Luites⁷⁴ se incluyen las fibras accesorias anteriores del LCA, siendo la referencia de mayor valor en la literatura, de 229 ± 53 mm².

AUTOR	D. MAYOR (mm)	D. MENOR (mm)
Girgis et al ⁶⁰ (1975)	29,3 (23-38)	
Odensten&Guillquist ⁸ (1985)	17 ±3	11 ± 2
Woo et al ⁶⁷ (1990)	15-19	10-13
Staubli et al ⁵³ (1994)	15 ± 3,2	
Morgan et al ²⁷ (1995)	18 (14-21)	10 (8-12)
Muneta et al ⁶² (1997)	17 ± 2,4	11 ± 1,6
Harner et al ⁴⁶ (1999)	17,6 ± 2,1	12,7 ± 2,8
Giron et al ⁷⁶ (2006)	17± 2	9 ±2
Cuomo et al ⁸⁹ (2006)	17 ±2 (12-19)	9 ± 2 (7-16)
Colombet et al ⁶¹ (2006)	17,6 ± 2,1	12,7 ± 2,8
Steckel et al ⁶⁸ (2007)	17-25	9-14
Edwards et al ⁹⁰ (2007)	18 ± 2 (11-23)	9 ± 2 (7-14)
Heming et al ⁶⁹ (2007)	18,5 ± 1,5	10,3 ± 1,5
Tallay et al ⁷¹ (2008)	19,5 ± 2,6 (14,5-24,7)	10,3 ± 1,9 (7,1-15,1)
Siebold et al ⁶³ (2008)	14 ± 2 (9-18)	10 ± 2 (7-15)
Purnell et al ⁷² (2008)	10,7 ±1,3 (9,3-13,1)	7,3 ± 1,1 (5,9 – 9)
Maestro et al ⁴⁸ (2009)	15,8 ± 1,9	11,6 ± 2,2

TABLA 5. Dimensiones de inserción del LCA en tibia

Para ubicar de forma precisa la inserción tibial del LCA se han propuesto dos tipos de referencias anatómicas: las basadas en tejidos blandos y las que se basan en referencias óseas.

En cuanto a tejidos blandos, las dos referencias más frecuentemente empleadas son el cuerno anterior del menisco externo y el LCP. La distancia del centro del LCA al límite posterior del cuerno anterior del menisco lateral^{48,91} es de $4,9 \pm 1,9$ mm.

Morgan²⁷, en 1995 (Fig.12), fue el primero en tomar como referencia el LCP. Con la rodilla a 90° de flexión, la distancia del centro del LCA al margen anterior del LCP es de 7,1 mm (10,1 mm si se extirpan las espinas tibiales). Estos datos coinciden con los aportados por Hutchinson⁹¹ en 2001, cuya distancia del centro del LCA al borde anterior del LCP es de $10,4 \pm 1,7$ mm. Se considera que la distancia entre los dos puntos no está influenciada por el tamaño de la rodilla.

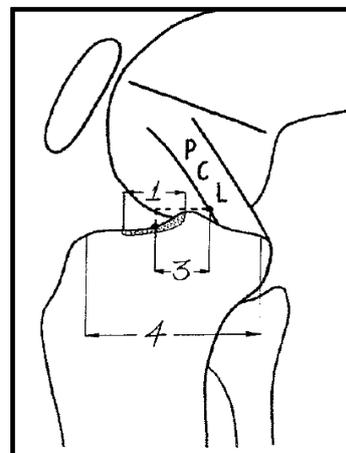


Fig. 12. Referencias tibiales (Morgan)

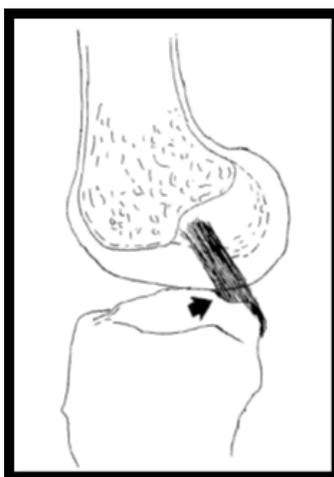


Fig. 13. Over-the-back

Tanto el menisco como el LCP se han considerado puntos de referencia poco constantes y, por tanto, con poca fiabilidad intrínseca. Se recomienda usar un referente óseo para que las medidas sean independientes de la existencia o no de estos tejidos blandos y de su posible patología asociada⁹². Se describe la posición “*over-the-back*” (o *retroeminence ridge RER*) como el inicio de la pendiente posterior del platillo tibial que se sitúa justo anterior al LCP (Fig.13).

La distancia⁹¹ del RER al borde posterior del LCA sería de 7-10 mm, mientras que al centro del ligamento sería de 19 mm. Con la rodilla a 90° de flexión el límite anterior del LCP coincide con el over-the-back⁹¹.

La distancia desde el límite anterior del LCA al margen anterior de la meseta tibial es, de media, 15,2 mm (10-20)^{53,60,61,71,93}. Hay autores^{8,53} que, con la misma referencia ósea, miden la distancia hasta el centro del ligamento, siendo esta de 23mm.

Empleando referencias radiológicas, Howell⁹⁴ sitúa el punto central de la inserción tibial del LCA a $37 \pm 2 \%$ en la meseta tibial (sobre la línea de Amis y Jakob). Lo diferencia del punto de inserción central del grueso del ligamento, que estaría algo más posterior, a $43,7 \pm 2,3\%$. La inserción del ligamento en la tibia se situaría entre el 25 y el 62% de la longitud AP del platillo tibial^{53,54,95,96} (Fig 14).

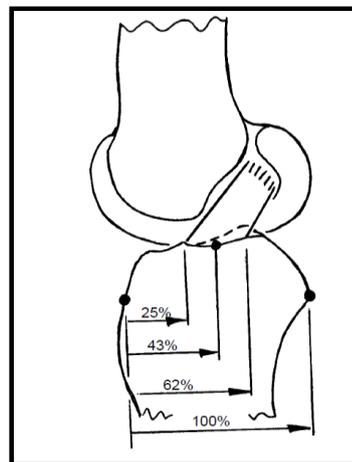


Fig. 14. Referencias tibiales (Amis)

Los haces del LCA toman su nombre por su posición relativa en la inserción tibial. Así, el **haz AM** se inserta anteromedial en la superficie de inserción tibial mientras que el **PL** lo hace en la zona posterolateral de la misma⁶⁸.

Las dimensiones de la inserción del haz AM son 12 ± 2 mm (8-17) de longitud y 5 ± 1 mm (3-9) de diámetro. El haz PL es algo menor y mide 10 ± 2 mm (7-14) de longitud y 4 ± 1 mm (2-7) de diámetro⁶³. El área que ocupa cada uno de los haces en el cómputo global de la superficie de inserción es de 67 mm^2 (haz AM) y de 52 mm^2 (haz PL)^{46,63,80}. La distancia entre el centro de los dos haces es de $8,4 \pm 0,6$ mm (7-8 mm)^{1,61}.

Si se toma como referencia el cuerno anterior del menisco lateral, el centro del haz AM estaría alineado con la parte posterior del mismo, y el centro del haz PL se encontraría a 7-8 mm hacia posterior⁹⁷. La distancia desde la inserción anterior del menisco medial⁸³ al centro del haz AM es de $2,7 \pm 0,5$ mm hacia posterior y $5,2 \pm 0,7$ mm a medial. El PL se encuentra $11,2 \pm 1,2$ mm posterior y $4,1 \pm 0,6$ mm medial a dicho menisco.

La distancia del centro de los haces al margen anterior del platillo tibial es de 13-17 mm en el caso del haz AM ($28,6 \pm 5,3$ % de la longitud AP del platillo) y 20-25 mm el PL^{71,98,99} ($32,1 \pm 5,9$ %)⁸⁰.

Otra referencia ósea empleada para determinar la posición de la inserción del LCA es la espina tibial medial⁷⁴. El centro del haz AM está $3,0 \pm 1,6$ mm lateral a la espina, y el centro del PL a $7,2 \pm 1,8$ mm.

La distancia desde el centro del haz AM y PL al “*over-the-back*” es de 17 ± 2 mm y de 10 ± 1 mm respectivamente^{74,95,100}.

d. Vascularización e inervación

El aporte sanguíneo del LCA es más bien precario. Procede principalmente de ramas de la arteria geniculada media¹⁰¹, con contribución de algunas ramas de la arteria geniculada lateral inferior. Se forma una red vascular periligamentosa que penetra al ligamento de forma transversal y se anastomosa con una red de vasos endoligamentosos orientados longitudinalmente. Recibe también cierta vascularización del plexo sinovial a lo largo de su recorrido. La inserción del ligamento en el hueso se nutre de los vasos sinoviales que se anastomosan con los del periostio^{102,103}.

En cuanto a su inervación, el LCA recibe fibras nerviosas procedentes del nervio tibial. Penetran a la articulación por la cápsula posterior y corren entre la sinovial y los vasos periligamentosos que rodean al ligamento. En su mayoría tienen función vasomotora. Algunas fibras podrían tener también una función sensorial o propioceptiva. Las fibras nociceptivas son virtualmente inexistentes (es por ello que al romperse el ligamento no duele).

Hay muy pocos receptores en el LCA, y se sabe que estos disminuyen con la edad y la presencia de microlesiones. Se han identificado dos tipos diferentes de mecanorreceptores, que se sitúan por debajo de la sinovial y cerca de las inserciones óseas del ligamento: los receptores primarios de Ruffini (encargados de la

elasticidad) y los corpúsculos de Pacini. También encontramos terminaciones nerviosas libres, que podrían desarrollar una función nociceptiva o ser efectores locales de neuropéptidos con efecto vasoactivo¹⁰⁴.

1.2.4. LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

a. Anatomía macroscópica

El LCP se origina en la superficie lateral del cóndilo femoral medial y circula posterolateralmente por detrás del LCA hasta insertarse en la parte posterior de la tibia¹⁰⁵. Es un ligamento intraarticular, rodeado de una vaina de membrana sinovial sólo en la parte medial, lateral y anterior, por lo que se considera extrasinovial en su recorrido¹⁰⁶. Se orienta de forma casi vertical cuando la rodilla está en extensión y se horizontaliza a medida que la rodilla se flexiona. Está ubicado cerca del eje longitudinal de rotación y medial al centro de la rodilla. Es más corto, grueso, fuerte y menos oblicuo que el LCA¹⁰⁷.

El ligamento se relaciona de forma íntima con diversas estructuras neurovasculares presentes en la parte posterior de la rodilla. La pared anterior de la arteria poplítea se encuentra a unos 7-10 mm de la parte posterior del LCP. Esta distancia varía según el grado de flexión de la rodilla y puede ser desde los 3 mm cuando la rodilla se encuentra en extensión completa hasta los 18 mm estando la misma en 100° de flexión¹⁰⁸.

De forma análoga al LCA, se puede dividir el LCP en varios haces funcionales que están tensos o distendidos en función de sus inserciones, orientación y comportamiento durante los movimientos de la rodilla¹⁰⁹. Por consenso se identifican dos haces principales: el ***haz anterolateral*** (AL) y el ***haz posteromedial*** (PM). El haz AL forma el grueso del ligamento (un 85% de su espesor)¹¹⁰, mientras que el haz PM es más estrecho. Estas fibras más posteriores no deben confundirse con el ligamento accesorio meniscofemoral posterior del que se hablará más adelante.

La longitud media del LCP¹¹¹ es de 32-38 mm. Si se analiza cada uno de sus fascículos por separado, el haz AL mide 35,5 mm de media mientras que el PL mediría 38,7 mm.

Su anchura es de 13 mm en la porción media, abriéndose en abanico a medida que se acercan a sus inserciones tibial y femoral¹¹². El área que ocupa en el punto medio¹¹¹ es de 31,2 mm². La superficie de inserción ósea del LCP es, de media, 3,5 veces mayor que su sección^{46,49}, siendo el área de inserción femoral mayor que el tibial. Mientras en la zona central el haz AL ocupa un área mayor que el PM, en su inserción las superficies se equilibran, siendo del 50% cada una.

b. Inserciones

b.1 INSERCIÓN FEMORAL

El LCP se origina en la parte posterolateral del cóndilo femoral medial, y es anatómicamente anterior a la inserción femoral del LCA¹¹³.

Su inserción constituye un área semicircular de orientación horizontal. La parte inferior de dicho semicírculo es convexa, en forma de media luna, y vinculada de forma estrecha al cartílago articular¹¹⁴. Su borde superior es horizontal, con una longitud media de 32 mm (Fig.15).

Contrastando con estudios previos, que describían la inserción femoral como relativamente planar, reconstrucciones tridimensionales realizadas sobre rodillas cadáver apuntan a que, en realidad, la inserción está situada en una superficie curva tridimensional en una zona de transición entre la pared lateral del cóndilo medial y el techo del espacio intercondíleo¹¹⁵, siendo mayor de lo que se puede visualizar en un plano sagital.

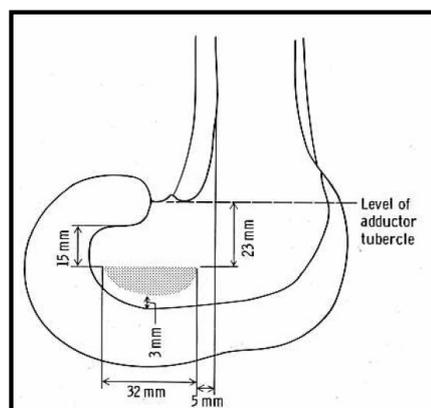


Fig. 15. Inserción femoral LCP. Derecha (Gigris)

Existe una *cresta intercondílea medial* que marca el límite proximal de la huella del LCP¹¹⁶. Aunque menos consistente, también existe una *cresta bifurcada medial* que separa los dos fascículos del ligamento¹¹⁷, que se sitúan en diferentes planos caracterizados por un cambio de pendiente entre ellos (Fig. 16).

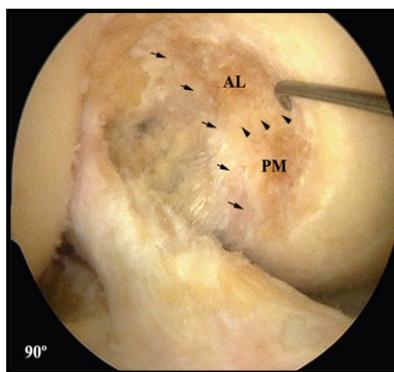


Fig.16. 90° flexión. Cresta intercondílea medial (flechas).
Cresta bifurcada medial (cabezas)

La inserción femoral del LCP mide 22 ± 3 mm de longitud anteroposterior (rango 13 a 27 mm) y 10 ± 3 mm de anchura (4-15)¹¹⁶. Las dimensiones publicadas en la literatura varían en función de la inclusión o no de los dos ligamentos meniscofemorales que conforman el Complejo Ligamentoso Posterior y que se insertan en el fémur en estrecha relación con el LCP¹¹⁸.

El fascículo AL mide 8 ± 2 mm de longitud anteroposterior (4-14 mm) y 9 ± 2 mm de anchura (6-13 mm). El PM mide 6 ± 1 mm de longitud anteroposterior (4-8 mm) y 10 ± 2 mm de anchura (5-15 mm).

El área de inserción femoral del LCP^{111,119} según los primeros estudios publicados es de 128 ± 22 mm². En su división bifascicular representan una distribución proporcional siendo el AL de $58,0 \pm 25,4$ mm² (26,3-148,6) y el PM de $64,6 \pm 24,7$ mm² (27,2-116,4)⁸⁰. Al utilizar técnicas de imagen más precisas se aprecia la tridimensionalidad de dicha inserción publicándose áreas de inserción mayores¹²⁰, de media $209 \pm 33,82$ mm². El fascículo AL ocuparía $118 \pm 23,95$ mm² mientras que el PM $90 \pm 16,13$ mm².

Se han desarrollado dos sistemas para posicionar la inserción femoral del LCP. El primero busca puntos de referencia anatómicos mientras que el segundo basa sus mediciones en referencias radiológicas empleadas originariamente para valorar la posición de los túneles en ligamentoplastias.

La distancia desde el centro del LCP al margen del cartílago articular es de 8 ± 3 mm (4-16). Atendiendo a su división bifascicular, el fascículo AL se origina 13 ± 5 mm posterior al cartílago articular medial en la pared intercondílea y 13 ± 5 mm inferior al cartílago del techo de la escotadura. El PM estaría $8 \pm 0,5$ mm posterior y $20 \pm 0,5$ mm inferior¹¹².

Sobre una línea paralela a Blumensaat, el haz AL estaría a $9,6 \pm 1,9$ mm del cartílago articular anterior (6,8-13,4) o al 29,2% de distancia, mientras que el PM estaría a $10,6 \pm 3,1$ mm del cartílago anterior (5,8-18,3) o al 32,4%⁸⁰.

Las descripciones anatómicas basadas en referencias radiológicas se han realizado o bien con el *sistema del reloj* o bien con un *sistema de cuadrante* análogo al usado por Bernard y cols⁵² en el LCA.

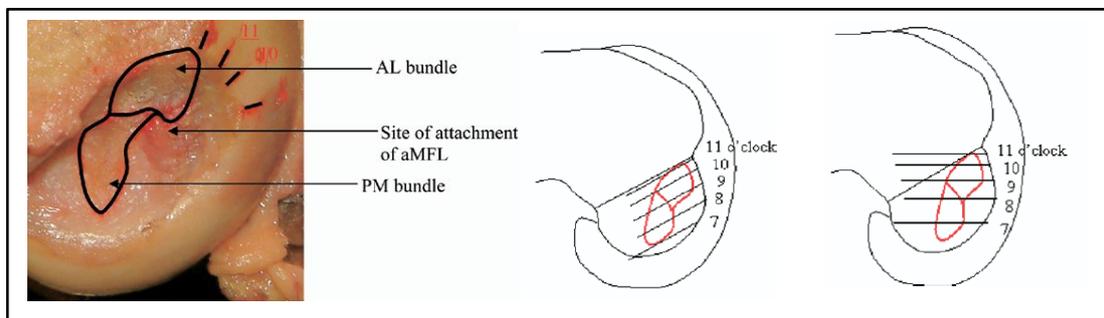


Fig. 17. Inserción femoral haces LCP: sistema del reloj. Referencia línea Blumensaat. Referencia eje femoral

Utilizando el *sistema del reloj* se ubica el fascículo AL entre las 9 y las 12h (rodilla izquierda)¹¹⁴, llegando a sobrepasar la posición de las 12 ocupando parte del techo de la escotadura. La situación del fascículo PM depende de la orientación en la que se visualice. Si es paralelo al eje femoral estaría entre las 7.30 y las 10.30h. Si se considera el eje de la línea de Blumensaat estaría entre las 7.00 y las 12.00 h¹¹⁶ (Fig.17).

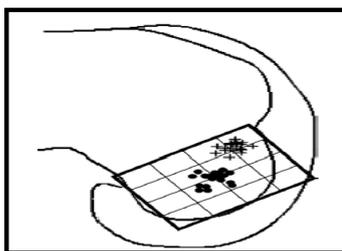


Fig. 18. Inserción femoral haces LCP sobre cuadrante

Utilizando el análogo al *sistema del cuadrante* el centro de inserción del haz PM se situaría de forma predominante en las zonas 6 y 7 mientras que el centro de inserción haz AL lo haría en la zona 1 (Fig.18).

b.2 INSERCIÓN TIBIAL

La inserción tibial del LCP (Fig.18) se localiza en la parte posterior del platillo tibial, en una depresión situada entre los cuernos posteriores de los dos meniscos. Esta área, denominada inicialmente *fosa intercondílea posterior*¹²¹, es en realidad una pendiente (*faceta intercondílea posterior*) que va desde la parte anterior del cuerno posterior del menisco externo a la cortical posterior de la tibia. Existen pocas fibras del LCP que se extiendan a la parte posterior de la cortical tibial¹²².

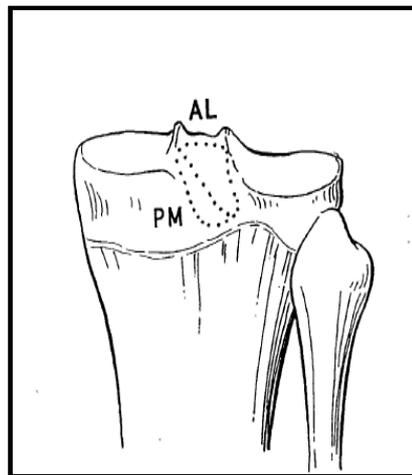


Fig.19. Inserción tibial LCP.

El límite posterior está delimitado por una cresta tibial que coincide con el límite superior del tendón poplíteo¹²³. Algunos autores describen la existencia de una cresta que separa las inserciones óseas de los dos fascículos¹²⁴. En su trayecto, algunas de las fibras del LCP se unen al cuerno posterior del menisco lateral. No existen inserciones en el menisco medial¹²⁵.

Las dimensiones de la inserción tibial del LCP son de $15,6 \pm 1,1$ mm de longitud anteroposterior (rango 14-18mm)^{126,127} y de 13 mm de anchura⁶⁰.

El fascículo AL ocupa la zona central de la inserción, cubriendo casi la totalidad del área en la fosa intercondílea posterior. Se sitúa inmediatamente posterior a la inserción del cuerno posterior del menisco interno. Sus dimensiones son de 8 ± 2 mm de longitud (rango 4-14 mm) y 9 ± 2 mm de anchura (rango 6-13 mm). El fascículo PM ocupa los últimos 2 mm de dicha área y el borde posterior de la tibia; sus fibras más distales se combinan con el periostio tibial y la inserción de la cápsula articular en la tibia y están limitadas por una cresta transversa en la

tibia. Las dimensiones de la inserción del fascículo PM son de 6 ± 1 mm de longitud (rango 4-8 mm) y 10 ± 2 mm de anchura (rango 5-15 mm).

Su área de inserción tiene forma trapezoidal¹²⁸. De media es un 20% mayor que en el caso del LCA¹²⁹ y mide $243 \pm 38,2$ mm². El área ocupada por el fascículo AL sería de $93,1 \pm 16,6$ mm² mientras que la del fascículo PM es mayor¹³⁰, de $150,8 \pm 31,0$ mm².

El centro del ligamento, así como de sus dos fascículos, se sitúa en el 48-50% de anchura del platillo tibial, desde medial⁸⁰. En el plano sagital, el centro del LCP está a 7 mm de la cortical posterior de la tibia, medido sobre la faceta posterior de la tibia¹³¹.

c. Vascularización e inervación

El LCP recibe su vascularización principalmente a través de un plexo derivado de la arteria geniculada media. El tejido sinovial que envuelve al ligamento es una de las fuentes principales de vascularización del mismo¹³². La base del LCP recibe vascularización por parte de ramas de la arteria geniculada inferior y de la poplítea¹⁰². Tiene también una vasta red endoligamentosa que no llega a penetrar en las inserciones óseas.

La inervación del LCP proviene del nervio tibial y del obturador, con una función eminentemente propioceptiva. También se han encontrado mecanorreceptores a lo largo del eje del ligamento, en mayor proporción cerca de su inserción femoral, encargados de regular la elasticidad y nocicepción del mismo¹³³.

1.2.5. LIGAMENTOS ACCESORIOS MENISCOFEMORALES

Los ligamentos accesorios meniscofemorales fueron considerados inicialmente el tercer ligamento cruzado¹³⁴. Varían tanto en presencia como en tamaño. Ambos ligamentos representan un total del 22% del área de sección del LCP. No se encuentran en todas las rodillas (ambos en un 60% de casos), encontrando en el 95% de casos al menos uno de ellos. Se consideran estabilizadores secundarios de la traslación tibial posterior

El *ligamento meniscofemoral anterior (de Humphrey)* va desde el cuerno posterior del menisco lateral, pasando por delante del LCP, y se inserta en la parte interna del cóndilo femoral medial, justo anterior a la inserción del LCP con cuyas fibras se entremezcla. No ocupa más de un tercio del diámetro del LCP. Es más robusto e inconstante, apareciendo en 8-35% de las rodillas (Fig. 20).

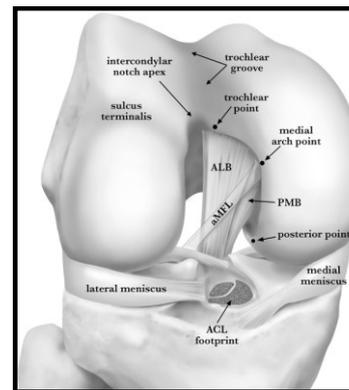


Fig. 20. Ligamento de Humphrey

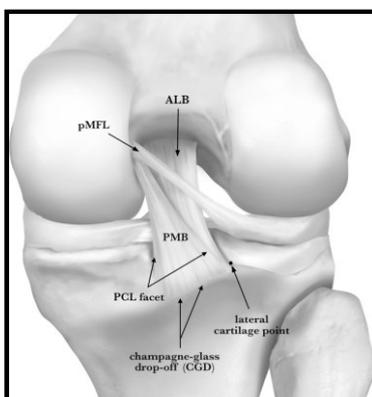


Fig. 21. Ligamento de Wrisberg

El *ligamento meniscofemoral posterior (de Wrisberg)* va del cuerno posterior del menisco lateral, pasando por detrás del LCP y se inserta en la parte interna del cóndilo femoral medial, posterior y bien delimitado con respecto a la inserción del LCP. Puede ocupar la mitad del diámetro del LCP. Está presente en un 4-71% de rodillas (Fig. 21)

1.3 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

1.3.1 LOS MOVIMIENTOS DE LA RODILLA

La rodilla es una articulación con 6 grados de libertad que posibilita realizar 3 movimientos combinados. Los dos más importantes son la flexo-extensión y las rotaciones interna y externa¹³⁵. Existe un tercer grado de libertad con la rodilla en flexión, responsable de los movimientos de abducción y aducción de la misma de 2-3° de amplitud¹³⁶.

a. Flexo-extensión

El rango de movilidad normal para la flexión es de 130-140° y se realiza sobre un eje transversal en el plano sagital, que visto desde un plano frontal pasa por los cóndilos femorales horizontalmente. Este eje presenta cierta oblicuidad (inferior en la cara medial). La flexo-extensión se comprende basándonos en un modelo planar de dos grados de libertad que permite los movimientos de rodamiento (rotación anteroposterior) y de deslizamiento (traslación anteroposterior).

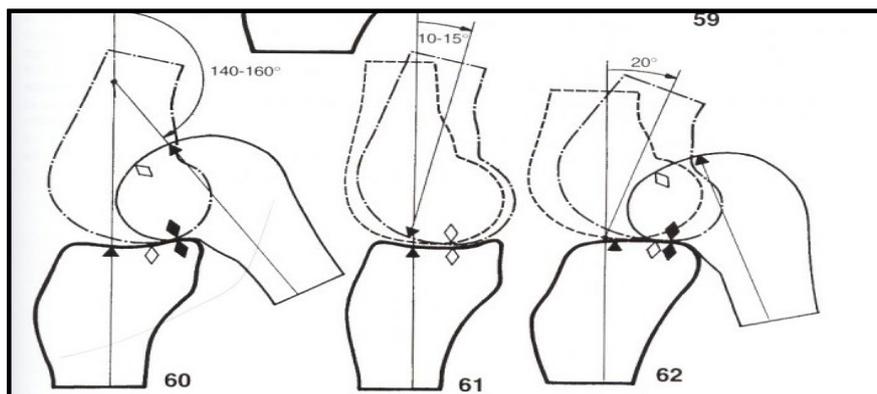


Fig. 22. Flexo-extensión de la rodilla: fases de rodamiento y deslizamiento (Kapandji)

Los cóndilos femorales combinan los movimientos de rodamiento y deslizamiento sobre los platillos tibiales. La relación entre ambos no es uniforme durante todo el rango de movimiento. Al principio de la flexión (hasta los 15°), el cóndilo rueda sin deslizamiento. Progresivamente, el deslizamiento predomina cada vez más sobre el giro de forma que al final de la flexión el cóndilo se desliza sin rodamiento (Fig.22).

El cóndilo femoral externo experimenta un recorrido mayor sobre su platillo correspondiente, ya que se mantiene el rodamiento puro hasta los 20° de flexión y debe superar la convexidad de su platillo tibial correspondiente.

b. Rotación

Este movimiento sólo es posible durante la flexión y se realiza sobre el eje longitudinal de la rodilla. La rotación interna máxima es de 30-35°, mientras que la externa es de 40-50°.

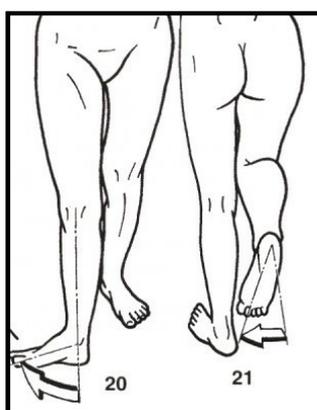


Fig. 23. Flexión-rotación interna

Cuando se flexiona la rodilla en cadena cinética abierta, la tibia sufre una rotación interna automática de 20° de media (Fig.23). Esto es debido al mayor retroceso del cóndilo externo en comparación con el interno cuando se flexiona la rodilla. Es en extensión, reforzado por la acción estabilizadora de los meniscos, cuando el fémur se adapta de forma más estable sobre la tibia¹³⁷.

1.3.2. FUNCIÓN DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS

Los ligamentos cruzados se encargan a la vez de dos funciones aparentemente opuestas. Por un lado, tutorizan la movilidad de las superficies articulares. Por otro lado, restringen su rango de movilidad limitando la acción de algunas fuerzas. Este papel viene determinado por la configuración anatómica de las inserciones femoral y tibial de los ligamentos, y por las propiedades mecánicas intrínsecas de los mismos (que a su vez dependen de su estructura tridimensional colagenosa).

a. Estabilidad anteroposterior

La estabilidad anteroposterior de la rodilla depende de la acción combinada de elementos capsuloligamentosos (cápsula articular, ligamentos laterales, meniscos y ligamentos cruzados) y elementos musculares accesorios.

El **LCA** dirige el deslizamiento del cóndilo femoral en dirección anterior durante la flexión de la rodilla. Es considerado el *principal restrictor primario* de la traslación anterior de la tibia respecto al fémur, ejerciendo su actividad con mayor resistencia entre los 15° y los 30° de flexión^{138,139}. Está globalmente tenso en extensión y flexión completas (Fig. 24).

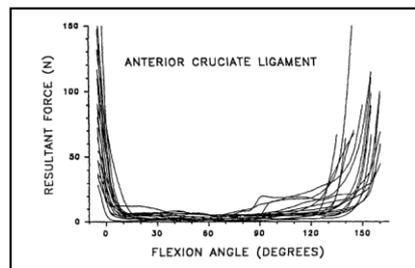


Fig. 24. Comportamiento del LCA en la flexión

Durante la flexión pasiva, las fibras posteriores se distienden en mayor grado que las anteriores, para tensarse de nuevo con la flexión completa.

Cada uno de sus fascículos contribuye de forma individual asegurando dicha estabilidad⁴¹. Aunque se comportan de forma biomecánicamente diferente, muestran cierto sinergismo en su función¹⁴⁰. Con la rodilla en extensión los fascículos AM y PL son prácticamente paralelos entre sí, estando el PL tenso y el AM moderadamente laxo. Con la flexión de la rodilla, el AM hace un giro lateral sobre el PL, aumentando gradualmente su tensión mientras el PL se relaja¹⁰⁰. El haz AM es considerado el principal limitador de la traslación anterior de la tibia sobre el fémur con la rodilla en flexión¹⁴¹ (Fig.25).

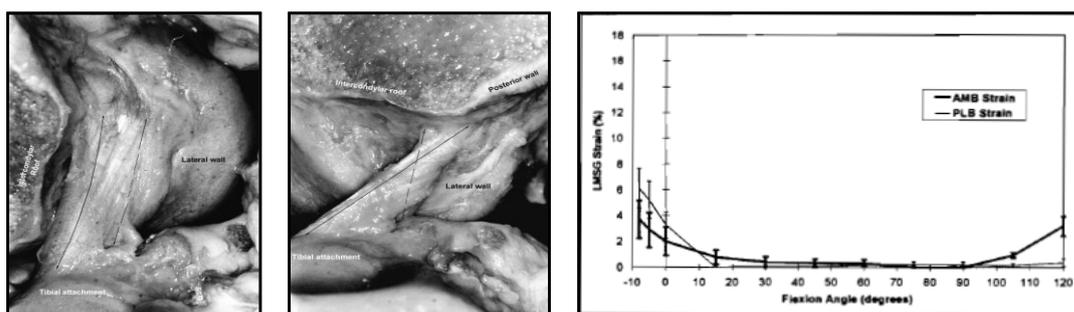


Fig. 25. Hiperextensión a flexión. Comportamiento del haz AM (flecha continua) y PL (flecha discontinua).

El **LCP** previene el desplazamiento posterior de los cóndilos femorales sobre la tibia. La mayoría de sus fibras se hallan en tensión durante la flexión, cuando su capacidad de resistencia es mayor. En extensión completa el ligamento sólo es capaz de resistir fuerzas de poca magnitud; otras estructuras posterolaterales contribuyen a aumentar la resistencia a la traslación posterior en esa posición. Considerando sus dos haces funcionales, el fascículo AL sería el principal restrictor de la traslación entre los 30 y 120° de flexión de la rodilla (máxima tensión 70-90°). El fascículo PM comparte con el AL la carga durante este arco de flexión, y se convierte en dominante con la flexión máxima. En extensión completa, el haz PM está tenso pero no contribuye apenas en la resistencia al cajón posterior porque sus fibras están alineadas en dirección próximo-distal y por tanto no pueden resistir la traslación tibial posterior¹⁴² (Fig.26).

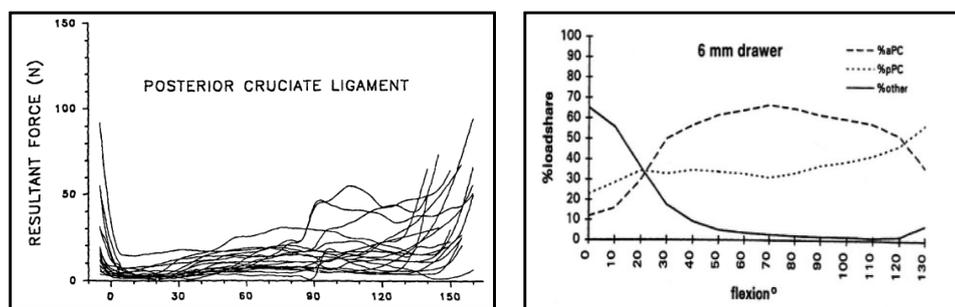


Fig.26. Comportamiento del LCP durante la flexión. Global (izquierda); haz AL (aPC) y PM (pPC) (derecha)

b. Estabilidad rotacional

Con la rodilla en extensión, el **LCA** funciona como estabilizador secundario controlando la rotación interna, y algo menos la externa. En flexión, limita la rotación externa sin tener ninguna acción sobre la interna. Así como el haz AM es básico para la estabilidad anteroposterior de la rodilla, el haz PL sería clave para mantener la estabilidad rotacional de la misma⁸⁶.

La sección selectiva del **LCP** en una rodilla comporta, por su parte, la hiperlaxitud de la misma en flexión. Con la rodilla en extensión no se afectan las rotaciones tibiales. Cuando la rodilla está en flexión es un estabilizador de la

rotación externa y algo menos de la interna (Fig.27). No queda claro su papel de estabilizador en condiciones de varo y valgo forzadas¹.

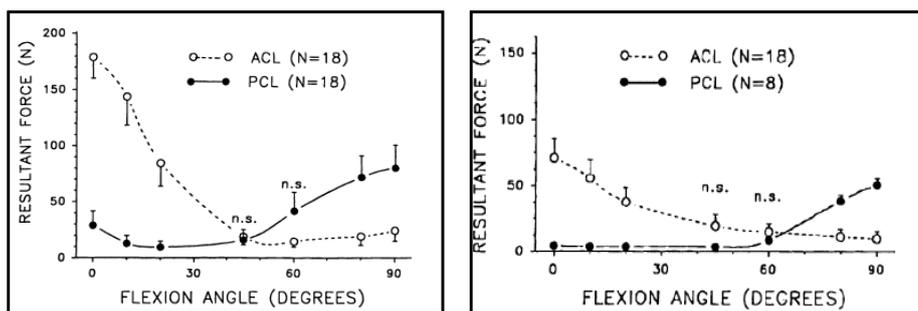


Fig. 27. Niveles de fuerza generados en los LCA y LCP con la aplicación de rotación tibial. A) Interna B) Externa

1.3.3. PROPIEDADES MECÁNICAS Y CINEMÁTICA DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS

a. Propiedades mecánicas de los ligamentos cruzados

La función de los ligamentos depende del alargamiento de las fibras que le componen que depende, a su vez, de sus propiedades mecánicas. El comportamiento mecánico del LCA no es uniforme y su estudio obliga a diferenciar las características propias del complejo hueso-ligamento-hueso de las de la sustancia intraligamentosa¹⁴³.

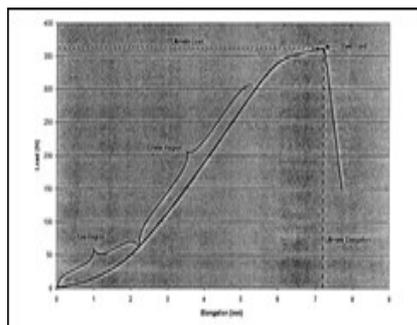


Fig. 28. Curva deformación-carga del LCA

Las propiedades mecánicas de los ligamentos se han medido en estudios “in vitro” con test que calculan el desplazamiento como una función dependiente de una carga aplicada. Se construyen de este modo curvas de deformación-carga que son propias de cada ligamento (Fig. 28).

En el caso de los ligamentos cruzados, la curva resultante es no-lineal, especialmente al inicio de la misma cuando se requiere poca carga para alargar el ligamento. La rigidez en ese punto (pendiente de la curva) es baja debido al patrón ondulante y de reclutamiento de sus fibras¹⁴⁴.

A medida que la carga aumenta, la rigidez del ligamento aumenta de forma progresiva hasta que la curva adopta un patrón prácticamente lineal, debido al mayor número de fibras de colágeno que se tensan y a sus propiedades elásticas. Con la carga sucesiva, algunas fibras empiezan a sufrir roturas aisladas hasta que se llega al punto de máxima resistencia, cuando el ligamento falla en su totalidad.

Las fibras propias del ligamento tienen un comportamiento viscoelástico más que puramente elástico. Este hecho implica que la curva de tensión que se genera depende del tipo de carga que se aplique. Así pues, si la carga es rápida, el ligamento muestra mayor rigidez que si la carga se aplica de forma progresiva¹⁴⁵.

De los estudios de sollicitación de los ligamentos cruzados^{146,147,148} se concluye que el LCA está biomecánicamente muy bien adaptado para una actividad normal, pero que se muestra más frágil ante un aumento de la demanda funcional o en posiciones no fisiológicas. El LCP está habitualmente sometido a mayor tensión de base pero se rompe con menor frecuencia. Se estima que en condiciones normales el LCA se encuentra al 20% de su resistencia máxima¹⁴⁹.

b. Cinemática del LCA: longitud e isometría

Por isometría entendemos la conservación de la distancia entre dos puntos. Aplicado a la biomecánica de los ligamentos cruzados, la **isometría** presupone un estado de longitud constante entre los dos extremos de inserción de los mismos durante el rango de movimiento de la rodilla.

Los primeros datos versados en la literatura apuntaban a la existencia de una “fibra isométrica” en el LCA, siendo la distancia entre la inserción tibial y la

femoral una constante durante el rango de flexo-extensión pasiva de la rodilla. Es de referencia el estudio de Odensten y Gillquist⁸, en el cuál usando un hilo de 1 mm remedando el grueso del LCA, no se encontraron cambios en la longitud del mismo entre 0° y 135° de flexión. Esta teoría fue refutada posteriormente por diversos autores^{150,151,152,153}, que advirtieron que funcionalmente no se puede considerar al LCA como un cilindro único.

Los ligamentos cruzados nativos tienen la habilidad de mantener una tensión casi uniforme a lo largo del movimiento gracias a su arquitectura compleja. El concepto de isometría tiene mayor validez cuando se analiza una fibra única que para el LCA, LCP o sus correspondientes injertos. Es más bien un modelo experimental que nos sirve para aproximarnos a la realidad del papel de los ligamentos cruzados en la cinemática de la rodilla que una realidad anatómica¹⁵⁴.

Se han realizado numerosos estudios biomecánicos en diferentes condiciones definiéndose cambios de longitud entre los puntos de inserción del LCA durante la flexo-extensión de hasta 4-6 mm de media. Se acepta por tanto que el LCA no es estrictamente isométrico¹⁵⁵. Se reconoce la existencia de un **“comportamiento isométrico”**¹⁵⁶ por el cual variaciones en la longitud del ligamento de 2 a 3 mm son consideradas normales, y no afectan a la función del mismo.

Si atendemos a la división bifascicular del LCA, el haz AM es el más isométrico de los dos, alargándose máximo 3 mm con la flexión de la rodilla sin carga de peso^{33,156,157,158, 159,160}. El haz PL, no sigue las leyes de la isometría, mostrando una mayor variabilidad con alargamientos mayores de 5 mm con la extensión de la rodilla^{33,141,155,161,162} (Fig. 29).

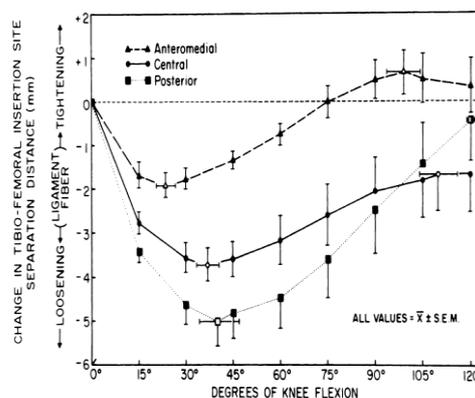


Fig.29. Análisis del movimiento. El PL cambia más de longitud a lo largo del movimiento (5,7 mm) que el AM (2,9 mm). SAPEGA

Los movimientos de rotación de la rodilla también afectan la longitud del LCA: la rotación tibial interna alarga más las fibras del LCA que la externa³²; no obstante, en valor absoluto la longitud del LCA no se afecta con la rotación tibial.

Existen en la literatura publicada una amplia variedad de puntos de inserción femoral y tibial que reproducen dicho comportamiento isométrico^{8,158,163,164,165,166}.

En cuanto a la inserción femoral, la mayor parte de los autores revisados sitúan la inserción isométrica en el punto central del área de inserción^{8,164,167,168,169}. No obstante, hay publicaciones que la sitúan en la región más posterior de la misma^{35,44}, mientras otras lo hacen en la región más anterior^{33,163}. Sólo algunos autores^{170,171} la ubican en la posición OTT modificada (Fig. 30).

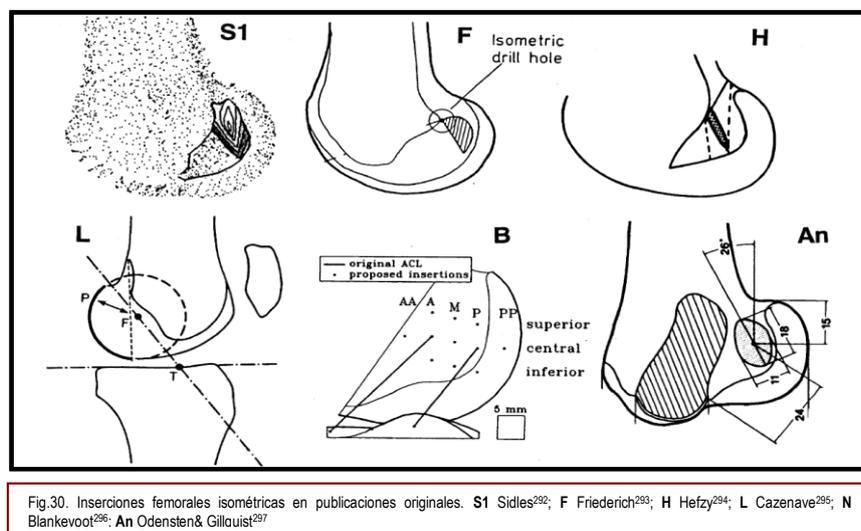


Fig.30. Inserciones femorales isométricas en publicaciones originales. S1 Sidles²⁹²; F Friederich²⁹³; H Hefzy²⁹⁴; L Cazenave²⁹⁵; N Blankevoort²⁹⁶; An Odensten & Gillquist²⁹⁷

Intentando buscar la reproductibilidad de los datos publicados hasta la fecha, Zavras y cols¹⁷² comprobaron in vitro que sólo algunas de las referencias originales representaban puntos de inserción isométricos reales. Concluyeron que sólo los puntos más cercanos al límite proximal de la línea de Blumensaat reproducen ligamentos de comportamiento isométrico.

Existen menos estudios que analicen la ubicación isométrica de la inserción tibial del LCA. Dentro del área de inserción del LCA, las diferentes localizaciones

en el plano latero-medial y sagital tienen un efecto exiguo sobre la longitud intraarticular del injerto¹⁷³.

Fruto de la incapacidad en determinar un único punto de inserción isométrico, se han definido áreas de inserción en las que las fibras del ligamento experimentan cambios menores de 2 mm con el rango de movimiento, creándose a partir de ellas los llamados *mapas isométricos*¹⁷⁴. Para el LCA, en el fémur, hay un área cercana al extremo proximal anterior de su inserción que se comporta de forma isométrica con la movilidad pasiva de la rodilla. Esta superficie mide de media 90 mm² y disminuye con la flexión de la rodilla¹⁶² (Fig.31). El área se puede dividir en dos partes por una línea de transición: las fibras posteriores a la misma se relajan con la flexión de la rodilla mientras que las anteriores se tensan.

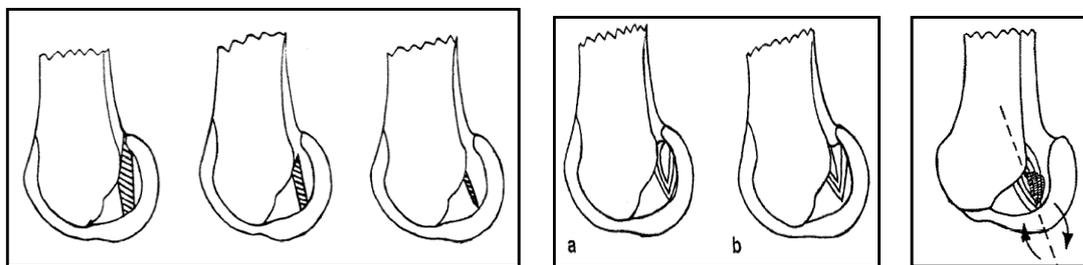


Fig. 31. Mapas isométricos. 1) HEFZY: Cambios a 60°, 90° y 120° de flexión 2) SIDLES: a- tibial anterior b- tibial posterior 3) FRIEDRICH

EL LCP se comporta a su vez de forma isométrica, experimentando mínimos cambios de longitud durante la flexo-extensión de la rodilla. Con las rotaciones se comporta del mismo modo que el LCA: se alarga en rotación interna y se acorta en rotación externa sin variar por ello su patrón de isometría⁴⁴.

Se han encontrado menos publicaciones sobre el comportamiento isométrico del LCP, pero en su mayoría se concluye que la inserción femoral isométrica del ligamento está situada en la parte posterior y proximal del área de inserción anatómica del LCP^{158,163,175,176,177,178,179,180,181} (Fig.32).

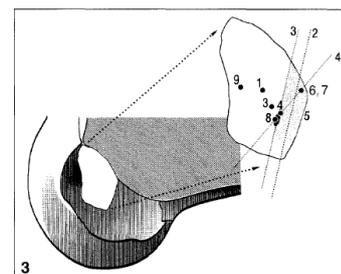


Fig.32. Inserción femoral isométrica LCP 1.Bach¹⁷⁵ 2. Grood¹⁷⁶ 3. Sidles¹⁶³ 4. Friedrich¹⁵⁸ 5. Ogata¹⁷⁷ 6. Odensten¹⁷⁸ 7. Trus¹⁷⁹ 8. Fuss^{180,181} 9. Clancy

El desplazamiento en sentido proximal y distal de la inserción femoral del LCP genera mayores cambios en la isometría del mismo que con cambios en dirección anterior o posterior. Las variaciones de posición en la inserción tibial del LCP no generan cambios importantes de longitud del ligamento con la flexo-extensión de la rodilla.

Este modelo experimental tiene su aplicación práctica en el ámbito de la cirugía reconstructiva del LCA. Lo que se busca es reproducir las condiciones isométricas nativas para minimizar el alargamiento del injerto⁸, protegiendo el implante y aumentando la supervivencia del mismo^{33,91,164,167}. Como en el caso del LCA nativo, alargamientos mayores de un 6% de su longitud (2mm) durante la flexo-extensión pasiva ocasionan un deterioro progresivo de la plastia¹⁷¹, pudiendo romperse si se extiende más de un 20% de su longitud (más de 7mm)⁴⁴.

Una de las variables más importantes del éxito en la cirugía reconstructiva de los ligamentos cruzados es la correcta ubicación de los túneles. En el LCA, se ha demostrado que el comportamiento isométrico final de la plastia depende más de la ubicación túnel femoral que de la del tibial⁷⁶.

Las consecuencias clínicas cuando los puntos de inserción femoral y tibial se ubican fuera de las inserciones anatómicas han sido ampliamente estudiadas¹⁸².

Cuando se realizaba la técnica ‘*over-the-top*’ (OTT)¹⁸³ la inserción femoral se colocaba en una posición muy posterior sobre la huella de inserción femoral. Se reproducían unas condiciones anisométricas en las que el neoligamento era incapaz de restablecer la situación de estabilidad biomecánica de la rodilla. Así pues, una plastia fijada en esta ubicación generaba una laxitud de la rodilla en flexión^{184,185}. Algo similar sucede cuando se reproduce un túnel femoral anterior a la inserción anatómica original, puesto que se reproduce un injerto que se alarga con la flexión de la rodilla y puede romperse³³.

El comportamiento de la plastia del LCA se ve menos influenciado por cambios en la inserción tibial¹⁸⁶. Las fibras que se insertan más anteriores en la huella tibial son las que muestran menor cambio de longitud y tensión con el movimiento de la rodilla¹⁸² (Fig.33). Además, desde un punto de vista biomecánico, esta posición genera un vector de tensión que confiere un máximo grado de resistencia al desplazamiento tibial anterior.

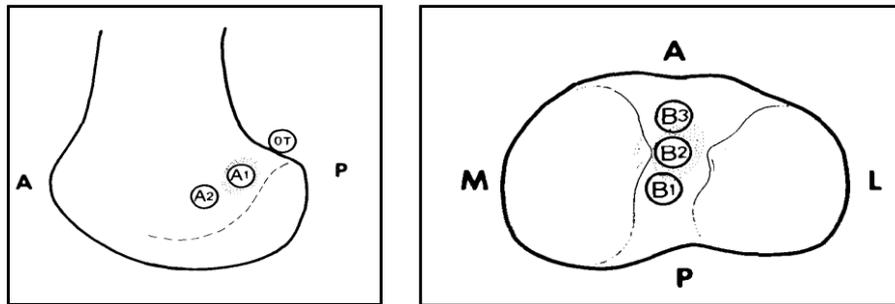


Fig. 33. Túneles femorales. A1: anatómico. A2: anterior. OT over the top. Túneles tibiales. B1: inserción anatómica.

Un injerto ubicado demasiado anterior en la tibia genera un “impingement” contra la escotadura con la extensión de la rodilla, favoreciendo una situación de usura progresiva y su fracaso. Una ubicación más posterior reproduce un injerto más verticalizado, con un vector de resistencia al cajón anterior menor. Variaciones en dirección mediolateral¹⁸⁷, o en el ángulo de inclinación al realizar el túnel tibial¹⁸⁸ tienen poco efecto sobre la longitud sus fibras pero sí pueden condicionar un impingement del injerto contra las paredes de la escotadura intercondílea

El objetivo de la cirugía reconstructiva del LCA es buscar el llamado *posicionamiento anatomométrico del injerto*¹⁶⁰. Se busca una *reconstrucción isométrica* (que mantenga una distancia intraarticular constante de la plastia en todos los movimientos) y *anatómica* (situada sobre la huella anatómica del ligamento deficiente), para que el implante se comporte de forma isométrica, sea funcional y se evite un conflicto con la escotadura intercondílea¹⁸⁹.

1.4 LA UNIDAD DE PIVOTE CENTRAL

El conjunto formado por los ligamentos cruzados, los cóndilos femorales y la meseta tibial se debe entender como una unidad funcional de pivote central y su concepción es básica tanto para entender el funcionamiento biomecánico de la rodilla como para cualquier planteamiento reconstructivo posterior.

En sus investigaciones biomecánicas Kapandji¹⁹⁰ demostró que el perímetro de los cóndilos femorales y la tróclea dependen, en primer lugar, de las relaciones que se establecen entre los ligamentos cruzados y sus inserciones en el fémur y la tibia y, en segundo lugar, de la relación entre la rótula, sus alerones y el ligamento rotuliano. Los movimientos del platillo tibial, vinculado al fémur por los ligamentos cruzados, determinan el contorno cóndilo-troclear en la región femorotibial.

Este nexo presupone la isometría de los ligamentos cruzados e implica que, si se modifica la relación geométrica original de los mismos en la rodilla, la correlación entre los cóndilos y la tróclea variará determinando un perfil condíleo diferente (“*teoría del determinismo cóndilo-troclear*”).

1.4.1 CONSIDERACIONES GENERALES

El LCA está relacionado con el LCP en la zona de cruce entre ambos ligamentos, donde aparecen cubiertos por una capa continua de sinovial. Ambos ligamentos se cruzan cuando la tibia se encuentra en rotación interna, siendo paralelos en rotación externa. El LCA, junto con el LCP, el ligamento meniscofemoral posterior de Wrisberg y el anterior de Humphrey forman el llamado “pivote central” de la rodilla¹⁹¹.

En el plano sagital, ambos ligamentos se cruzan entre sí en el espacio. El LCA es oblicuo hacia arriba y hacia atrás, y el LCP es oblicuo hacia arriba y hacia delante. Frontalmente, las inserciones tibiales están alineadas en dirección

anteroposterior, mientras que las femorales están separadas una media de 1,7 cm¹⁹⁰ (Fig.34).

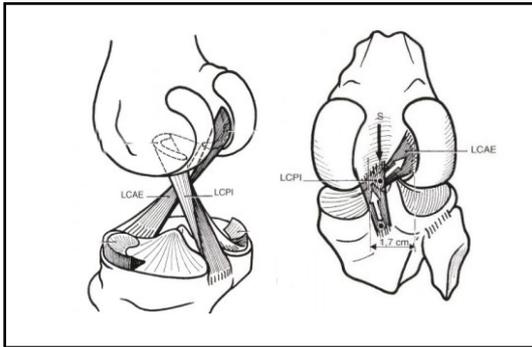


Fig. 34. Relaciones entre los ligamentos cruzados.

Si tomamos como referencia el eje biomecánico de flexión de la rodilla, las inserciones femorales de ambos ligamentos cruzados y la inserción tibial del LCP se hallan posteriores a él. La inserción tibial del LCA es anterior a dicho eje.

Durante los movimientos de flexo-extensión de la rodilla, los ligamentos cruzados experimentan cambios de longitud y tensión que se intentan explicar mediante diferentes modelos cinemáticos. Con la rodilla en extensión, el LCA se encuentra verticalizado y en tensión mientras que el LCP está en posición horizontal y relajado. Con la flexión de la rodilla, el LCA se horizontaliza y se relaja mientras que el LCP se verticaliza, tensándose predominantemente las fibras del haz AL (Fig.35). La acción combinada de ambos ligamentos cruzados facilita la movilidad articular por un lado, y permite mantener un papel de restricción articular frenando a su vez determinadas fuerzas.

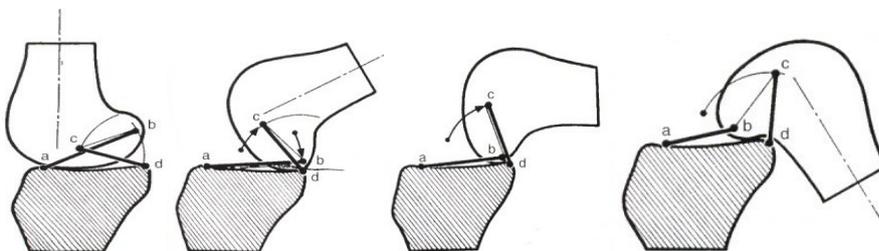


Fig.35. Cambios en la orientación y tensión del LCA (vector ab) y LCP (vector cd) en extensión, 60°, 90° y 120° de flexión.

Para simplificar un sistema de relaciones tan complejo dentro de la rodilla los científicos han desarrollado un modelo simplificado que convierte esta realidad en algo manejable. Se describe esta relación entre los ligamentos cruzados como un “sistema de cuatro barras cruzadas” cuya intersección explica los movimientos de

deslizamiento y rodamiento del fémur sobre la tibia al moverse en dirección posterior el centro de rotación de la rodilla con la flexión.

1.4.2. MODELO DE LAS CUATRO BARRAS CRUZADAS O "FOUR-BAR LINKAGE"

A principios de siglo XX, Zuppinger¹⁹² ideó un modelo para representar las relaciones entre los ligamentos cruzados durante el movimiento. Realizó una maqueta de madera compuesta por la tibia, el fémur y los dos ligamentos cruzados simplificados en sus fibras neutrales. Quería demostrar que los ligamentos cruzados actúan como guías más que como restrictores durante el movimiento de la rodilla. Observó que siempre había cierto grado de tensión en los ligamentos durante la flexión, y postuló la existencia de un mecanismo rígido de 4 barras en la rodilla¹⁹³ (Fig.36). Aunque la movilidad de la rodilla depende más de la geometría ósea y los ligamentos cruzados no pueden mantenerse tensos por igual durante el movimiento, este modelo de representación ha sido la base de numerosos estudios posteriores¹⁹⁴.

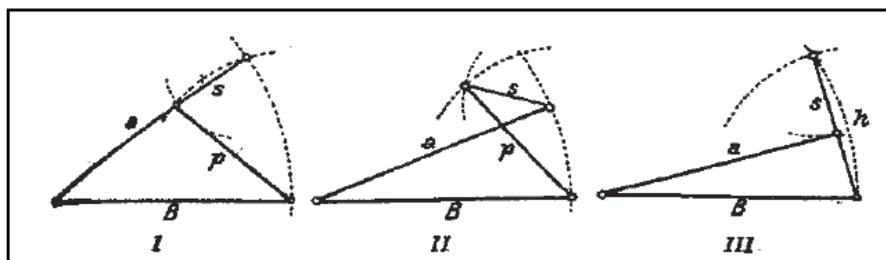
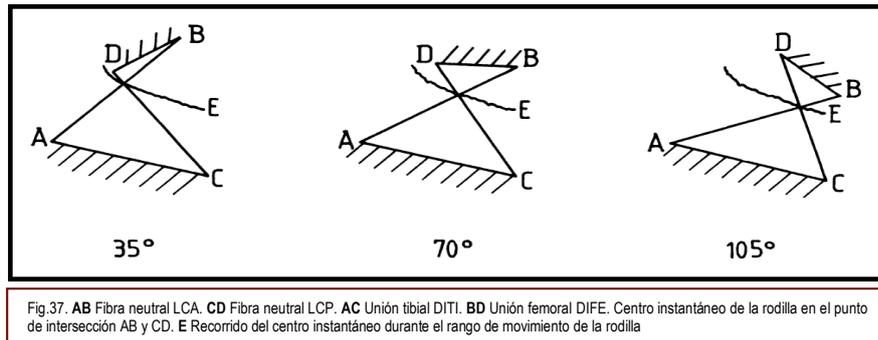


Fig. 36. Relaciones entre los ligamentos cruzados: sistema de 4 barras propuesto por Zuppinger

Fue Bradley¹⁶⁷ quien, en 1988, propuso emplear un modelo cruzado de unión de cuatro barras como herramienta para predecir los cambios de longitud de las plastias en la cirugía reconstructiva. Buscaba reflejar la unidad funcional ligamentosa de la rodilla en el plano sagital.

El mecanismo de “4 barras cruzadas” es un modelo bidimensional con dos grados de libertad (flexo-extensión y rodamiento), que estudia la interacción de los ligamentos cruzados con la articulación femorotibial.



Este mecanismo está formado por 4 barras o vínculos: dos eslabones óseos que unen las inserciones de los ligamentos cruzados en la tibia y en el fémur, y dos eslabones ligamentosos que representan los ligamentos cruzados. Las dos primeras barras representan la distancia lineal entre las inserciones de los ligamentos cruzados en el plano sagital en el fémur (DIFE o distancia entre las inserciones femorales) y en la tibia (DITI o distancia entre las inserciones tibiales). Las barras ligamentosas representan las fibras neutrales del LCA y LCP³. Se simplifican los ligamentos cruzados representándolos como una única barra rígida con un único punto de inserción óseo¹³⁶, asumiendo que dicha fibra permanece en longitud constante (isométrica) durante el arco de movimiento (Fig.37).

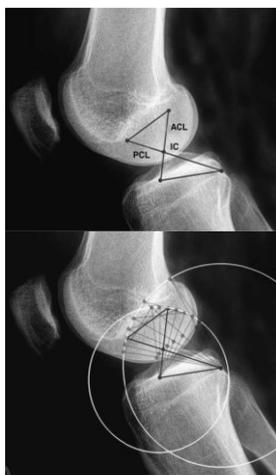


Fig.38. Modelo de las cuatro barras. SUP) Rodilla en extensión completa (IC: centro instantáneo de rotación). INF) Migración del punto de contacto tibiofemoral con la rodilla en flexión.

La intersección entre las barras LCA y LCP representa el centro de rotación instantánea de la articulación. Es un punto característico de cada sistema de 4 barras y su posición en el espacio varía con el movimiento de la rodilla: se desplaza hacia posterior a medida que ésta se flexiona, permitiendo el deslizamiento y el rodamiento del fémur (evitando que se luxe sobre la tibia en flexión máxima) (Fig.38). Las fibras que se encuentran por delante de este punto se alargan con la flexión de la rodilla, mientras que las situadas por detrás se acortan¹⁵⁵.

Este modelo nos permite comprender las relaciones entre la forma y la función de la rodilla. Explica la forma de las superficies articulares (aproximación en el plano sagital), la razón por la que el centro de rotación de la rodilla no está unido rígidamente a la tibia ni al fémur, la resistencia al desplazamiento antero-posterior y a la traslación posterior del fémur sobre la tibia durante la flexión.

Para poder explicar los fenómenos de laxitud de la rodilla, el papel de los ligamentos colaterales o la rotación interna y externa de la rodilla en el plano transversal se necesitan modelos tridimensionales¹⁹⁵.

No se han encontrado, en la revisión bibliográfica realizada, más que escasos datos publicados sobre las medidas de las barras de vínculo femoral y tibial de los ligamentos cruzados. Bradley¹⁶⁷ y O'Connor¹⁹⁶ midieron estas distancias empleando imágenes radiográficas a partir de rodillas cadáver siendo la barra de vínculo femoral de 14,5 y 12,8 mm respectivamente, mientras que la tibial era de 30,5 mm en ambos estudios.

Tomando como referencia los datos obtenidos a partir de imágenes de RMN se diseñó, en 2001, un programa informático (Cruliant®) que transforma dichos datos en recreaciones visuales tridimensionales del sistema de 4 barras. Se logró mediante este programa representar un modelo de relación ligamentosa no basada exclusivamente en una proyección sagital sino espacial, reproduciendo las distancias anatómicas existentes entre las cuatro inserciones reales¹⁹⁷. La barra de vínculo femoral medía 20,35 mm y la tibial 30,25 mm. Supuso un intento de cuantificar las distancias entre las inserciones femorales y tibiales de los ligamentos cruzados (DIFE y DITI) y de relacionarlo con los resultados clínicos obtenidos en las cirugías reconstructivas. Modificaciones en los valores de dichos parámetros cambiarían potencialmente las propiedades mecánicas de la unidad de pivote central, haciendo más susceptible su fracaso a corto o medio plazo.

1.5 TÉCNICAS DE IMAGEN

La anatomía radiológica del origen e inserción del LCA tiene una relevancia clínica importante: conocer donde se proyectan las inserciones naturales ayuda a verificar, intra o postquirúrgicamente, la posición de los túneles labrados en la ligamentoplastia. Se ha demostrado que los resultados a largo plazo tras la cirugía reconstructiva del LCA se relacionan con la orientación radiológica de dichos túneles.

Desde que Zuppinger¹⁹², en 1904, empleó por primera vez radiografías para estudiar la rodilla, se han descrito varios métodos para la evaluación radiográfica de las inserciones del LCA nativo¹⁹⁸. En este apartado se desglosará la forma en que los diferentes estudios de imagen han influenciado en la descripción de la morfología de los ligamentos cruzados nativos, aumentando la precisión aportada por los estudios basados en técnicas exclusivamente anatómicas o histológicas.

1.5.1 RADIOLOGÍA

Los estudios radiológicos sobre los ligamentos cruzados se centran, mayoritariamente, en describir la ubicación de los túneles creados durante la cirugía de reconstrucción ligamentosa. Estas descripciones proporcionan herramientas a los cirujanos para identificar y predecir potenciales problemas de usura de la plastia. Ese posibilismo despertó el interés científico en realizar estudios descriptivos de los puntos de inserción de los ligamentos nativos, que se analizarán a continuación.

La posición de las inserciones halladas en la bibliografía revisada se expresa como valor relativo respecto a un punto anatómico concreto. De este modo, se logra dar una validez universal a los datos, desvinculándolos del tamaño de la rodilla⁵⁴.

Radiográficamente, la **inserción femoral** del LCA ha sido descrita con diferentes métodos: medidas que toman como referencia la *línea de Blumensaat*⁷⁷, el llamado *método del cuadrante*⁵² o el *sistema del reloj*.

La *línea de Blumensaat* es una proyección de la línea que dibuja el techo de la escotadura intercondílea cuando se ve en una radiografía lateral de rodilla. Sobre esta línea, el punto central de origen del ligamento nativo estaría, de media, a un 66% desde el límite anterior⁷⁸.

El *método del cuadrante* descrito por Bernard y Hertel⁵² divide el espacio intercondíleo en 16 cuadrantes tomando como referencia la línea de Blumensaat y la altura de la escotadura medida con una tangente al cartílago más inferior estando la rodilla flexionada a 90°. Se sitúa la inserción del LCA en el margen inferior del cuadrante más posterosuperior a 28,5% de la altura del cóndilo y 24,8% desde el margen posterior de Blumensaat (Fig.39).



Fig.39. Determinación de la inserción femoral del LCA en RX lateral

En realidad, como se comprobó en estudios ulteriores, la inserción en el cuadrante posterosuperior corresponde al centro del haz AM. El haz PL lo hace en el cuadrante posteroinferior¹. Basándonos en este sistema, el centro del haz AM estaría ubicado, de media, en el 21,5% desde posterior y a 23,1% de altura, y el del PL en el 32% desde posterior y 48,8% de altura⁶¹. Los datos a este respecto publicados en la literatura se resumen en la siguiente tabla (Tabla 6).

Article	Center of AM Bundle	Center of PL Bundle	Center of ACL Footprint
Bernard and Hertel method			
Colombet et al. ¹⁷	26.4% ± 2.6% × 25.3% ± 4.2%	32.3% ± 3.9% × 47.6% ± 6.5%	29.35% × 36.45%
Iriuchishima et al. ¹⁸	15% ± 6% × 26% ± 8%	32% ± 9% × 52% ± 5%	23.5% × 39%
Forsythe et al. ¹⁹	21.7% ± 2.5% × 33.2% ± 5.6%	35.1% ± 3.5% × 55.3% ± 5.3%	28.4% × 44.25%
Zantop et al. ²⁰	18.5% × 22.3%	29.3% × 53.6%	23.9% × 37.95%
Tsukada and colleagues ²¹	25.9% ± 2% × 17.8% ± 2.9%	34.8% ± 2% × 42.1 ± 3.9%	30.35% × 29.95%
Pietrini et al. ²²	21.6% ± 5.6% × 14.2% ± 7.7%	28.9% ± 4.6% × 42.3 ± 6%	25.25% × 28.25%
Guo et al. ²³	Not described	Not described	43.1% ± 4.6% × 38.3% ± 1.3%
Steckel et al. ²⁴	Not described	Not described	26.9% ± 3.5% × 27.5% ± 3.2%
Mean	21.5% × 23.1%	32% × 48.8%	28.5% × 35.2%
Mochizuki method			
Mochizuki et al. ²⁵	28.3% ± 2.1% × 28% ± 2%	59.8% ± 4.1% × 53% ± 2%	44.05% × 40.5%
Edwards grid method			
Edwards et al. ²⁶	21% × 24%	27% × 57%	24% × 40.5%
Takahashi method			
Takahashi et al. ²⁷	31.9% × 26.9%	39.8% × 53.2%	35.85% × 40.05%

TABLA 6. Estudios que usan la radiografía lateral para describir la inserción del LCA y de los haces AM y PL

En el plano frontal se utiliza una radiografía en proyección intercondílea (visión Rosenberg, con la rodilla en flexión de 45°), tomando como referencia el dibujo de la esfera de un reloj en la escotadura. El llamado *sistema del reloj* es eficaz para describir la ubicación del LCA, que se situaría en un área entre las 8 y las 11h en una rodilla derecha⁷⁶ (Fig. 40), ocupando el 66% superior del espacio intercondíleo (45-75%)⁷⁵. Si consideramos el LCA en su división bifascicular, el centro del haz AM está situado a las 10.30h y el PL a las 9.30h^{1,64,85}.

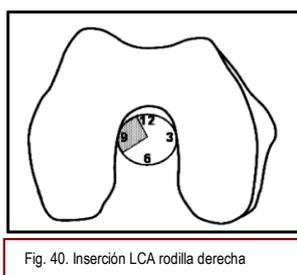


Fig. 40. Inserción LCA rodilla derecha

Este sistema simplifica en un plano bidimensional la inserción del LCA, y algunos autores han puesto en duda su eficacia por la imprecisión que genera, ya que la inserción del fascículo PL se encuentra fuera del plano definido por dicho sistema.

A nivel práctico, en las ligamentoplastias, los mejores resultados clínicos se relacionan con túneles femorales labrados a 70-75% de profundidad (sobre Blumensaat) en el plano lateral¹⁹⁹, y a 43% lateral desde el cóndilo femoral lateral en un plano coronal^{76,200}. Estos resultados coinciden con los versados en los estudios anatómicos. Cuando se desplaza hacia medial el túnel femoral se favorece la aparición de un conflicto de espacio con el LCP, que podría suponer un aumento de la tensión del injerto y su potencial fallo²⁰¹.

Radiográficamente, la *inserción tibial* del LCA nativo se expresa en el plano lateral como porcentaje del diámetro mediosagital del platillo tibial. La descripción puede basarse en la línea proximal tibial de Amis & Jakob⁵⁴ o en la línea de Stäubli & Rauschnig⁵³, sin que se observen diferencias significativas entre las mediciones realizadas con cada uno de los sistemas (Fig. 41).



Fig. 41. Stäubli (rojo), Amis (azul)

El centro de la inserción del LCA se encuentra en el 40% (24-51%) del diámetro anteroposterior calculado desde el margen anterior del platillo tibial^{53,75,78,94,200}. El haz AM estaría a un $36 \pm 3,8\%$ y el PL al $52 \pm 3.4 \%$ ^{61,85}. (Tabla 7).

Article	Center of AM Bundle [Mean \pm SD (Range)]	Center of PL Bundle [Mean \pm SD (Range)]
Amis and Jakob ³²		
Kasten et al. ¹³	35% \pm 4% (23%-42%)	48% \pm 4% (39%-58%)
Doi et al. ¹⁴	34.6% \pm 4.3% (24.0%-42.9%)	38.5% \pm 4.3% (28.6%-48.1%)
Colombet et al. ¹⁵	36% \pm 3.8% (not reported)	52% \pm 3.4% (not reported)
Stäubli and Rauschnig ³³		
Iriuchishima et al. ¹⁶	31% \pm 3% (not reported)	50% \pm 3% (not reported)
Zantop et al. ¹⁷	30% (not reported)	44% (not reported)

TABLA 7. Estudios radiográficos para describir las inserciones de los haces AM y PL del LCA en lateral

Son varios los estudios que relacionan el resultado funcional de la ligamentoplastia del LCA con imágenes radiológicas posquirúrgicas del túnel tibial^{184,199,200,202,203,204,205,206}. De ellos surge la recomendación de situarlo entre el 37 y el 47% del diámetro anteroposterior del platillo tibial en el plano sagital, ligeramente posterior al centro anatómico de inserción original²⁶⁸. Colocar un injerto en una posición anteromedial se relaciona clínicamente con el impingement de la plastia contra la escotadura intercondílea, ocasionando más fácilmente un déficit de extensión y usura del neoligamento^{8,24,78,204,205,207,208,209,210}. En el plano coronal, se recomienda colocarlo en el 47% del ancho del platillo desde su borde medial^{200,211}.

Así como existen múltiples referencias radiográficas para ubicar las inserciones nativas del LCA, se han encontrado pocos estudios que relacionen dichas inserciones con el LCP y describan antropométricamente el modelo de “4 barras cruzadas” descrito previamente.

Bradley¹⁶⁷, en su estudio de 1988, define las distancias existentes entre las inserciones del LCA y del LCP de 4 rodillas cadáver previamente disecadas y cuyos puntos centrales se marcan mediante una punta metálica. Las mediciones se realizan mediante radiografías en el plano sagital. La distancia entre las inserciones

femorales de ambos ligamentos o DIFE es, de media, 14,5 mm. En el lado tibial, la distancia entre las inserciones de los ligamentos o DITI es, de media, 30,5 mm. Las dimensiones de las barras que representan al LCA y LCP son, de media, 32 mm y 28,5 mm respectivamente.

Más adelante, en 1989, O'Connor¹⁹⁶ realiza una descripción geométrica de la rodilla en el plano sagital con la finalidad de simular el comportamiento cinemático de la misma y el papel estabilizador que juegan los ligamentos cruzados. Las dimensiones que presenta en su estudio son un compendio de las publicadas previamente por Bradley, ajustadas con mediciones realizadas sobre rodillas cadáver en otros estudios propios^{212,213}, sin precisar el número de especímenes totales en los que se basan sus mediciones. La distancia entre las inserciones femorales de ambos ligamentos cruzados o DIFE es, de media, 12,8 mm. La distancia entre las inserciones tibiales o DITI es, de media, 30,5 mm. La longitud de la barra que representa al LCA es de 29,9 mm y la del LCP de 32,2 mm.

1.5.2 TAC

La TAC se ha utilizado principalmente para evaluar el estado óseo en la rodilla y como sustituto de la RMN en la valoración de partes blandas cuando ésta está contraindicada. Aunque es una técnica adecuada para valorar la integridad de los ligamentos cruzados²¹⁴ supone la exposición a radiaciones y la obtención de imágenes con menor precisión y contraste que la RMN.

La aparición de la TAC multiplanar ha permitido realizar reconstrucciones en dos o tres dimensiones, aumentando la precisión de los datos analizados²¹⁵. La artroTAC ofrece una mayor resolución espacial permitiendo detectar de forma más precisa lesiones ligamentosas^{216,217}. Es una prueba con una sensibilidad de 90-96,6%²¹⁸ y una especificidad de un 91,3-99% para el diagnóstico de lesiones del LCA, y una sensibilidad del 78,6% y especificidad del 91,7% en el caso de LCP²¹⁹.

Estudios recientes basados en reconstrucciones tridimensionales mediante TAC de alta resolución describen puntos anatómicos de referencia (óseos en el

fémur y el LCP en la tibia) en relación con las inserciones de los ligamentos cruzados. El LCA se sitúa en el fémur a $3,5 \pm 0,9$ mm (2,8-5 mm) de la superficie articular posterior y, en la tibia, la distancia desde la parte posterior de la huella del LCA al límite anterior del LCP es de $16,5 \pm 2,1$ mm (12,7-19,1)⁷².

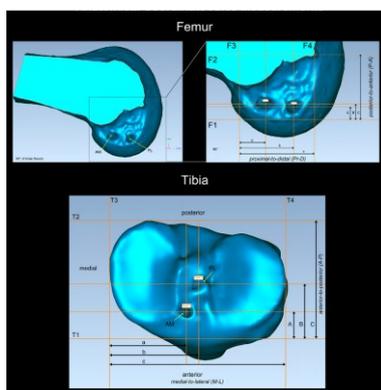


Fig.42. TAC multiplanar. Mediciones

Teniendo en cuenta su división bifascicular, se describe el centro de la inserción en el fémur como porcentaje respecto a la parte posterior de la línea de Blumensaat en dirección anteroposterior y próximo-distal. En la tibia se toma como referencia el margen anterior y medial del platillo tibial^{220,221} (Fig.42). Los datos publicados en la literatura se resumen en la siguiente tabla (Tabla. 8)

	FÉMUR		TIBIA	
	Distancia Anteroposterior	Distancia Próximodistal	Distancia Anteroposterior	Distancia Mediolateral
FORSYTHE	AM $23,1\% \pm 6,1\%$ PL $15,3\% \pm 4,8\%$	AM $28,2\% \pm 5,4\%$ PL $58,1\% \pm 7,1\%$	AM $25\% \pm 2,8\%$ PL $46,4\% \pm 3,7\%$	AM $50,5\% \pm 4,2\%$ PL $52,4\% \pm 2,5\%$
LORENZ	AM $21\% \pm 3\%$ PL $27\% \pm 3\%$	AM $22\% \pm 2\%$ PL $45\% \pm 3\%$	AM $41\% \pm 3\%$ PL $52\% \pm 3\%$	AM $48\% \pm 3\%$ PL $50\% \pm 3\%$

TABLA 8. TAC tridimensional para describir el centro anatómico de los haces AM y PL del LCA

No se han encontrado en la literatura revisada datos sobre las dimensiones de los ligamentos cruzados y las relaciones entre sus inserciones basadas en imágenes de TAC.

1.5.3. RMN

La RMN es considerada la técnica de elección diagnóstica inicial en la rodilla para valoración del estado ligamentoso y meniscal^{222,223,224,225,226,227}, así como para el estudio de las ligamentoplastias y su evolución²²⁸. La combinación de secuencias T1w y T2w en el plano sagital, coronal y transversal nos permite obtener imágenes muy precisas, con alta sensibilidad y especificidad diagnósticas tanto en el caso del LCA (92-98%)^{229,230,231} como del LCP (cercano al 100%)²³². La

precisión postquirúrgica que nos ofrece es más controvertida²³³, ya que durante el primer año el aspecto de la plastia es variable²³⁴, pudiendo ser normal un incremento de intensidad de sus fibras por el edema intrínseco del injerto. La variabilidad en las dimensiones, apariencia y entorno del injerto^{235,236} limitan la validez de algunos resultados^{237,238,239,240}.

Es una técnica de imagen segura y no invasiva que proporciona a su vez información sobre la anatomía del LCA nativo. Para poder visualizar de forma más precisa el recorrido completo del ligamento, su relación con la escotadura y con el LCP, se utilizan cortes coronales oblicuos (paralelos al techo del espacio intercondíleo)^{241,242,243}.

Con la rodilla en extensión, el LCA se visualiza como una banda fina de baja intensidad de señal y curso oblicuo²⁴⁴ entre la cara medial del cóndilo femoral lateral y la eminencia intercondílea anterior²⁴⁵. Debido a la superposición del cóndilo femoral lateral es difícil valorar completamente su inserción femoral en un único corte en esta posición^{246,247}, visualizándose de forma más clara con la rodilla en semiflexión^{248,249,250}. La proyección sagital oblicua ofrece la mejor visión del ligamento en este plano por su trayectoria intraarticular oblicua²⁴³. El LCP genera señales de menor intensidad que el LCA.

Las imágenes RMN coronales de la rodilla permiten ver la relación entre los ligamentos cruzados en el plano frontal. La bibliografía nos revela múltiples estudios que relacionan las dimensiones relativas del LCA con respecto a la anchura del espacio intercondíleo y sus repercusiones funcionales^{19,251,252} investigando factores intrínsecos del LCA o de la propia escotadura que justifiquen la mayor predisposición a padecer lesiones ligamentosas en algunas poblaciones^{242,251}.

Stephen y Clarck⁹⁴, basándose en imágenes por RMN de sujetos sanos, describieron y midieron la superficie de inserción tibial del LCA. Aunque el objetivo de dicho estudio era encontrar un sistema que les permitiera predecir un

conflicto de espacio en las ligamentoplastias, mostraron cómo el LCA se ensancha a unos 10-12 mm desde la inserción femoral abriéndose en abanico hasta su inserción tibial.

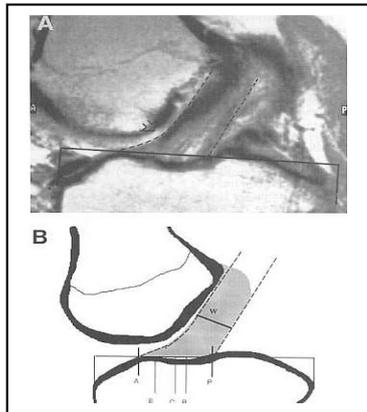


Fig.43. A) RMN sagital B) A. Borde anterior del LCA. P Borde posterior LCA. C. Centro de la inserción. B. Centro del grueso del ligamento.

Este hecho permite al ligamento acomodarse al techo del espacio intercondíleo, y evitar el impingement cuando la rodilla está en extensión. Sitúan el centro de la inserción tibial del LCA a $38\% \pm 2\%$ del margen anterior del platillo tibial, mientras que el centro del grueso del ligamento estaba a $43,7\% \pm 2,3\%$ (Fig. 43).

Otros estudios confirman estas mediciones situando el área de inserción tibial entre el 27,5 y el 60% de diámetro anterioposterior de la tibia⁵³, y el centro del ligamento en el 43%⁹⁶.

No se han encontrado en la literatura revisada estudios con mediciones que describan las relaciones entre las inserciones de los ligamentos cruzados nativos.

En 2009, aprovechando las posibilidades descriptivas que nos ofrece la RMN, el Mediavilla y cols²⁵³ desarrollaron la aplicación informática Cruliant[®], que permite medir distancias reales entre dos puntos determinados en la rodilla. Mediante imágenes de RMN, es posible reconstruir la anatomía de los estabilizadores centrales de la rodilla como un dispositivo tridimensional cruzado de cuatro barras.

Empleando este programa, se realizó un estudio basado en mediciones antropométricas tanto de LCA nativos como de plastias de LCA. En dicho estudio, se midieron las distancias reales entre las inserciones de ambos ligamentos cruzados en 32 sujetos sanos, en un intento de determinar las capacidades diagnósticas de dichas mediciones. La distancia entre las inserciones femorales de

los ligamentos cruzados o DIFE fue de 20,35 mm, la distancia entre las inserciones tibiales o DITI de 30,25 mm. La barra que representa al LCA medía 31,70 mm de media y la del LCP 36,32 mm. Estas distancias se compararon con sus homónimas en un subgrupo de pacientes intervenidos cuya plastia permanecía íntegra tras la cirugía y otro subgrupo cuya plastia había fracasado. Se establece el cociente de las distancias entre las inserciones de los ligamentos cruzados en cada hueso (DITI/DIFE) como una variable con una capacidad diagnóstica elevada para el diagnóstico de una plastia rota; y se apunta a la posible existencia de una relación humana constante entre estas variables en el sujeto sano, sin poder establecer conclusiones dada la limitación en el número de sujetos estudiados.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

2.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO

La estabilidad de la rodilla es el resultado del funcionamiento como una unidad armónica de diversas estructuras que funcionan de manera conjunta. En 1988 Bradley¹⁶⁷ propuso un modelo cinemático para explicar y predecir los movimientos de la rodilla: se representan el LCA y LCP en un plano bidimensional sagital, unidos por dos barras que vinculan sus puntos de inserción femoral y tibial. Este modelo cruzado de cuatro barras ha sido la base de numerosos estudios posteriores en el campo de la biomecánica de la rodilla.

La relación entre los ligamentos cruzados reproduce en la realidad un dispositivo cruzado de unión de cuatro barras tridimensional análogo al propuesto por Bradley¹⁶⁷. Existe un supuesto teórico por el que diferentes dispositivos (de personas constitucionalmente distintas en talla) reproducen el mismo comportamiento cinemático de la rodilla. Partiendo de esta premisa, puede deducirse que existe alguna proporción que explica este mismo comportamiento en dispositivos diferentes.

Por otro lado, el programa informático Cruliant ® permite obtener distancias reales entre dos puntos procesando los datos proporcionados por el imán de la RMN. Acreditando dicho programa, podrían medirse los dispositivos cruzados en personas sanas, buscando la razón constituyente que tienen en común.

El conocimiento de la relación existente en condiciones normales, tanto en el fémur como en la tibia, entre el LCA y el LCP en la población sana nos permitiría establecer una constante de relación humana entre ambos ligamentos. Esta relación podría emplearse como referencia para la correcta ubicación de las plastias de sustitución en la cirugía reparadora.

2.2 OBJETIVOS

2.2.1. OBJETIVO PRINCIPAL

Medición, mediante RMN, de las distancias reales, tanto en el fémur como en la tibia, entre el LCA y el LCP para obtener dichas referencias antropométricas en la población sana, detectando su posible relación constante.

2.2.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

a. Homologar la programación informática diseñada para este trabajo de investigación y necesaria para integrar la trigonometría involucrada implicada en el proceso de medición.

b. Aumentar el posibilismo de la RMN como prueba complementaria (aunando información cuantitativa útil a la habitual información descriptiva) aportando los valores de fiabilidad (reproducción y concordancia intraobservador).

c. Establecer un modelo anatómico de referencia que nos permita, en el paciente candidato a una reconstrucción ligamentosa, establecer unos puntos de anclaje propios que sean biomecánica y funcionalmente idóneos.

d. Valorar la utilidad de las mediciones obtenidas en la población sana como test diagnóstico de normalidad anatómica.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

3.1.1. TIPO DE ESTUDIO

Para obtener la constante humana de relación entre ambos ligamentos cruzados, necesitamos un número suficiente de mediciones en rodillas de población sana por lo que se diseña un estudio *observacional descriptivo de tipo transversal*.

3.1.2. DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL

Asumiendo DIFE (la distancia entre las inserciones femorales) como variable de referencia, y partiendo de una muestra de 45 casos, con un nivel prefijado de precisión de estudio ($p = 0,5$) y un nivel de confianza del 95% se determinó un tamaño muestral requerido de 178 pacientes para obtener un resultado estadísticamente relevante y significativo.

3.1.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- a. **SEXO:** hombre o mujer
- b. **EDAD:** esqueléticamente maduro (supone la inexistencia de fisis activas)
- c. **RMN RODILLA:** sujeto al que se le ha practicado dicha técnica exploradora y cuyo informe determine la ausencia de hallazgos significativos en la estructura de los ligamentos cruzados. Se admiten a estudio resonancias con una única lesión meniscal tipo I o II (clasificación de Mink²⁵⁴).

3.1.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- a. **EDAD:** existencia de fisis activas.

- b. **RMN RODILLA:** lesión o sospecha de lesión (esguince) en los ligamentos cruzados. Una o más lesiones meniscales moderadas o graves según la clasificación de Mink²⁵⁴ (se admiten a estudio resonancias con una única lesión meniscal tipo I o II).

3.2 RECOGIDA DE DATOS

3.2.1. POBLACIÓN ESTUDIADA

Con la colaboración del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario de Basurto se analizaron los resultados de 347 RMN de rodilla solicitadas por el Servicio de Traumatología y Ortopedia durante el intervalo de tiempo comprendido entre el 2 de Mayo del 2007 y el 30 de Junio del 2011.

Tras excluir 147 resonancias que no cumplían los criterios previamente descritos, el estudio incluye 200 pacientes esqueléticamente maduros cuyo informe determina la ausencia de hallazgos patológicos en la estructura de los cruzados y meniscos. Los informes e imágenes fueron revisados por un médico especialista en Radiodiagnóstico (el mismo en todos los casos) perteneciente al servicio homónimo del Hospital Universitario de Basurto y por la autora de esta tesis.

3.2.2. VALORACIÓN RMN

Para la exploración de RMN de rodilla se ha empleado un imán superconductor 1,5 Tesla (Siemens), y una bobina de superficie de cuadratura como transmisora y receptora.

Las secuencias empleadas fueron una serie Coronal Eco del Espín (EE) potenciada en T1, otra en T2 otra serie Sagital EE en Densidad Protónica (DP) y

potenciada en T2 y una serie Axial EE potenciada en T1. Espesor de corte 3mm-4mm. Visión de Campo 170-200 mm. Matriz 192x256. Los estudios de corte fueron realizados con la rodilla extendida en ligera rotación externa.

Se evaluaron datos relacionados con la integridad del ligamento: continuidad, señal, dirección de las fibras en su porción intraarticular y sus lugares de inserción tibial y femoral. Posteriormente se valoraron datos complementarios como la presencia o no de lesiones meniscales, cartilagosas y óseas asociadas.

La bobina de superficie que se emplea para obtener las imágenes de RMN genera un campo magnético del que seleccionamos el espacio cúbico que contiene la rodilla; sus lados son 170 mm en los cortes sagitales y 200 mm en los cortes coronales o axiales. Empleamos los cortes sagitales para obtener las medidas que serán objeto de este estudio. Cada uno de estos cortes está en una posición precisa -representada por las siglas (pos)- que medimos en mm, y representa la distancia de ese corte al centro del campo magnético.

La selección de una de entre todas las imágenes sagitales obtenidas se basó en la nitidez de los puntos de inserción de los ligamentos cruzados en cada corte. Se identificó el punto central de las inserciones trazando una línea desde ese punto hasta el vértice anteroinferior del plano empleada. Los puntos seleccionados fueron LCAF (punto medio de la inserción femoral del LCA), LCAT (punto medio de la inserción tibial del LCA), LCPF (punto medio de la inserción femoral del LCP) y LCPT (punto medio de la inserción tibial del LCP).

El programa informático existente en el imán de la RMN nos proporciona la distancia en milímetros de 3 parámetros:

1. DI: distancia existente entre el centro de inserción escogido y el vértice del corte.
2. AN: ángulo que forman el lado inferior del corte y la línea DI.
3. POS: posición relativa de la imagen respecto al centro del imán.

Estos datos son relativos al centro de cada una de las cuatro inserciones de los ligamentos cruzados. Son los datos proporcionados por el programa del imán durante la exploración de RMN (Tabla 9. Fig. 44).

INSERCIÓNES DEL LCA			
EN FÉMUR	DI 1	AN 1	SP 1
EN TIBIA	DI 2	AN 2	SP 2
INSERCIÓNES DEL LCP			
EN FÉMUR	DI 3	AN 3	SP 3
EN TIBIA	DI 4	AN 4	SP 4

TABLA 9. Corolario de datos recogidos

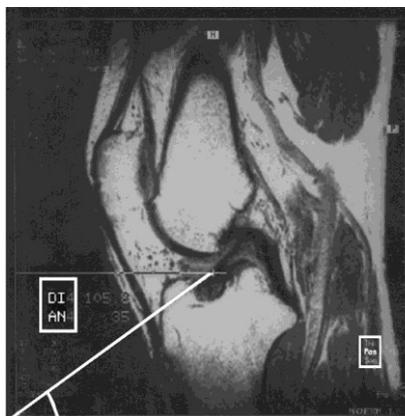


Fig.44. RMN sagital, parámetros de inserción tibial LCA

3.3 VARIABLES DE ESTUDIO

3.3.1. PLANTEAMIENTO TEÓRICO TRIDIMENSIONAL

Basándonos en el dispositivo propuesto por Bradley, las cuatro inserciones óseas de los ligamentos cruzados de la rodilla reproducen, en visión lateral, un sistema de cuatro barras rígidas donde dos de ellas (LCA y LCP) están cruzadas. Se insertan, tanto en el fémur como en la tibia, a una distancia uno del otro no cuantificada.

Gracias al procesamiento matemático de las variables trigonométricas obtenemos unos datos relativos a la longitud de los vectores que representan a cada ligamento cruzado y a la distancia en cada hueso entre las inserciones. A partir de dichas variables absolutas se calculan una serie de variables funcionales, representando valores escalados que eliminan sesgos relativos a la diferente talla de los individuos estudiados.

Las matemáticas necesarias para el procesamiento de las variables trigonométricas y la obtención de las variables antropométricas se encuentran en un programa informático denominado Cruliant-ETSIB®, validado y certificado a partir de su predecesor Cruliant ® creado por el Dr. Iñaki Mediavilla y el Ingeniero Don Daniel Peñalba para el procesamiento de datos en la tesis doctoral “*Valoración objetiva de la cirugía reconstructiva del LCA*” (Informe para la certificación del software Cruliant adjunto en Anexos).

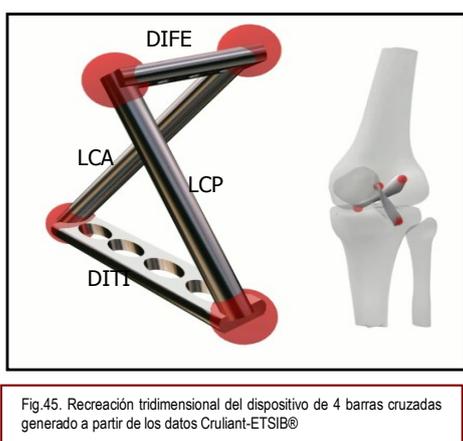


Fig.45. Recreación tridimensional del dispositivo de 4 barras cruzadas generado a partir de los datos Cruliant-ETSIB®

El desarrollo informático de los datos aportados por la RMN mediante dicho programa expresa las medidas de las barras de vínculo a escala real. Gracias a ello, se genera un dispositivo tridimensional y personalizado de la rodilla analizada (Fig. 45).

De este modo, definimos un grupo de variables que identifican al dispositivo recreado y que se organizan en tres grupos principales:

a. Variables de inserción femoral

Caracterizan a la barra de vínculo femoral. Se afectan con las modificaciones de la inserción femoral

- 1) ***DIFE***: longitud de la barra de vínculo femoral
- 2) ***DIFE/LCP***: valor escalado de la barra de vínculo tibial

b. Variables de inserción tibial

Caracterizan a la barra de vínculo tibial. Se modifican con los cambios de punto de inserción tibial:

- 1) ***DITI***: distancia de la barra de vínculo tibial
- 2) ***DITI/LCP***: valor escalado de la barra de vínculo tibial

c. Variables de unidad funcional

Definen la unidad compuesta por la existencia armonizada de ambos ligamentos cruzados, que se afectan por las modificaciones del punto de anclaje femoral y/o tibial:

- 1) ***LCP***: longitud del vector que representa al LCP en el espacio
- 2) ***LCA***: longitud del LCA en el espacio
- 3) ***LCP/LCA***: relación entre ambos cruzados
- 4) ***DITI/DIFE***: cociente entre la barra de vínculo tibial y la femoral

3.3.2. PROGRAMACIÓN INFORMÁTICA: DISEÑO DE LAS VARIABLES

Instauramos un sistema de coordenadas espacial cartesiano. El origen de coordenadas O estará en la parte anterior, inferior y exterior de la rodilla. El eje OX crecerá desde la parte anterior a la posterior, el eje OZ de la parte inferior a la superior y el eje OY del exterior al plano medial del cuerpo. El sistema cartesiano de la rodilla izquierda será dextrógiro y el de la rodilla derecha levógiro. Para estandarizar las dos rodillas se crea una imagen especular de la derecha, usando el plano sagital medial del cuerpo como eje de simetría, de modo que el sistema cartesiano de la rodilla derecha pasa a ser también dextrógiro.

De la RMN se obtienen 12 valores (DI, AN y POS de cada inserción ligamentosa). De conformidad con del radiólogo, la toma de datos se efectúa en coordenadas cilíndricas (polares planas para cada corte de la RM) y coordenadas

cartesianas para conocer la distancia entre cortes. El plano sobre el que se toman todos los cortes es el plano sagital XOZ. Las medidas que se toman para cada punto son:

1. **DI:** mínima distancia al eje OY (radio polar).
2. **AN:** ángulo que levanta el radio polar en sentido antihorario sobre el eje OX.
3. **POS:** distancia del corte al centro magnético del imán (con signo).

a. Variables de inserción femoral

- $[DIFE] = \sqrt{(LCPF_x - LCA_x)^2 + (LCPF_y - LCA_y)^2 + (LCPF_z - LCA_z)^2}$
- $[DIFE]/[LCP]$

b. Variables de inserción tibial

- $[DITI] = \sqrt{(LCPT_x - LCA_{tx})^2 + (LCPF_y - LCA_{fy})^2 + (LCPF_z - LCA_{fz})^2}$
- $[DITI]/[LCP]$

c. Variables de unidad funcional

- $[LCP]: \sqrt{(LCPT_x - LCPF_x)^2 + (LCPT_y - LCPF_y)^2 + (LCPT_z - LCPF_z)^2}$
- $[LCA]: \sqrt{(LCA_{tx} - LCA_{fx})^2 + (LCA_{ty} - LCA_{fy})^2 + (LCA_{tz} - LCA_{fz})^2}$
- $[LCP]/[LCA]$
- $[DITI]/[DIFE]$

3.3.3. DISEÑO ESTADÍSTICO

a. Estadística descriptiva

Se ha usado el test de Kolmogorov-Smirnov para la comprobación de la normalidad de las variables y la idoneidad de la aplicación de los test paramétricos en el caso de la comparación de las medias mediante la prueba t de Student.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para la muestra

	N	Parámetros normales ^{a,b}		Máximas diferencias extremas			Estadístico de prueba	Sig. asintótica (bilateral)
		Media	Desviación estándar	Absoluta	Positivo	Negativo		
EDAD	200	43,56	15,708	,110	,110	-,055	,110	,000^c
DIFE	200	19,2373	2,83011	,043	,043	-,025	,043	,200 ^{c,d}
DITI	200	27,7879	3,52773	,060	,060	-,032	,060	,081 ^c
LCA	200	31,6646	4,53642	,041	,026	-,041	,041	,200 ^{c,d}
LCP	200	31,9021	4,73603	,048	,048	-,041	,048	,200 ^{c,d}
DIFE_LCP	200	,6226	,13385	,134	,134	-,100	,134	,000^c
DITI_LCP	200	,8781	,08027	,082	,082	-,036	,082	,002^c
LCP_LCA	200	1,0251	,23079	,123	,123	-,116	,123	,000^c
DITI_DIFE	200	1,4598	,18795	,089	,089	-,030	,089	,001^c

TABLA 10. Prueba de Kolmogorov-Smirnov: en azul las variables que no seguirían una distribución normal. a. La distribución de prueba es normal. b. Se calcula a partir de datos. c. Corrección de significación de Lilliefors. d. Límite inferior de la significación verdadera

El análisis descriptivo de las variables categóricas (edad, sexo y lado) incluye las tablas de frecuencia y porcentajes para cada valor de la variable.

Las variables cuantitativas se presentarán mediante la media, mediana, desviación estándar, rangos y cuartiles. Se organizarán en dos subgrupos: medidas absolutas (DIFE, DITI, LCA, LCP) y medidas escaladas (DIFE/LCP, DITI/LCP, LCP/LCA, DITI/DIFE).

Se realiza un estudio comparativo de todas las mediciones absolutas y escaladas diferenciadas en primer lugar según el sexo (hombres y mujeres), y en segundo lugar según el lado estudiado (rodillas derechas e izquierdas).

Para la comparación de variables categóricas se ha empleado el test de Chi² de Pearson (o test exacto de Fisher, según corresponda). Para las variables cuantitativas, se utiliza la prueba t de Student, excepto en las que no cumplen los requisitos de normalidad que se obtienen mediante el test no paramétrico de Wilcoxon.

Se incluyen los p-valores correspondientes para cada variable. La interpretación de los p-valores es la que sigue: si p-valor ≥ 0.05 , las diferencias no son estadísticamente significativas, y si p-valor < 0.05 , las diferencias sí son estadísticamente significativas.

Los datos han sido procesados mediante el programa informático Microsoft Office – Excel y analizados mediante los programas estadísticos SAS v9.2²⁵⁵, IBM SPSS v.22²⁵⁶ y Stata v.11.2²⁵⁷.

Se asume un nivel de significación estadística para $p < 0.05$.

b. Estudio de los datos no esperados

Tras las diferencias encontradas en el resultado de las variables DITI y DITI/DIFE tras el estudio comparativo por lateralidad se decide realizar un estudio comparativo de las mismas distribuyéndolas en 4 grupos según el sexo y la lateralidad de la rodilla estudiada.

Para la comparación de variables categóricas se ha empleado el test de Chi² de Pearson (o test exacto de Fisher, según corresponda) y para las cuantitativas, la prueba t de Student o el test no paramétrico de Wilcoxon, en el caso de que la distribución así lo haya requerido.

Se incluyen los p-valores correspondientes para cada variable. La interpretación de los p-valores es la que sigue: si p-valor ≥ 0.05 , las diferencias no

son estadísticamente significativas, y si p -valor <0.05 , las diferencias sí son estadísticamente significativas.

3.4 TEST DIAGNÓSTICO DE NORMALIDAD ANATÓMICA

La RMN nos permite reconstruir un dispositivo cruzado de cuatro barras en tres dimensiones que reproduce las relaciones anatómicas entre las inserciones de ambos ligamentos cruzados. Se plantea la posibilidad de poder valorar de forma objetiva los resultados postquirúrgicos de las plastias ligamentosas mediante mediciones basadas en RMN, estableciendo unos márgenes de normalidad de las variables previamente estudiadas. Valores superiores o inferiores a esos límites se relacionarían con ligamentos cuya anatomía se aleja de la normalidad.

3.4.1. PLANTEAMIENTO TEÓRICO

Se ha realizado un estudio comparativo de los datos presentados en la investigación actual con los datos publicados por el Dr. Mediavilla en la tesis doctoral “*Valoración objetiva de la cirugía reconstructiva del LCA*”, basados en las mediciones por RMN de pacientes con ligamentoplastia.

Para realizar dicho estudio consideramos un primer grupo al que llamaremos “Sanos”, que está compuesto por las 200 mediciones de rodillas realizadas mediante RMN incluidas en la presente tesis doctoral.

El grupo de estudio se extrae de los datos publicados por el Dr. Mediavilla en el que se compara un grupo de 32 pacientes sanos con 39 pacientes intervenidos desde el 1 de Julio de 1993 hasta el 30 de Junio de 1999 a los que se les practicó una plastia de LCA mediante la técnica hueso-tendón-hueso (H-T-H). A estos 39 pacientes se les realizó, a una media de 34 meses desde la cirugía, una entrevista clínica, exploración física, exploración antropométrica y valoración por RMN. La RMN se realizó en las mismas dependencias que las publicadas en la

presente tesis, y fueron analizadas a su vez por el mismo especialista en Radiodiagnóstico que ha evaluado las resonancias de nuestro grupo de “Sanos”.

Los pacientes intervenidos se dividen en dos subgrupos diferentes. El primero, llamado “Plastias Íntegras”, lo conforman 26 pacientes cuya RMN postquirúrgica explicita la integridad de la plastia, y que además fueron clínicamente normofuncionantes en el momento del estudio. Se considera una plastia íntegra aquella que presenta una hiposeñal en sus fibras tanto en las series potenciadas en T1 como en T2, cuyas fibras siguen la dirección del LCA normal intra-articularmente y en las que se puede visualizar todo su trayecto sin interrupciones tanto en los túneles óseos como en la parte intra-articular.

El segundo, llamado “Plastias Rotas” lo forman 13 casos de pacientes cuya RMN postquirúrgica explicita la rotura de la plastia.

Para el presente estudio se excluye el subgrupo de pacientes sanos analizados en la mencionada tesis doctoral.

3.4.2 VARIABLES A ESTUDIO

De las variables descritas previamente se analizarán en este caso las siguientes:

a. Variables absolutas

- 1) ***DIFE***: distancia entre las inserciones en el fémur de ambos ligamentos cruzados proyectados en el plano sagital

- 2) ***DITI***: distancia entre las inserciones en la tibia de ambos ligamentos cruzados proyectados en el plano sagital

b. Variables relativas: DITI/DIFE

Es el cociente entre la barra de vínculo tibial y la femoral.

3.4.3 DISEÑO ESTADÍSTICO: ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Se realiza estudio comparativo de las variables entres los tres grupos de estudio mediante el Análisis de la Varianza (ANOVA) junto con las comparaciones múltiples de Scheffe o el test no paramétrico de Kruskal-Wallis en caso de no cumplirse criterios de normalidad.

La comparación de las variables dos a dos se realiza mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon y utilizando la corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples.

El resultado se considera estadísticamente significativo con una $p < 0,05$. La interpretación de los p-valores se hace de la siguiente manera: si p-valor $\geq 0,05$, las diferencias no son estadísticamente significativas, y si p-valor $< 0,05$, las diferencias sí son estadísticamente significativas.

Para el cálculo del punto de corte óptimo (mejor par sensibilidad-especificidad) que maximizaría la capacidad de discriminación de las variables continuas entre ligamentos sanos y rotos, se ha empleado la metodología de las curvas ROC, junto al área de la curva ROC y su intervalo de confianza. Para establecer el punto de corte se ha empleado el criterio del punto que maximiza la suma de la sensibilidad y especificidad. Para cada punto de corte se han calculado también los valores predictivos positivo y negativo.

4. RESULTADOS

4.1 RESULTADOS EPIDEMIOLÓGICOS

La población estudiada (N=200) incluye 92 hombres (46%) y 108 mujeres (54%) con una media de edad de 41 años (17-84). Se exploraron 109 rodillas derechas (54,5%) y 91 izquierdas (45,5%).

No existen diferencias significativas ($p \geq 0,05$) en cuanto a distribución por edad según el sexo o lado estudiados (Tabla 11).

EDAD		min	máx	MEDIA	p
SEXO	Hombres (N=92)	18	87	41,9	0,169
	Mujeres (N=108)	17	77	44,97	
LADO	Derecho (N=109)	18	87	44,34	0,444
	Izquierdo (N=91)	17	77	42,63	

TABLA 11. Resultados epidemiológicos

4.2 RESULTADOS DE LAS MEDICIONES

Se presentan en primer lugar los valores de las variables absolutas que definen las distancias reales en el espacio entre los puntos centrales de las inserciones de los ligamentos cruzados. Posteriormente se presentan los resultados de las variables escaladas. Los resultados se expresan en milímetros, excepto en el caso de los valores escalados que carecen de magnitud al ser cociente de dos mediciones.

4.2.1 MEDIDAS ABSOLUTAS

Variables	Media	Mediana	DE	IC 95%	Percentiles			
					10	25	75	90
DIFE	19,23	19,00	2,83	18,84 – 19,63	15,63	17,33	20,91	22,81
DITI	27,78	27,42	3,52	27,29 – 28,27	23,51	25,37	30,15	32,63
LCA	31,66	31,49	4,53	31,03 – 32,29	25,56	28,53	34,76	37,44
LCP	31,90	31,56	4,73	31,24 - 32,56	26,23	28,89	35,21	38,31

TABLA 12. Variables absolutas. DE (desviación estándar). IC (Intervalo Confianza)

La distancia entre los puntos centrales de la inserción de ambos ligamentos cruzados en el fémur, expresada por el parámetro DIFE, es de 19,23 mm de media. La distancia entre los puntos centrales de la inserción de ambos ligamentos cruzados en la tibia, expresada por el parámetro DITI, es de 27,78 mm de media.

El vector representativo de la distancia entre las inserciones femoral y tibial del LCA es, de media, 31,66 mm. El del LCP de 31,90 mm de media (Tabla 12. Fig.46).

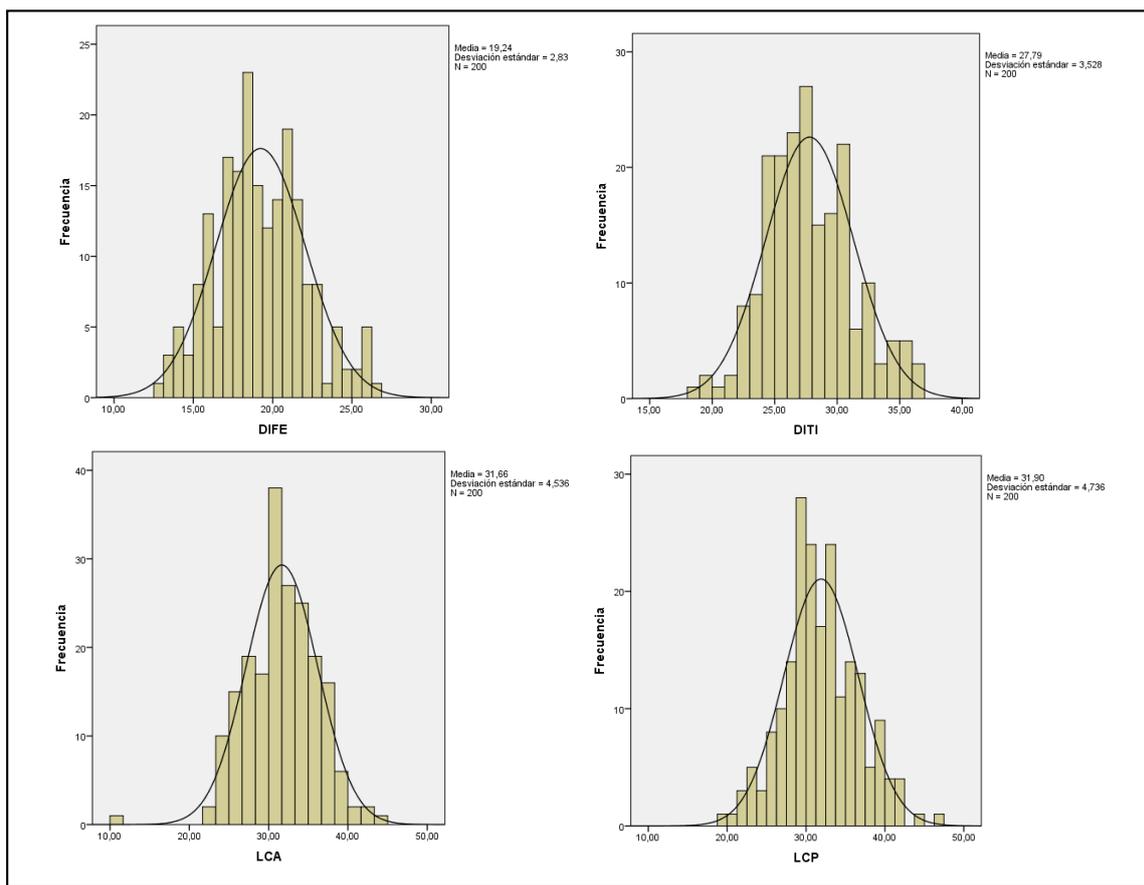


Fig.46. Histogramas de las Variables Absolutas: DIFE, DITI, LCA, LCP

4.2.2. MEDIDAS ESCALADAS

La medida escalada de las distancias entre los puntos centrales de los ligamentos cruzados en el fémur y en la tibia se expresa mediante el cociente DIFE/LCP en el lado femoral, siendo de 0,62 de media y DITI/LCP en el lado tibial, de 0,87 de media.

Variables	Media	Mediana	DE	IC 95%	Percentiles			
					10	25	75	90
DIFE/LCP	0,62	0,62	0,13	0,60 – 0,64	0,50	0,54	0,67	0,73
DITI/LCP	0,87	0,87	0,08	0,86 – 0,88	0,78	0,82	0,92	0,98
LCP/LCA	1,02	0,99	0,23	0,99 – 1,05	0,82	0,90	1,10	1,22
DITI/DIFE	1,45	1,42	0,18	1,43 – 1,48	1,23	1,33	1,58	1,69

TABLA 13. Variables relativas. DE (desviación estándar). IC (Intervalo Confianza)

La relación entre las longitudes de ambos ligamentos cruzados, expresada por el cociente LCP/LCA, es de 1,02.

El cociente DITI/DIFE representa una magnitud objetiva de relación entre ambas inserciones de los ligamentos cruzados en el fémur y la tibia. Su valor medio es de 1,45 (Tabla 13. Fig. 47).

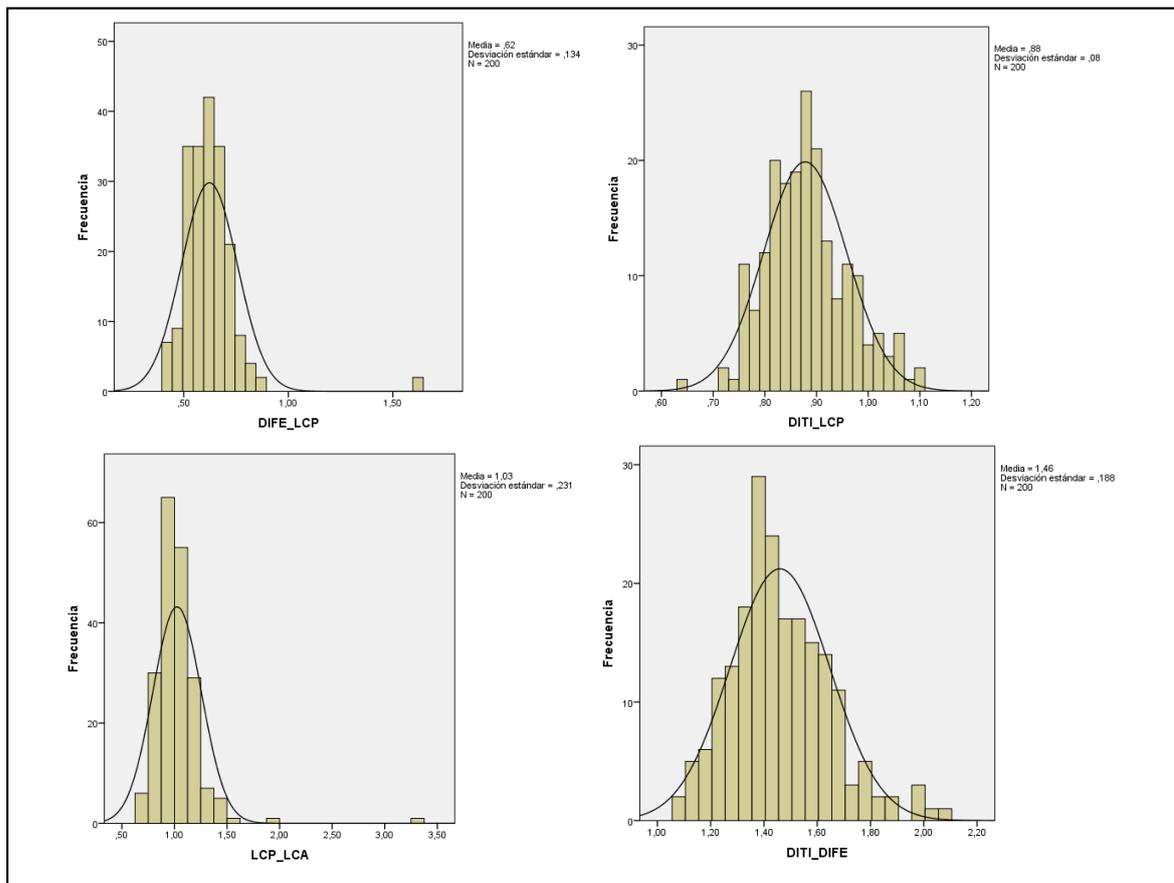


Fig.47. Histogramas de las Variables Reativas: DIFE/LCP, DITI/LCP, LCA/LCP, DITI/DIFE

4.3 COMPARACIÓN POR SEXO

Para estudiar el potencial sesgo implícito por la diferencia de sexo se realiza un estudio comparativo entre los resultados de las variables estudiadas entre el subgrupo de hombres y mujeres con los siguientes resultados

4.3.1 MEDIDAS ABSOLUTAS

Se observan diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre el grupo de hombres y mujeres en los valores absolutos tanto de las distancias de inserción en el fémur y en la tibia de los ligamentos cruzados (DIFE, DITI), como en los valores de LCA y LCP siendo mayores en todos los casos en el subgrupo de los hombres (Tabla 14).

Variables	HOMBRES		MUJERES		P valor
	Media	DE	Media	DE	
DIFE	20,59	2,78	18,08	2,31	< 0,0001
DITI	29,50	3,62	26,32	2,69	< 0,0001
LCA	34,02	3,85	29,65	4,09	< 0,0001
LCP	33,62	4,68	30,43	4,28	< 0,0001

TABLA 14. Variables absolutas. DE (desviación estándar).

4.3.2 MEDIDAS ESCALADAS

No existen diferencias estadísticamente significativas entre el subgrupo de hombres y el de mujeres cuando se comparan los valores escalados DIFE/LCP, DITI/LCP, LCP/LCA, DITI/DIFE (Tabla 15).

Variables	HOMBRES		MUJERES		P valor
	Media	DE	Media	DE	
DIFE/LCP	0,62	0,08	0,62	0,16	0,276
DITI/LCP	0,88	0,07	0,87	0,08	0,335
LCP/LCA	0,99	0,15	1,05	0,27	0,078
DITI/DIFE	1,44	0,18	1,47	0,19	0,456

TABLA 15. Variables escaladas. DE (desviación estándar).

4.4 COMPARACIÓN POR LADO

Para estudiar el posible sesgo implícito por la variabilidad inherente a la lateralidad de la rodilla estudiada, realizamos un estudio comparativo entre los resultados de las variables analizadas según se trate de la rodilla derecha o izquierda con los siguientes resultados.

4.4.1 MEDIDAS ABSOLUTAS

Teniendo en cuenta la lateralidad de la rodilla estudiada, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el resultado de la variable DIFE ni tampoco al comparar el valor de los vectores LCA y LCP.

No obstante, sí existen diferencias significativas en el valor DITI ($p < 0,05$) cuando se comparan rodillas derechas e izquierdas, siendo la media mayor en el caso de las rodillas derechas (Tabla 16).

Variables	DERECHAS		IZQUIERDAS		P valor
	Media	DE	Media	DE	
DIFE	19,12	2,87	19,37	2,79	0,523
DITI	28,27	3,66	27,20	3,28	0,009
LCA	31,49	4,70	31,86	4,33	0,572
LCP	32,22	4,97	31,52	4,43	0,300

TABLA 16. Variables absolutas. DE (desviación estándar).

4.4.2 MEDIDAS ESCALADAS

No existen diferencias estadísticamente significativas en el resultado de las variables DIFE/LCP, DITI/LC y LCP/LCA al comprar rodillas derechas e izquierdas.

Existen diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) cuando se comparan las rodillas izquierdas y derechas en el resultado de la variable DITI/DIFE siendo mayor en las rodillas derechas (Tabla 17).

Variables	HOMBRES		MUJERES		P valor
	Media	DE	Media	DE	
DIFE/LCP	0,61	0,13	0,63	0,13	0,172
DITI/LCP	0,88	0,07	0,86	0,08	0,188
LCP/LCA	1,03	0,25	1,00	0,19	0,350
DITI/DIFE	1,49	0,18	1,41	0,17	0,002

TABLA 17. Variables escaladas. DE (desviación estándar).

4.5 ANÁLISIS DE DATOS NO ESPERADOS: DIFERENCIAS EN EL DITI Y DITI/DIFE POR LATERALIDAD

Cuando comparamos el valor DIFE entre rodillas derechas e izquierdas no aparecen diferencias en su valor entre ambos grupos (derechas 19,12 mm, izquierdas 19,37 mm). No obstante, sí existen diferencias significativas en el valor de DITI: en las rodillas derechas (28,27 mm) es superior al que se obtiene en las rodillas izquierdas (27,20 mm).

En cuanto al valor DITI/DIFE, no aparecen diferencias en su valor cuando se compara el grupo de hombres y mujeres. No obstante, sí existen diferencias significativas cuando se comparan según la lateralidad de la rodilla: el DITI/DIFE de las rodillas derechas (1,49) es superior al que se obtiene en las rodillas izquierdas (1,41).

Se analiza, en primer lugar, la posible existencia de diferencias entre los subgrupos analizados según la distribución por edades de la población estudiada. Se descarta la existencia de diferencias significativas por edad tanto en la

diferenciación por sexos ($p=0,169$) como en la diferenciación por lateralidad ($p=0,444$) (Tabla 20).

SEXO	N	Media	DE
Hombre	92	41,90	15,46
Mujer	108	44,97	15,84
Derecha	109	44,34	16,18
Izquierda	91	42,63	15,15

TABLA 20. Comparación de edad por sexo y edad por lado. DE (desviación estándar)

Para tratar de encontrar una explicación a esta diferencia se han analizado las variables DIFE, DITI y DITI/DIFE distribuidas en 4 grupos según el sexo y la lateralidad de la rodilla estudiada. No se observan diferencias significativas en la distribución de rodillas derechas e izquierdas entre el subgrupo de hombres y mujeres estudiados ($p=0,806$) (Tabla 21).

		DERECHA	IZQUIERDA	TOTAL
HOMBRE	Recuento	51	41	92
	% dentro de SEXO	55,4%	44,6%	100,0%
	% dentro de LADO	46,8%	45,1%	46%
MUJER	Recuento	58	50	108
	% dentro de SEXO	53,7%	46,3%	100,0%
	% dentro de LADO	53,2%	54,9%	54,5%
TOTAL	Recuento	109	91	191
	% dentro de SEXO	54,5%	45,5%	100,0%
	% dentro de LADO	100,0%	100,0%	100,0%

TABLA 21. Variable DITI/DIFE (DE) comparación de lado por sexo (DER: derecha / IZQ: izquierda)

El análisis de la variable DITI en la población estudiada nos muestra homogeneidad entre las rodillas derecha e izquierda en el grupo de las mujeres. Sin embargo, en el grupo de los hombres el valor de DITI es mayor en las rodillas derechas (30,40mm) que en las izquierdas (28,39mm) ($p= 0,008$). El valor DIFE mantiene la homogeneidad observada en su valor absoluto por lateralidad cuando se analizan por separado hombres y mujeres (Tabla 22).

DIFE			
	HOMBRES	MUJERES	P valor
DERECHAS	20,55 (2,71)	17,85 (2,38)	< 0,0001
IZQUIERDAS	20,64 (2,91)	18,34 (2,21)	< 0,0001
P valor	0,884	0,280	

DIFE			
	HOMBRES	MUJERES	P valor
DERECHAS	30,40 (3,4)	26,40 (2,76)	< 0,0001
IZQUIERDAS	28,39 (3,61)	26,22 (2,64)	< 0,0001
P valor	0,008	0,73	

TABLA 22. Variables DIFE y DITI: comparación de sexo por lado y lado por sexo

En cuanto al valor DITI/DIFE analizamos, por un lado, las diferencias que puedan existir según la lateralidad de las rodillas. No hay diferencias significativas en el valor DITI/DIFE en las rodillas derechas de los hombres y las rodillas derechas de las mujeres ($p=0,877$). Tampoco se encuentran diferencias entre las rodillas izquierdas de los hombres y las rodillas izquierdas de las mujeres ($p=0,172$).

DITI/DIFE	HOMBRES	MUJERES	P valor
DERECHAS	1,49 (0,17)	1,49 (0,20)	0,877
IZQUIERDAS	1,38 (0,17)	1,44 (0,18)	0,172
P valor	0,005	0,145	

TABLA 23. Variable DITI/DIFE (DE) comparación de sexo por lado y lado por sexo

Sin embargo, cuando comparamos dentro de un mismo sexo los valores de DITI/DIFE en las dos rodillas sí se encuentran diferencias en el subgrupo de los hombres. Así pues, mientras en las mujeres no hay diferencia en el valor DITI/DIFE entre sus rodillas derecha e izquierda ($p=0,145$), en el caso de los hombres el valor DITI/DIFE es mayor en la rodilla derecha que en la izquierda, siendo esa diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabla 23).

4.6 TEST DIAGNÓSTICO DE NORMALIDAD ANATÓMICA

Los resultados antropométricos obtenidos de comparar el grupo “Sanos” (las 200 mediciones por RMN de la presente tesis) con los dos subgrupos de pacientes intervenidos se resumen en la siguiente tabla (Tabla 24).

GRUPO	N	VARIABLE	MEDIA	DE	IC 95%	MEDIANA	P 10	P. 90
Sanos	200	DITI	27,78	3,52	27,29-28,27	27,42	23,59	32,56
		DIFE	19,23	2,83	18,84-19,73	19	15,67	22,79
		DITI/DIFE	1,45	0,18	1,43-1,48	1,42	1,23	1,69
Plastias Íntegras	26	DITI	25,48	3,19	24,19-26,78	25,54	21,33	29,10
		DIFE	18,44	3,61	16,98-19,90	18,53	13,72	21,24
		DITI/DIFE	1,42	0,28	1,31-1,54	1,37	1,03	1,88
Plastias Rotas	13	DITI	29,44	3,73	27,18-31,69	29,01	25,02	33,82
		DIFE	15,07	2,77	13,40-16,75	15,12	11,33	18,54
		DITI/DIFE	1,98	0,25	1,83-2,13	1,96	1,77	2,36

TABLA 24. Media, Desviación Estándar (DE), Intervalo de Confianza 95% (IC), Mediana, Percentiles (P) 10 y 90 de DIFE, DITI y DITI/DIFE en pacientes sanos (n:200) pacientes intervenidos con plastia íntegra (n:26) y plastia fallida (n:13)

4.6.1 MEDIDAS ABSOLUTAS: DIFE, DITI

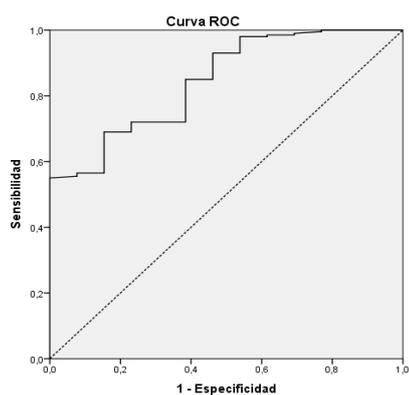


Fig.48. Curva ROC. Área bajo la curva (IC 95%) = 0,85 (0,75-0,94)

En cuanto al DIFE, no se observan diferencias significativas entre el grupo control sano con el de plastias íntegras cuando. Sí se objetivan diferencias significativas ($p=0,0001$) entre estos dos grupos con el de plastias rotas, siendo el valor DIFE mayor en los dos primeros.

En base a la curva ROC (Fig. 48), el punto de corte de la variable DIFE en la predicción de “Plastia rota” frente a “Sano” sería $< 18,6$ mm, con una Sensibilidad del 100% y una Especificidad del 55%. La selección de distancia mínima normal de 18,6 mm tiene un alto Valor Predictivo Negativo para el diagnóstico de normalidad (Tabla 24).

No se observan diferencias significativas entre el grupo “Sanos” con el de “Plastias Rotas” en el DITI. Sí se evidencian, por el contrario, diferencias significativas ($p=0,0016$) entre el grupo de “Plastias Íntegras” tanto con el grupo de “Plastias Rotas” como con el grupo de “Sanos” siendo menor el valor DITI en el subgrupo de “Plastias Íntegras”.

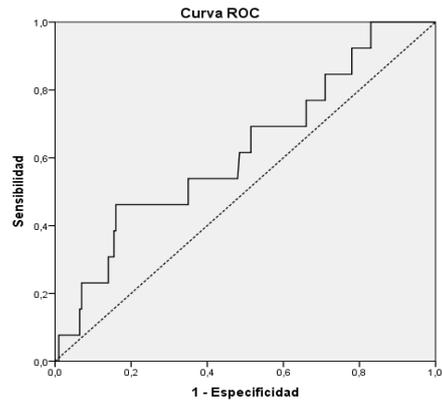


Fig.49. Curva ROC. Área bajo la curva (IC 95%) = 0,62 (0,46-0,78)

En base a la curva ROC (Fig.49), el punto de corte de la variable DITI en la predicción de “Plastia rota” frente a “Sano” sería > 31 mm, con una Sensibilidad del 46,15% y una Especificidad del 84%. La selección de distancia máxima normal de 31 mm tiene un alto Valor Predictivo Negativo para el diagnóstico de normalidad (Tabla 24).

4.6.2 MEDIDAS RELATIVAS: DITI/DIFE

Si consideramos la variable DITI/DIFE como variable predictora de ligamento “Sano” versus “Plastia Rota” obtenemos la siguiente curva ROC cuya área bajo la curva es de 0,96 y el intervalo de confianza 0,92-1 (Fig. 50).

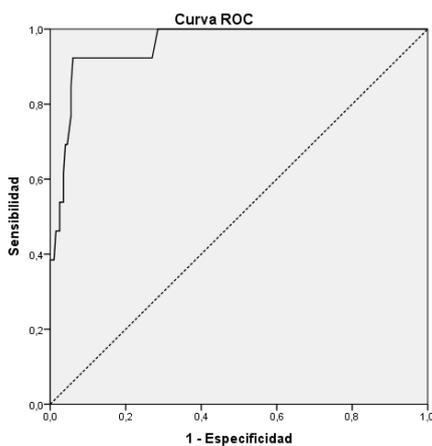


Fig.50. Curva ROC. Área bajo la curva (IC 95%) = 0,96 (0,92-1)

No se observan diferencias significativas entre el grupo control “Sano” con el de “Plastias Íntegras”. Sí se objetivan diferencias significativas ($p<0,0001$) entre estos dos grupos con el de “Plastias Rotas”, siendo el valor DITI/DIFE mayor en las rotas.

Basándonos en esta curva, el punto de corte del cociente DITI/DIFE en la predicción de plastia sana versus plastia potencialmente rota sería $\geq 1,76$, con una alta sensibilidad (92,31%), especificidad (94%) y valores predictivos para diagnosticar anclajes descompensados (Tabla 25).

	SENSIBILIDAD	ESPECIFICIDAD	VPP	VPN
DIFE > 18,6 mm	100	55	12,62	100
DITI < 31 mm	46.15	84	15,79	96
DITI/DIFE $\leq 1,76$	92,31	94	50	99,47

TABLA 25. Estimación de los límites normales en DIFE, DITI y DITI/DIFE predictores de ligamento sano.

5. DISCUSIÓN

5.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO

Se confirma que existe una proporción humana en rodillas sanas, definida por el cociente DITI/DIFE, que constituye un dispositivo cruzado de unión de cuatro barras que reproduce un comportamiento cinemático fisiológico de la rodilla. El valor de dicho cociente es de 1,45 (1,43-1,48).

Los resultados obtenidos en esta tesis caracterizan, en la población sana, las relaciones anatómicas que se establecen entre los ligamentos cruzados en base a un sistema de 4 barras tridimensional diseñado a partir de los puntos de inserción de los mismos en las superficies óseas femoral y tibial.

El desarrollo informático de los datos aportados por la RMN mediante el programa informático *Cruliant-ETSIB®* expresa las medidas de las barras de vínculo que se han expuesto anteriormente a escala real.

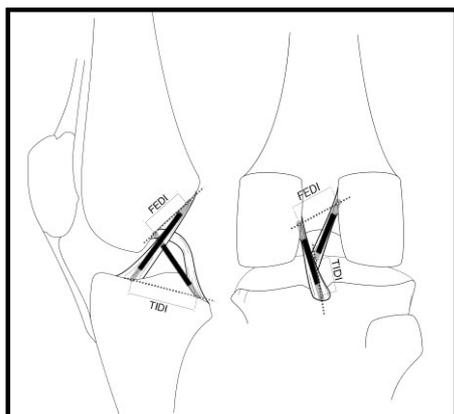


Fig.51. Dispositivo tridimensional de 4 barras.

De esta forma, se puede obtener un dispositivo tridimensional y personalizado de cada rodilla explorada (Fig.51) y se genera una tabla de variables que se organizan en los dos grupos previamente expuestos (absolutas y relativas), y que se analizarán a continuación.

5.2 VALORACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

5.2.1. VARIABLES ABSOLUTAS

a. Inserción femoral: DIFE

La distancia entre los centros de inserción de los ligamentos cruzados en el fémur en la población estudiada para esta tesis es, de media, 19,23 mm (Fig. 52). Son infrecuentes los valores por debajo de 15 mm (percentil 10).

Tanto Bradley¹⁶⁷ como O'Connor¹⁹⁶ miden, en sus estudios basados en imágenes radiológicas sagitales de la rodilla, la distancia entre las dos inserciones femorales, siendo de 14,5 mm y 12,8 mm respectivamente. Ambos autores basan sus mediciones en rodillas de cadáver visualizadas en un plano bidimensional.

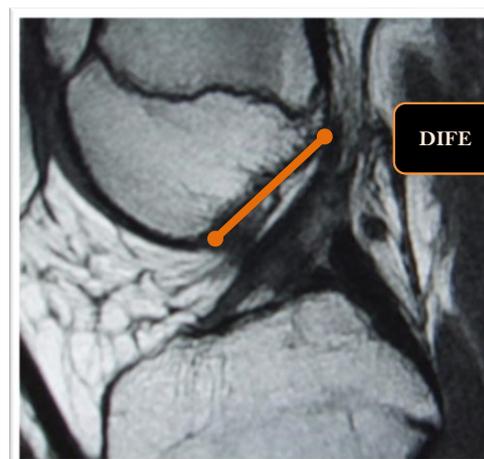


Fig.52. Vector DIFE en RMN sagital

Basándose en imágenes de RMN, Mediavilla²⁵³ ublica una distancia DIFE en el grupo de individuos sanos de 18,17 mm en el plano (distancias en el plano sagital medio), siendo de 20,35 mm en su estudio tridimensional.

Como ya hemos visto, los centros de las inserciones del LCA y del LCP en el fémur se encuentran en planos sagitales distintos. El vector que representa la distancia entre ambos puntos tiene un trayecto oblicuo, y es cuantitativamente mayor que el obtenido en un plano sagital bidimensional mediante RX o RMN. Este hecho explica las diferencias que encontramos entre los valores cuando se realiza el estudio en el plano (Bradley¹⁶⁷ 14,5 mm; O'Connor¹⁹⁶ 12,8 mm;

Mediavilla²⁵³ 18,17 mm) y los del estudio tridimensional (Mediavilla²⁵³ 20,35 mm; 19,23 mm en este estudio). Se ha comprobado que, estadísticamente, esta diferencia no influye en el análisis de los datos obtenidos ni en los resultados que de ellos se deducen¹⁹⁷.

Al realizar la división de resultados por sexos encontramos un valor de DIFE en varones de 20,59 mm frente al 18,08 mm en mujeres, hallándose entre estos dos resultados diferencias estadísticamente significativas.

Según datos antropométricos publicados en la literatura, tanto la altura como el peso y las dimensiones de las rodillas en los hombres son, de media, superiores a las de las mujeres²⁵⁸. Este hecho se mantiene en la población en Euskadi según datos de 2013 (hombres: 172,87 cm, 78,92 kg; mujeres: 160,67 cm, 65,24 kg), de la cuál nuestra población estudio supone una muestra significativa. Podemos deducir, por tanto, que a mayor tamaño de la rodilla, las distancias medidas serán a su vez proporcionalmente mayores.

En cuanto a las diferencias por lado estudiado, no se encuentran diferencias significativas entre el resultado del lado derecho (19,12 mm) y el del izquierdo (19,37 mm), sugiriendo que el valor de DIFE es independiente de la lateralidad de la rodilla estudiada.

En el ámbito de la cirugía reconstructiva del LCA, se acepta que la decisión del punto de inserción femoral de la plastia es uno de los momentos clave de la misma^{85,161}. Variaciones a este nivel tienen mayor efecto sobre la isometría final del ligamento que variaciones en la elección del punto de inserción tibial^{172,259}.

Se han estudiado los efectos que tiene sobre el comportamiento final de la plastia de LCA la variación de su inserción femoral. Dichas variaciones, aplicadas al planteamiento tridimensional presentado en esta tesis, suponen modificaciones en la magnitud de DIFE que se analizan a continuación.

Un DIFE pequeño traduce una disminución de la distancia entre las inserciones femorales de los ligamentos cruzados. Supone que el punto de inserción del LCA en el fémur se acerca al punto de inserción del LCP. Esto sucede cuando se desplaza hacia anterior la inserción a través del techo del espacio intercondíleo o sobre la cara medial del cóndilo lateral del fémur. Se considera el error más frecuente en las cirugías de ligamentoplastia¹⁶¹.

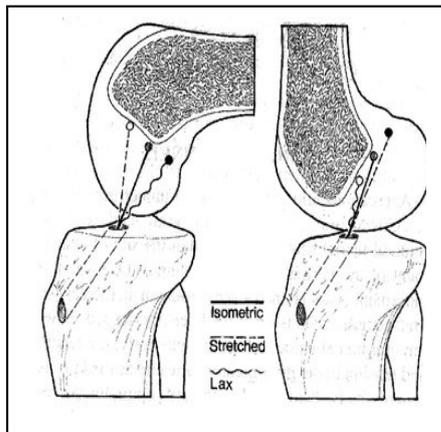


Fig.53. Comportamiento del injerto según su inserción femoral.

En esta posición, se reconstruye un ligamento que se alarga y tensa excesivamente con la flexión de la rodilla, ocasionando una limitación de la misma (Fig. 53). La tensión en el punto de fijación de la plastia aumenta y, funcionalmente, se somete a unas condiciones de estiramiento progresivo con las cargas cíclicas que la hacen más susceptibles al fallo. Se ha encontrado un 62,5% de incidencia de fracaso del injerto en túneles así ubicados²⁶⁰.

Un valor DIFE alto traduce un aumento de la distancia entre las inserciones femorales de los cruzados. Si tomamos como referencia constante al LCP, presupone una ubicación demasiado posterior de la inserción femoral del LCA. En esta situación, se reproduce un ligamento que experimenta una excesiva tensión con la extensión de la rodilla, y un ligero aflojamiento con la flexión^{261,262}.

En el estudio comparativo realizado con los datos de los pacientes intervenidos de ligamentoplastia publicados por el Dr. Mediavilla en la tesis doctoral “*Valoración objetiva de la cirugía reconstructiva del LCA*”, se observa como en el caso de los pacientes con plastias íntegras, el túnel femoral reproduce unas dimensiones comparables a las que presentan el grupo de pacientes con ligamentos sanos (Sanos 19,23 mm, Plastias Íntegras 18,44 mm). No obstante, cuando se comparan estos dos grupos con los pacientes con plastias rotas el valor es unos 4 mm menor que en los anteriores, siendo de 15,07 mm. Esto se traduce

clínicamente en una disminución de la distancia entre los puntos centrales de las inserciones de los ligamentos cruzados en el fémur. En esta situación, como se ha comentado previamente, con los ciclos repetidos de flexión de la rodilla el LCA experimenta un estiramiento excesivo que facilita su rotura.

Estos resultados confirman los obtenidos en la citada tesis doctoral, en los que se relacionan valores de DIFE bajos con fracasos a medio plazo en las plastias reconstruidas. Un ligamento así reproducido se aleja de la normalidad existente en la población.

b. Inserción tibial: DITI

El valor DITI en la población estudiada es, de media, 27,78 mm (Fig.54). Son infrecuentes los valores por encima de 32,63 mm (percentil 90).

Como se ha visto en la introducción a esta tesis, existen en la literatura tanto estudios anatómicos sobre piezas como estudios basados en imágenes radiológicas o mediciones por RMN que definen la distancia entre las inserciones de los ligamentos cruzados en la tibia.

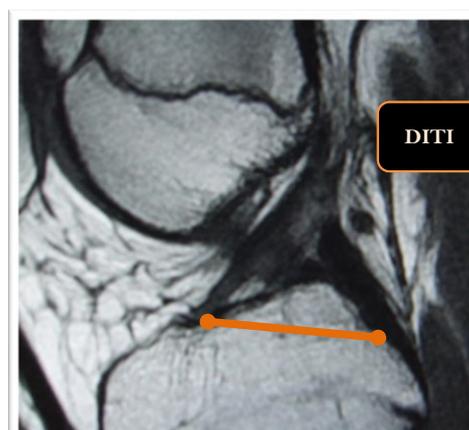


Fig.54. Vector DITI en RMN sagital.

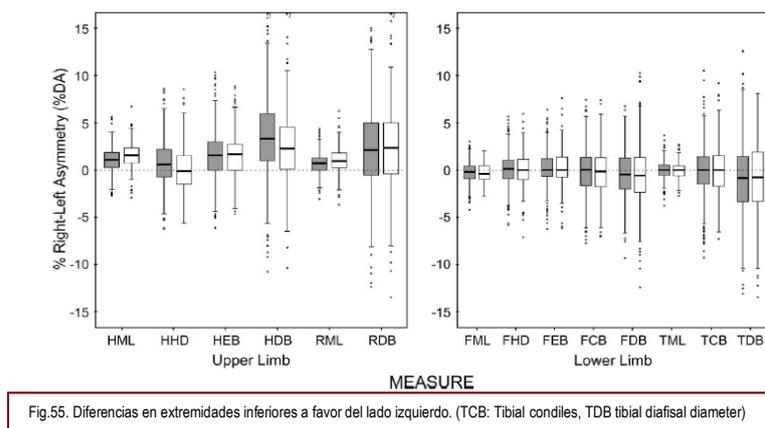
Si bien los puntos de referencia tomados tanto en el caso del LCA como del LCP varían dependiendo del estudio (retro eminence ridge, límite anterior o posterior del ligamento, punto central de inserción del ligamento), el valor medio es de 30,5 mm^{167,196,253}, independientemente del método que se haya empleado para calcularlo.

Esto es así porque, a diferencia de lo que sucede en el fémur, la inserción de ambos ligamentos cruzados se sitúa en el mismo plano sagital y por tanto el

vector que se obtiene representa la distancia real entre los dos puntos centrales de inserción.

Al realizar la división de resultados por sexos encontramos un valor de DITI en varones de 29,59 mm frente a 26,32 mm en mujeres, hallándose entre estos dos valores diferencias estadísticamente significativas. Del mismo modo que sucedía con la medición de las distancias en el fémur, las diferencias antropométricas entre hombres y mujeres justifican a su vez la diferencia en la medición absoluta de dicha distancia.

También se encuentran diferencias significativas entre el resultado del lado derecho (28,27 mm) y el del izquierdo (27,20 mm). El valor DITI es de media mayor en las rodillas derechas. De estos valores se podría deducir que existe una diferencia anatómica entre las tibias derechas e izquierdas en la población estudiada y que se traduciría en un aumento de la distancia entre los centros de las inserciones de los ligamentos cruzados.



No obstante, los artículos antropológicos revisados hablan de una asimetría en las extremidades inferiores que iría a favor del lado no dominante, el izquierdo^{263,264}(Fig. 55). Mientras que en el caso de las extremidades superiores esa diferencia es manifiesta al lado dominante (el derecho), relacionado con factores mecánicos y ambientales que condicionan un mayor desarrollo, en el caso de las extremidades inferiores no se ha encontrado una explicación a esa asimetría²⁶⁵.

Algunos antropólogos hablan sobre la dominancia alternante de extremidades presente en los homínidos cuando eran cuadrúpedos, que podría haberse transmitido genéticamente²⁶⁶.

Con los datos disponibles no se puede explicar si la diferencia observada en la población a estudio de esta tesis es debida al mayor desarrollo de la pierna derecha en nuestra población, a una característica propia de la muestra estudiada o define a la población general en la actualidad. En la recogida de datos de esta tesis no se ha recabado información sobre el lado dominante en las extremidades inferiores de las personas estudiadas, lo que podría haber generado un sesgo de selección no controlado.

En el ámbito de la cirugía reconstructiva del LCA, las variaciones de posición en el punto de inserción tibial tienen menos influencia en el comportamiento final del ligamento que en el caso de la inserción femoral. Este hecho se explica porque el área de isometría en la superficie de inserción tibial (en el plano sagital) es más extensa que en la femoral.

Una disminución de la distancia DITI implica una posteriorización excesiva de la inserción tibial del LCA. En estas circunstancias, se reproduce un ligamento que potencialmente presenta un conflicto de espacio (impingement) con el LCP y se tensa excesivamente con extensión de la rodilla²⁶⁷.

Una inserción demasiado anterior del LCA en el plano sagital ocasiona un impingement del injerto con el techo del espacio intercondíleo cuando la rodilla se extiende, impidiendo en ocasiones su extensión completa²⁶⁸. Este conflicto de espacio con el techo del espacio intercondíleo puede conllevar la rotura de las fibras más anteriores del LCA y ser causa de derrames sucesivos en la rodilla y un remodelado del ligamento que se ha relacionado con la lesión “ciclops” que limita la extensión de la rodilla²⁰². La localización anterior de la inserción tibial, que se traduce en los parámetros estudiados en un aumento de la distancia DITI, puede

ocasionar una tensión excesiva del ligamento con la flexión de la rodilla y favorecer su re-rotura^{203,269}.

De forma análoga a lo comentado en el caso de la variable DIFE, se ha comparado el resultado de la variable DITI en la población sana de este estudio con los dos subgrupos de pacientes intervenidos publicados en la tesis doctoral del Dr. Mediavilla. En este caso, no se observan diferencias significativas en el valor DITI entre el grupo de sanos de esta tesis (27,78 mm) y el de plastias íntegras (25,48 mm). Sin embargo, el valor de DITI en los pacientes con plastias rotas es mayor (con significación estadística) que en los otros dos grupos, siendo de 29,44 mm. De este modo, son relacionables valores de DITI altos con aumento de la frecuencia de impingement del injerto con la escotadura intercondílea y el fracaso a medio plazo de una ligamentoplastia. La unidad funcional así reconstruída se aleja de la normalidad existente en la población, generando un dispositivo aberrante.

c. LCA

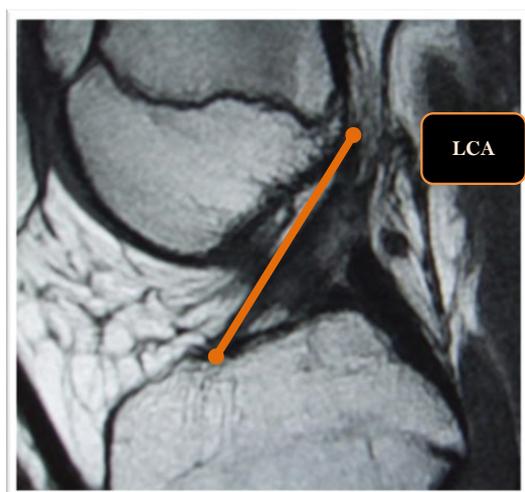


Fig.56 Vector LCA en RMN sagital.

La media de longitud del LCA en la población estudiada es de 31,66 mm. Este valor expresa la distancia existente entre el punto medio de la inserción femoral y el punto medio de la inserción tibial (Fig.56). Realizamos la exploración RMN con la rodilla en extensión, posición en la que el LCA se encuentra tenso por lo que el valor medido representa la longitud real del eje central del ligamento.

En las mediciones radiológicas realizadas por Bradley¹⁶⁷ y O'Connor¹⁹⁶ el vector de LCA mide 32 mm y 29,9 mm respectivamente. En las mediciones realizadas por Mediavilla²⁵³ mediante RMN el valor de LCA es de 31,70 mm.

Estos valores concuerdan con los estudios anatómicos basados en disecciones de rodilla cadáver publicados en la literatura, en los que se acepta que la longitud media del LCA es de 32 mm^{32,43,44,45,46,47,48}. Así pues, el dimensionamiento del LCA parece ser independiente del método que se escoja para estudiarlo, mostrando universalidad en las mediciones.

Si distinguimos por sexos, existen diferencias estadísticamente significativas entre el valor LCA en hombres (34,02 mm) y en mujeres (29,65 mm). Los datos reafirman las diferencias antropométricas expresadas anteriormente. No obstante, no habría diferencias al compararlo por lado, siendo la media de la rodilla derecha de 31,49 mm y la de la izquierda de 31,86 mm.

d. LCP

Su valor medio en nuestra población de estudio es de 31,90 mm.

El vector LCP expresa la distancia del vector tendido en línea recta existente entre el punto medio de la inserción femoral y el punto medio de la inserción tibial (Fig. 57). Representa vectorialmente al LCP, que presenta un pliegue cerca de su inserción femoral cuando la rodilla está en extensión.

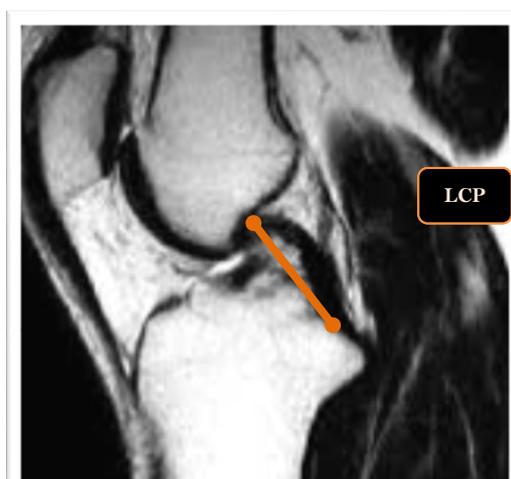


Fig.57. Vector LCP en RMN sagital.

Supone una adaptación del ligamento a la rotación externa de la tibia que acontece en los últimos grados de extensión de la rodilla, cuando se pone en contacto directo el borde posterior tenso del LCA con el LCP en posición más relajada.

En las mediciones radiológicas realizadas por Bradley¹⁶⁷ y O'Connor¹⁹⁶ el vector de LCP mide 28,5 mm y 32,2 mm respectivamente. En las mediciones realizadas por Mediavilla²⁵³ mediante RMN el valor de LCP medido tanto en el plano como en tridimensional es de unos 36 mm. Las diferencias entre estas mediciones podrían deberse a la elección de los puntos centrales de las inserciones ligamentosas. La inserción tibial del LCP es amplia y no queda bien definido, en los estudios basados en radiologías simples, cuál es el punto escogido como centro. Una posible limitación de los resultados sería la muestra estudiada, reducida en todos los casos (4-32 rodillas).

La longitud media del LCP publicada en la literatura es de 32-38 mm¹¹¹. En este caso, la mayor parte de mediciones se realizan en disecciones anatómicas de rodillas cadáver. La diferencia entre estos valores y el resultado de esta tesis se explica por el acodamiento presente en el ligamento con la rodilla en extensión, que obliga a simplificar con una línea recta una estructura que en realidad hace un giro y tiene mayor longitud.

Tal como ha sucedido en el resto de mediciones absolutas, encontramos diferencias estadísticamente significativas entre el valor LCP en hombres (33,62 mm) y en mujeres (30,43 mm). No habría diferencias según el lado estudiado, siendo la media de la rodilla derecha de 32,22 mm y la de la izquierda de 31,52 mm.

5.2.2. VARIABLES RELATIVAS

a. DIFE/LCP

Refleja el valor de la barra de vínculo femoral escalada, de forma que sea independiente al tamaño de la rodilla. Su valor medio es de 0,62 (0,009). El intervalo de confianza del 95% está entre el límite inferior 0,60 y el superior 0,64, evidenciándose una mínima dispersión de los resultados obtenidos pudiendo

considerarse este valor como una constante representativa del dispositivo de 4 barras cruzadas analizado.

No encontramos diferencias estadísticamente significativas entre el resultado en varones (0,62) frente al de mujeres (0,62). El valor de DIFE, diferente en su valor absoluto, se equilibra cuando se analiza de forma proporcional al tamaño de la rodilla.

Tampoco se encuentran diferencias significativas entre la media del lado derecho (0,61) y el del izquierdo (0,63). La variable DIFE mantiene su proporcionalidad en la rodilla independientemente del lado estudiado.

b. DITI/LCP

Refleja el valor de la barra de vínculo tibial escalada, de forma que sea independiente al tamaño de la rodilla. Su valor medio es de 0,87 (0,05). El intervalo de confianza del 95% está entre el valor inferior 0,86 y el superior 0,88, evidenciándose una mínima dispersión de los resultados obtenidos pudiendo considerarse este valor como una constante representativa del dispositivo de 4 barras cruzadas analizado.

No se encuentran diferencias significativas en los resultados de este valor entre hombres (0,87) y mujeres (0,86), como tampoco entre los del lado derecho (0,87) y del izquierdo (0,87). El valor de DITI, diferente por sexos y lados en su valor absoluto, se equilibra cuando se analiza de forma proporcional al tamaño de la rodilla.

c. LCP/LCA

Las longitudes del LCA y del LCP muestran una relación relativamente constante con un cociente cuyo valor medio es de 1,02 (0,01), lo que indica valores ligeramente superiores del LCP con respecto al LCA. El intervalo de confianza del

95% está entre el límite inferior 0,99 y el superior 1,05, evidenciándose una mínima dispersión de los resultados obtenidos pudiendo considerarse este valor como una constante representativa del dispositivo de 4 barras cruzadas analizado.

Es una variable que relaciona las longitudes de los dos ligamentos sin representar una referencia anatómica espacial entre las dos.

Aunque no es un parámetro que aparezca en las referencias bibliográficas presentes en este estudio, se ha calculado el valor de esta variable a partir de las dimensiones de los ligamentos cruzados en estudios en los que se realicen mediciones de la longitud de ambos. Es así que, con los valores publicados por Girgis⁶⁰ en su clásico estudio sobre rodillas cadáver el valor de LCP/LCA es de 0,99 (38,1/ 38,2). Según los estudios radiológicos de Bradley¹⁶⁷ el valor del cociente es de 0,89 (28,5/32), mientras que O'Connor¹⁹⁶ obtiene resultados algo mayores siendo de 1,07 (32,2/29,9). En su estudio con imágenes por RMN Mediavilla²⁵³ publica un cociente LCP/LCA de 1,13 (36/31,70).

Independientemente de la técnica empleada, la tendencia del parámetro LCP/LCA es hacia el equilibrio, representando una longitud similar en LCA y LCP.

Esta relación se mantiene constante sin hallarse diferencias significativas en la división de nuestra muestra por sexos (hombres: 0,99/ mujeres: 1,05) o por lados (derecha: 1,03/izquierda: 1,00).

Si nos situamos en el marco de una teórica reconstrucción ligamentosa, la normalidad de dicho valor no representaría de forma inequívoca la normalidad del complejo reconstruido, ya que hay errores que pueden reproducirse y compensarse durante la cirugía de forma simultánea. Una plastia cuyas inserciones femoral y tibial se inserten demasiado anteriores podrían reproducir unas dimensiones normales de ambos ligamentos y, a su vez, un cociente normal. Este cociente relaciona ambas longitudes sin orientarnos sobre su relación espacial. Nos invita a

realizar reconstrucciones armónicas dependiendo del tamaño de la rodilla afectada, siendo mayores cuanto mayor sea el tamaño de la rodilla. No se trata sólo de reconstruir el LCA roto, sino de hacerlo vinculado al LCP nativo y en armonía con este.

d. DITI/DIFE

Este cociente representa una magnitud objetiva de relación entre ambas inserciones de los ligamentos cruzados. Su comportamiento equilibrado en la anatomía es el objeto de estudio de esta tesis, constituyendo un valor constante.

El valor medio de dicho cociente es de 1,45 (0,01). El intervalo de confianza del 95% está entre el límite inferior 1,43 y el superior 1,48, evidenciándose una mínima dispersión de los resultados obtenidos pudiendo considerarse este valor como una constante representativa del dispositivo de 4 barras cruzadas analizado (Fig. 58).

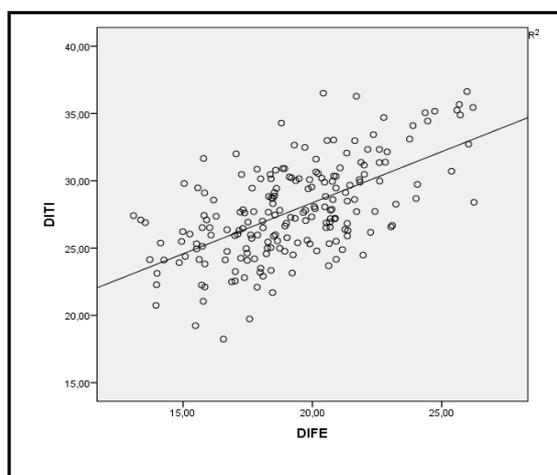


Fig.58. Gráfico de dispersión DITI/DIFE

La comparación de esta variable entre sexos no muestra diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos, siendo dicho valor en los hombres de 1,44 y en las mujeres de 1,47.

Si lo comparamos por lado, existen diferencias significativas entre los dos grupos. El valor obtenido en las rodillas derechas (1,49) es ligeramente superior al obtenido en rodillas izquierdas (1,41). La diferencia a favor de las rodillas derechas refleja la diferencia existente en el valor absoluto DITI que es mayor en rodillas derechas que en las izquierdas.

El análisis pormenorizado de los datos nos revela que, en el caso de los hombres, el valor DITI/DIFE de las rodillas derechas es de 1,49, siendo mayor que el de las izquierdas que es de 1,38. Eso no sucede en el caso de las mujeres, en las que el valor en rodillas derechas (1,49) e izquierdas (1,44) no muestran diferencias.

En el subgrupo de los hombres, el valor DIFE no muestra diferencias según el lado analizado. El DITI sin embargo es mayor en las rodillas derechas (30,40) que en las izquierdas (28,39) ($p= 0,008$).

Así pues, la diferencia en el valor DITI/DIFE entre rodillas derechas e izquierdas es debido a la existencia de una diferencia de esta variable en el subgrupo de los hombres. Como se ha comentado en el análisis de la variable DITI, se podría deducir que un DITI mayor representa la existencia de una tibia de mayores dimensiones estando presente en el lado dominante en la población (el derecho). Los motivos por los cuáles existe esa diferencia y está presente únicamente en el sexo masculino exceden a los objetivos de esta tesis.

No hay que obviar, no obstante, que la existencia de estas diferencias podría explicarse también o bien por un posible sesgo de información incurrido por parte del observador (en la medición de las RMN o en el procesamiento de los datos) o a un sesgo de selección de la muestra por características poblacionales no controladas (edad, ocupación laboral o deportiva, antecedentes traumáticos).

El concepto DITI/DIFE expresa de forma fehaciente los errores más frecuentes en la técnica quirúrgica que son, como se ha comentado, la existencia de un túnel femoral o tibial demasiado anteriores. Tanto el aumento del valor DITI como la disminución del valor DIFE matemáticamente se expresan en la misma dirección del cociente. En ambos casos, de forma aislada o simultánea, esos errores se traducen en un incremento del valor de este cociente. Representa entonces de forma objetiva los efectos perjudiciales que tendrían estas localizaciones para un potencial injerto.

Si comparamos el valor DITI/DIFE del presente grupo de pacientes sanos con las mediciones de los pacientes intervenidos publicadas en la tesis doctoral del Dr. Mediavilla, los pacientes con plastias íntegras presentan valores similares a nuestro grupo de pacientes sanos (Sanos 1,45 mm, Plástias Íntegras 1,42). Cuando se comparan estos dos grupos con el de las plastias rotas, cuyo valor es de 1,98, se evidencian diferencias significativas. Las plastias que reproducen una relación equilibrada entre los puntos de inserción de ambos ligamentos cruzados tienen, a la vista de estos datos, resultados clínicos más favorables que las que se alejan de dicha relación. Con los presentes datos, se podría establecer un $DITI/DIFE \geq 1,76$ con una alta sensibilidad y especificidad para diagnosticar plastias descompensadas.

5.3 APLICACIÓN PRÁCTICA DE LOS RESULTADOS

Los ligamentos cruzados de la rodilla son básicos en la cinemática de la rodilla, y su función está directamente relacionada con la anatomía. Aunque el conocimiento anatómico y biométrico de los mismos es ya extenso, se siguen publicando estudios utilizando técnicas cada vez más precisas, y que analizan con mayor detalle la ubicación exacta de sus inserciones nativas.

Cuando el ortopeda se enfrenta al reto de reconstruir un ligamento cruzado dañado se enfrenta principalmente a dos objetivos:

- Restaurar la estabilidad de la rodilla lesionada a los niveles iniciales. Para ello, resulta crucial mantener el patrón de relación entre los ligamentos cruzados, que puede representarse por un modelo de cuatro barras cruzadas.

- Reproducir la cinemática de la rodilla a niveles previos a la lesión. Esto implica reconstruir un ligamento que reproduzca unas condiciones de laxitud e isometría fisiológicas.

Hay varios factores que afectan al éxito o fracaso final de dichas reconstrucciones: la existencia de lesiones concomitantes en la rodilla (daño en estructuras ligamentosas y capsulares, en el cartílago articular, meniscos), la técnica quirúrgica^{94,270,271}, la rehabilitación posterior²⁷² y las expectativas del paciente^{273,274}. Pero el motivo principal de fracaso es la malposición de los túneles femoral y tibial.

Cuando los puntos de inserción ligamentosa se sitúan erróneamente, la plastia de sustitución reproduce unas condiciones de laxitud e isometría no fisiológicas. Se genera una situación de compromiso espacial y funcional que, con el tiempo, puede ocasionar el fracaso progresivo del neoligamento.

Esta malposición de los túneles se relaciona, principalmente, con localizaciones intraarticulares demasiado anteriores de los mismos. En el caso del túnel femoral, la anteriorización excesiva del túnel se relaciona en la literatura con las dificultades existentes desde una visión artroscópica anterior para localizar la posición “over the top”. La malposición tibial anterior se atribuye a la distorsión óptica del artroscopio desde anterior, por la que el muñón restante de LCA tiende a visualizarse más anterior de la posición que realmente ocupa.

Existen otros factores que condicionan la capacidad de los injertos para reproducir las condiciones fisiológicas originales de los ligamentos cruzados. Por un lado, los sustitutos ligamentosos existentes son cilíndricos, y eso obliga al cirujano a escoger un área de inserción igual a la sección media del ligamento en lugar de reproducir la superficie completa del área de inserción, que es más grande. Además, la filosofía predominante hasta hace unos años para reconstruir los ligamentos cruzados se ha basado en reproducir uno de sus haces funcionales (el haz anteromedial en el caso del LCA o el anterolateral en el caso del LCP). Estudios observacionales a medio plazo apuntan a que, en el caso del LCA, estas

reconstrucciones logran limitar la traslación tibial anterior pero son insuficientes para el control de la estabilidad rotatoria²⁷⁵.

Gracias a las investigaciones constantes que se realizan en el campo de los ligamentos cruzados de la rodilla se han ido desarrollando herramientas que facilitan al ortopeda la localización de los injertos durante la cirugía²⁷⁶. En su mayoría, estas herramientas toman como referencia los puntos óseos definidos en la introducción a esta tesis, buscando no sólo restaurar las dimensiones y orientación originales de los ligamentos cruzados, sino también sus lugares de inserción con la mayor precisión posible.

Aunque efectivamente los resultados de las técnicas quirúrgicas empleadas hasta la fecha han sido efectivas, estudios a largo plazo han demostrado que hasta un 30% de pacientes manifiestan sus dificultades en recuperar el nivel de actividad previo a la lesión tras la cirugía^{277,278}.

Si consideramos los ligamentos cruzados como una unidad funcional central en la rodilla que permite el correcto y equilibrado funcionamiento de la misma, la reconstrucción aislada de cualquiera de sus elementos debería reproducir potencialmente dicha relación. Esta estructura está representada por un dispositivo tridimensional cruzado de cuatro barras que se define por los puntos centrales de inserción en la tibia y en el fémur de los ligamentos cruzados anterior y posterior.

Establecer un patrón anatómico de referencia en la rodilla que represente esta realidad y que pueda ser reproducible en la práctica clínica nos permite, además de poder reconstruir un ligamento *anatomométrico*, respetar esa interrelación que constituye el pivote central de la rodilla y que es indispensable para su correcto funcionamiento.

Dicho patrón se ve representado por la constante que resulta de relacionar las distancias entre los puntos centrales de inserción de los ligamentos cruzados en la rodilla, y que hemos definido en este estudio como DITI/DIFE. El valor de

esta variable en la población sana, de 1,45, representa el dispositivo tridimensional cruzado de cuatro barras presente en las rodillas normales.

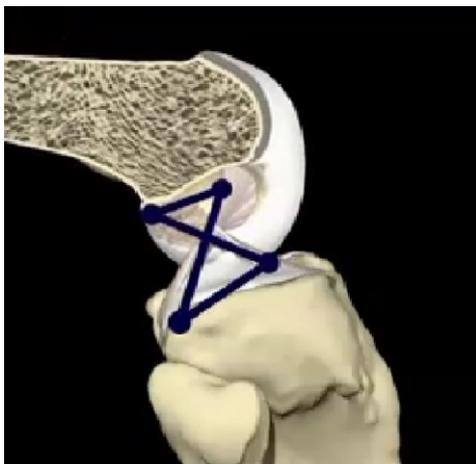


Fig. 59. Dispositivo tridimensional de 4 barras cruzadas en rodilla sana

Este valor podría ser la base para generar, de forma pre-quirúrgica, un dispositivo de 4 barras individualizado para cada paciente que remede el patrón anatomométrico original (Fig. 59). En el caso de lesiones del LCA, si tomamos como referencia el LCP no dañado, se genera un sistema de 4 barras propio que remede el patrón anatómico existente en la población general.

La posibilidad de reconstruir este dispositivo tridimensional proporcionaría al cirujano ortopeda una herramienta eficaz para aumentar la precisión en el momento más delicado de la cirugía: la ubicación de los túneles femoral y tibial. Supone la existencia de un nuevo marco de referencia gracias al cual se puede realizar una réplica anatómica y precisa de los ligamentos cruzados de la rodilla manteniendo las relaciones entre ambos ligamentos durante el rango del movimiento, ya que como hemos visto funcionan fisiológicamente como un todo.

La literatura muestra como la cirugía navegada puede aumentar la precisión en la cirugía de ligamentoplastia^{279,280}. Desde sus inicios en 1990 se han ido desarrollando “software” informáticos más precisos que intentan desarrollar una cirugía más reproducible y cuantificable²⁸¹, permitiendo no sólo determinar la localización exacta de los túneles mediante un sistema de infrarojos sino también valorar la estabilidad articular durante la cirugía.

Los sistemas informáticos más frecuentemente usados en la actualidad (Surgetics Station®^{160,282}, Orthopilot®²⁸³, Amplivision®, Klee system®²⁸⁴, Arcadis Orbic 3-D²⁸⁵) adquieren en primer lugar referencias anatómicas y cinemáticas

extra-articulares que permiten reproducir los ejes y la movilidad de cada rodilla. Posteriormente, se toman puntos de referencia intra-articulares tanto en la tibia como en el fémur. Las referencias en la tibia son la parte anterior del LCP, la parte posterior del cuerno anterior del menisco lateral y la espina medial tibial. En el fémur se toman diferentes puntos en el techo del espacio intercondíleo, en la parte anterior del espacio intercondíleo, y dos puntos en la posición “over-the-top” (Fig.60).

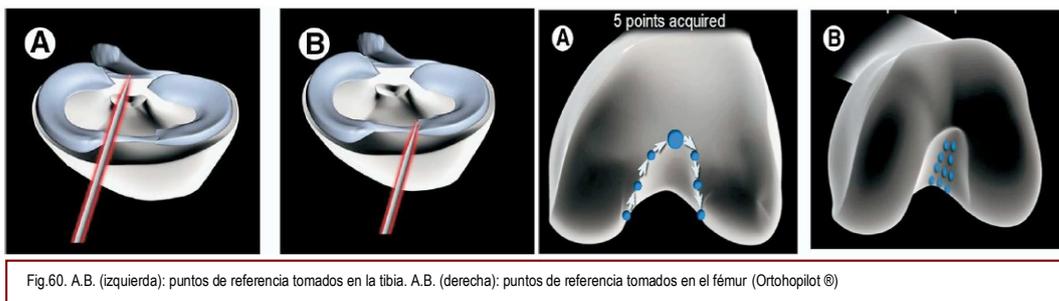


Fig.60. A.B. (izquierda): puntos de referencia tomados en la tibia. A.B. (derecha): puntos de referencia tomados en el fémur (Orthopilot ©)

Los diferentes sistemas navegados dan información al cirujano sobre la localización precisa de los túneles que se labran, su potencial “impingement” y la isometría final del posible injerto durante la cirugía. Los datos que proporciona pueden emplearse bien para ayudar al cirujano a ubicar los túneles tibial y femoral durante la cirugía, bien para registrar la posición de los mismos una vez ya labrados.

Hasta la fecha, la navegación se basa en la recreación de unos puntos de inserción del LCA que reproduzcan un sistema isométrico y libre de conflictos en la escotadura intercondílea durante la flexo-extensión, y que restituyan una articulación estable (valorados todos estos datos intraquirúrgicamente). Permite generar un modelo volumétrico de un ligamento cruzado particular pero ni lo mide ni lo relaciona recreando la estructura anatómica central existente en las rodillas humanas, y que está representada por el “four-bar linkage”.

Los resultados versados en esta tesis, que se demuestran constantes en la población estudiada, podrían considerarse un nuevo marco de referencia para los sistemas de navegación quirúrgica.

La relación DITI/DIFE nos permite, a su vez, valorar postquirúrgicamente las plastias intervenidas que clínicamente se manifiestan con inestabilidad y dolor. Se puede reconstruir, sobre una imagen RMN de la rodilla intervenida, el dispositivo de 4 barras representativo de la población sana para poder valorar el origen real del problema: si la causa de dicha inestabilidad se encuentra en una errónea ubicación de los túneles o en una incorrecta relación entre ambos ligamentos cruzados.

Según el análisis de los datos obtenidos, la distancia máxima entre las inserciones tibiales (DITI) de ambos ligamentos cruzados sería de 31 mm (S: 46,15%, E: 84%). La distancia máxima entre las inserciones femorales (DIFE) sería de 18,6 mm (S: 100%, E: 55%). Distancias mayores en la tibia o menores en el fémur reproducen un dispositivo cuyo comportamiento se aleja de la isometría fisiológica y podría tener mayor predisposición a lesionarse.

El uso del cociente DITI/DIFE se postula como referencia para optimizar la situación de las inserciones tibial y femoral de la plastia reconstructiva del LCA tomando como referencia el LCP, así como para valorar el éxito de la reconstrucción. Su valor en la población sana es de 1,45.

Se establece el valor 1,76 (S: 92,31%, E: 94%) como límite a partir del cual se reproduciría un sistema ligamentoso descompensado y aberrante, que podría funcionar en una situación persistente de inestabilidad que predisponga a la lesión.

Al tratarse éste de un estudio de tipo descriptivo no se pueden establecer relaciones de causalidad con los datos obtenidos. La muestra con la que se comparan los datos la presente tesis es demasiado pequeña para establecer resultados con significación estadística que podrían ser objeto para futuras líneas de investigación.

Una de las limitaciones de este estudio es la existencia de un posible sesgo de selección. La muestra utilizada podría no ser representativa de la población general ya que se trata de una muestra hospitalaria y no aleatoria de la población; es decir, pacientes que por algún motivo acuden al hospital con problemas en la rodilla a los cuales se les hace una RMN que resulta ser normal. Existe la posibilidad que, al no haber sido seleccionada mediante procedimientos aleatorios puros, tenga algunas características que la hagan diferente de la población general y que existan variables no controladas (ocupación laboral, actividad deportiva, antecedentes traumáticos) que puedan influir en los valores de los parámetros estudiados.

6. CONCLUSIONES

Los ligamentos cruzados reproducen en la rodilla un modelo tridimensional cruzado de 4 barras análogo al descrito por Bradley, relacionando las inserciones óseas de ambos ligamentos.

El objetivo principal de este trabajo consistía en obtener, mediante mediciones basadas en RMN, las referencias antropométricas existentes entre el LCA y el LCP en la población sana, detectando su posible relación constante. Según los resultados de esta tesis, las medidas de las distancias entre las inserciones de los ligamentos cruzados de cada hueso (expresado por el cociente DITI/DIFE) guardan una relación antropométricamente constante.

El valor de esta relación constante DITI/DIFE para la población sana estudiada representa una magnitud objetiva de relación entre las inserciones de los ligamentos cruzados en cada hueso, cuyo valor medio es de 1,45.

En cuanto a los objetivos secundarios planteados, se determina lo siguiente:

- a) El programa Cruliant-ETSIB® es un “software” validado que procesa los datos proporcionados por el iman de la RMN para convertirlos en mediciones descriptivas del dispositivo de cuatro barras tridimensional descrito.
- b) El posibilismo aportado por la RMN que nos proporciona imágenes que aportan datos no sólo cualitativos (estado del ligamento original o de la plastia) sino también cuantitativos (distancias en el ligamento nativo, comparación de la ubicación teórica con la plastia reconstructiva).
- c) La reproducción de un sistema de 4 barras tridimensional universal permitiría, ante la necesidad de una cirugía reconstructiva de LCA, reproducir un modelo de dispositivo concreto para cada paciente, aumentando la precisión quirúrgica. Este dispositivo está representado por el cociente DITI/DIFE.

- d) Las mediciones obtenidas en la población sana podrían determinar los puntos de corte a partir de los cuales un dispositivo anatómico concreto podría ser calificado como normal. Aunque los resultados del estudio comparativo no son concluyentes por ser el grupo de pacientes intervenidos pequeño, la tendencia que siguen los resultados invita a pensar en la utilidad de los resultados como test diagnóstico de normalidad anatómica.

Como corolario de los resultados del presente estudio, y abriendo una nueva vía a futuras investigaciones, se puede decir que el modelo anatómico representado por el cociente $DITI/DIFE$ fisiológico se presenta como herramienta complementaria para valorar de forma objetiva los resultados de las ligamentoplastias de la rodilla debido a su valor constante.

7. ANEXOS

ANEXO 1: MEDICIONES

CUADRO DE VARIABLES TRIDIMENSIONALES

	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
1	DIFE	Barra de vínculo femoral
2	DITI	Barra de vínculo tibial
3	LCA	Longitud LCA
4	LCP	Longitud LCP
5	DIFE/LCP	Barra de vínculo femoral escalada
6	DITI/LCP	Barra de vínculo tibial escalada
7	LCP/LCA	Relación entre ambos cruzados
8	DITI/DIFE	Cociente entre la barra de vínculo tibial y la femoral

MEDICIONES REALIZADAS

	SEXO	EDAD	LADO	1	2	3	4	5	6	7	8
1	H	27	D	18,92	30,91	33,43	35,44	0,53	0,87	1,06	1,63
2	H	27	I	20,92	24,16	31,8	31,52	0,66	0,77	0,99	1,15
3	H	35	D	22,42	27,72	39,42	34,63	0,65	0,8	0,88	1,24
4	M	43	D	24,01	28,68	37,3	34,46	0,7	0,83	0,92	1,19
5	H	46	D	15,83	29,1	31,35	33,87	0,47	0,86	1,08	1,83
6	M	26	D	16,28	27,36	25,56	30,37	0,54	0,9	1,19	1,68
7	H	48	D	17,44	24,96	28,6	26,23	0,66	0,95	0,92	1,43
8	H	26	I	21,35	28,49	37,46	34,09	0,63	0,85	0,91	1,33
9	H	26	I	20,83	30,36	31,89	31,6	0,66	0,96	0,99	1,46
10	M	58	I	15,91	27,09	27,57	33,67	0,47	0,8	1,22	1,7
11	M	25	D	18,74	24,98	30,12	29,85	0,63	0,84	0,99	1,33
12	H	20	D	21,63	28,61	36,43	30,82	0,7	0,93	0,85	1,32
13	M	50	D	17,51	26,93	25,95	33,13	0,53	0,81	1,28	1,54
14	M	32	I	15,52	24,93	25,53	29,58	0,52	0,84	1,16	1,61
15	H	29	D	15,04	29,8	32,85	33,19	0,45	0,9	1,01	1,98
16	H	27	I	24,36	35,06	36,17	40,6	0,6	0,86	1,22	1,44
17	H	76	I	23,09	26,68	33,35	35,24	0,66	0,76	1,06	1,16
18	M	57	I	17,73	27,71	25,13	36,17	0,49	0,77	1,44	1,56
19	H	43	D	22,76	34,7	38,07	41,75	0,55	0,84	1,1	1,52
20	M	56	D	20,48	28,06	32,48	35,15	0,58	0,8	1,08	1,37
21	M	23	I	21,45	29,67	34,78	41	0,52	0,72	1,18	1,38
22	H	39	D	20,42	36,51	31,41	46,81	0,44	0,78	1,49	1,79
23	M	71	I	21,64	32,98	32,82	40,14	0,54	0,82	1,22	1,52
24	M	48	D	22,6	29,98	11,28	36,7	0,62	0,82	3,25	1,33
25	M	30	I	19,33	27,21	31,5	35,92	0,54	0,76	1,14	1,41
26	M	68	D	18,61	29,43	28,4	34,99	0,53	0,84	1,23	1,58

	SEXO	EDAD	LADO	1	2	3	4	5	6	7	8
27	M	60	D	13,36	27,09	26,75	31,91	0,42	0,85	1,19	2,03
28	H	63	I	21,88	31,37	31,04	37,24	0,59	0,84	1,2	1,43
29	M	35	D	21,82	30,09	34,58	39,46	0,55	0,76	1,14	1,38
30	M	31	I	23,04	26,57	34,33	36,46	0,63	0,73	1,06	1,15
31	M	40	D	18,47	28,3	31,35	32,62	0,57	0,87	1,04	1,53
32	H	48	D	25,38	30,71	35,45	37,11	0,68	0,83	1,05	1,21
33	H	36	D	22,14	32,33	37,21	36,78	0,6	0,88	0,99	1,46
34	H	29	D	20,36	30,2	31,52	37,83	0,54	0,8	1,2	1,48
35	H	40	I	21,28	29,13	36,55	32,42	0,66	0,9	0,89	1,37
36	H	25	D	23,76	33,1	38,1	36,96	0,64	0,9	0,97	1,39
37	H	52	D	20,57	32,99	36,16	37,23	0,55	0,89	1,03	1,6
38	M	45	I	19,9	25,31	28,24	30,75	0,65	0,82	1,09	1,27
39	M	58	I	15,79	31,66	24,26	37,29	0,42	0,85	1,54	2
40	H	87	D	22,36	33,43	36,48	35,59	0,63	0,94	0,98	1,5
41	H	58	D	21,7	36,28	27,88	39,02	0,56	0,93	1,4	1,67
42	M	32	D	17,61	25,97	27,08	32,48	0,54	0,8	1,2	1,47
43	H	35	D	19,3	32,65	34,96	33,47	0,58	0,98	0,96	1,69
44	M	30	D	17,88	25,97	31,94	34,46	0,52	0,75	1,08	1,45
45	H	31	I	18,07	27	26,57	36,21	0,5	0,75	1,36	1,49
46	M	72	D	18,41	28,73	28	29,61	0,62	0,97	1,05	1,56
47	M	31	I	18,53	29,13	24,79	34,68	0,53	0,84	1,4	1,57
48	H	71	D	17,86	30,86	30,35	35,34	0,51	0,87	1,16	1,73
49	M	49	D	17,05	32	37,31	38,87	0,44	0,82	1,04	1,88
50	H	40	D	18,85	30,91	32,98	36,95	0,51	0,84	1,12	1,64
51	H	39	I	23,89	34,1	32,54	41,49	0,58	0,83	1,28	1,42
52	H	75	I	13,54	26,89	27,46	31,24	0,43	0,86	1,14	1,99
53	M	74	D	16,18	28,57	25,56	29,95	0,54	0,95	1,17	1,77
54	M	61	I	15,08	24,38	25,31	29,8	0,51	0,82	1,18	1,62
55	M	66	D	15,84	23,82	23,16	30,28	0,52	0,79	1,31	1,51
56	M	45	D	15,57	29,47	29,23	34,14	0,46	0,86	1,17	1,89
57	H	53	I	20,82	33,03	36,64	37,52	0,55	0,88	1,02	1,59
58	H	37	I	20,63	23,68	31,19	32,88	0,63	0,72	1,05	1,15
59	H	41	D	18,31	28,84	32,1	33,3	0,55	0,87	1,04	1,58
60	M	54	D	15,81	27,43	29,37	36,02	0,44	0,76	1,23	1,74
61	M	69	I	19,19	30,21	33,68	37,46	0,51	0,81	1,11	1,57
62	H	28	I	22,89	32,15	31,22	38,97	0,59	0,83	1,25	1,4
63	H	76	D	25,68	35,67	39,59	43,79	0,59	0,81	1,11	1,39
64	H	41	I	26,25	28,4	41,98	30,8	0,85	0,92	0,73	1,08
65	M	68	D	18,4	30,15	30,15	33,84	0,54	0,89	1,12	1,64
66	H	59	I	14,85	23,92	30,32	29,72	0,5	0,8	0,98	1,61
67	H	48	D	22,59	32,33	33,32	39,78	0,57	0,81	1,19	1,43
68	H	47	D	25,59	35,25	38,66	42,21	0,61	0,84	1,09	1,38
69	H	35	D	24,46	34,44	38,04	41,8	0,59	0,82	1,1	1,41
70	M	43	D	14,26	24,11	24,2	25,11	0,57	0,96	1,04	1,69
71	H	38	D	20,22	30,54	30,31	32,51	0,62	0,94	1,07	1,51
72	H	38	I	25,72	34,89	34,19	39,23	0,66	0,89	1,15	1,36
73	M	50	I	17,76	24,2	27,73	27,85	0,64	0,87	1	1,36
74	M	45	I	17,26	30,47	31,16	32,24	0,54	0,95	1,03	1,76
75	M	42	I	19,48	30,16	39,08	35,6	0,55	0,85	0,91	1,55

	SEXO	EDAD	LADO	1	2	3	4	5	6	7	8
78	H	19	I	18,93	24,76	32,26	30,35	0,62	0,82	0,94	1,31
77	M	44	I	18,58	30,79	34,73	35,38	0,53	0,87	1,02	1,66
78	M	15	I	14,99	26,22	30,08	32,51	0,46	0,81	1,08	1,75
79	M	30	I	17,65	25,72	31,91	28,96	0,61	0,89	0,91	1,46
80	M	35	D	17,31	26,46	30,22	29,97	0,58	0,88	0,99	1,53
81	H	42	D	19,71	32,48	37,6	39,52	0,5	0,82	1,05	1,65
82	M	41	I	17	25,92	29,15	28,72	0,59	0,9	0,99	1,52
83	M	41	D	17,21	27,67	30,56	31,28	0,55	0,88	1,02	1,61
84	H	27	I	21,37	26,3	32,45	29,3	0,73	0,9	0,9	1,23
85	H	37	I	21,33	32,06	35,81	35,3	0,6	0,9	0,99	1,5
86	M	44	I	20,91	30,33	35,47	31,57	0,66	0,96	0,89	1,45
87	H	39	I	21,96	24,47	30,4	28,36	0,77	0,86	0,93	1,12
88	H	19	D	20,79	28,6	33,2	33,47	0,62	0,85	1,01	1,38
89	H	37	D	20,47	29,89	35,18	30,66	0,67	0,97	0,87	1,46
90	M	49	I	16,03	26,52	31,04	32,38	0,5	0,82	1,04	1,65
91	M	24	D	19,84	29,4	33,47	32,34	0,61	0,91	0,97	1,48
92	M	24	I	20,65	25,33	36,07	33,49	0,62	0,76	0,93	1,23
93	H	22	I	20,67	26,92	36,82	30,9	0,67	0,87	0,84	1,3
94	M	42	I	14,94	25,49	29,31	28,02	0,53	0,91	0,96	1,7
95	M	24	D	17,11	26,03	23,67	31,9	0,53	0,81	1,34	1,62
96	M	58	D	14,13	25,37	24,86	28,68	0,5	0,88	1,15	1,79
97	H	28	D	20,14	31,61	30,46	37,12	0,54	0,85	1,22	1,57
98	H	70	I	15,74	26,52	27,19	33,88	0,47	0,78	1,25	1,68
99	H	74	I	19,36	30,01	30,11	33,14	0,58	0,91	1,1	1,55
100	M	75	D	16,08	25,96	27,8	29,68	0,64	0,87	1,07	1,61
101	M	71	D	13,08	27,41	25,33	31,06	0,42	0,88	1,23	2,09
102	H	56	D	18,09	26,51	32,9	30,25	0,6	0,88	0,92	1,46
103	M	39	D	21,35	26,83	30,85	28,76	0,74	0,93	0,93	1,26
104	M	39	I	18,46	21,69	25,79	29,5	0,63	0,64	1,14	1,18
105	M	40	D	19,16	27,28	24,27	33,72	0,57	0,81	1,39	1,42
106	M	40	I	19,25	24,49	23,93	23,65	0,81	1,04	0,99	1,27
107	M	40	I	18,09	22,91	27,55	22,49	0,8	1,01	0,82	1,26
108	M	40	D	15,62	24,15	28,12	30,66	0,51	0,79	1,09	1,55
109	H	29	I	20,68	26,56	36,18	33,01	0,63	0,8	0,91	1,28
110	H	54	D	15,74	25,13	31,02	28,76	0,55	0,87	0,93	1,59
111	H	54	I	15,84	22,11	30,63	25,22	0,63	0,88	0,82	1,4
112	M	31	D	17,02	23,25	30,84	25,22	0,67	0,92	0,82	1,37
113	M	29	D	18,26	24,99	33,23	28,18	0,65	0,89	0,85	1,37
114	M	41	D	18,39	25,03	28,19	32,12	0,57	0,78	1,14	1,36
115	M	41	I	17,48	24,08	32,58	29,33	0,6	0,82	1,9	1,38
116	H	41	I	16,7	24,75	37,56	26,52	0,63	0,93	0,71	1,48
117	H	41	D	20,91	29,46	37,31	29,9	0,7	0,99	0,8	1,41
118	M	77	D	15,52	25,32	25,76	28,34	0,55	0,89	1,1	1,63
119	M	40	D	17,01	22,55	24,21	22,17	0,77	1,02	0,92	1,33
120	H	28	D	20,51	28,84	30,24	28,42	0,72	1,02	0,94	1,41
121	H	44	I	21,26	26,38	40,32	29,28	0,73	0,9	0,72	1,24
122	M	73	D	20,7	27,19	33,09	29,49	0,7	0,92	0,89	1,31
123	H	20	D	21,71	27,71	39,57	35,79	0,61	0,77	0,9	1,28
124	H	50	I	26,21	35,45	43,42	39,23	0,67	0,9	0,9	1,35

	SEXO	EDAD	LADO	1	2	3	4	5	6	7	8
125	M	56	I	15,78	21,04	23,28	23,23	0,68	0,91	1	1,33
126	H	48	D	20,54	26,88	25,78	24,64	0,83	1,09	0,69	1,31
127	H	25	I	22,01	30,48	42,14	29,14	0,76	1,05	0,69	1,38
128	M	24	I	17,23	24,25	29,12	27,16	0,63	0,89	0,93	1,41
129	H	32	D	17,48	24,61	28,4	23,35	0,75	1,05	0,82	1,41
130	M	53	D	17,86	22,09	25,82	26,23	0,68	0,84	1,02	1,24
131	H	39	I	24,73	35,17	35,75	36	0,69	0,98	1,01	1,42
132	M	62	D	19,97	29,53	34,26	30	0,67	0,98	0,88	1,48
133	M	54	I	18,99	26,83	27,94	30,42	0,63	0,88	1,09	1,41
134	H	55	D	24,06	29,73	36,08	33,84	0,71	0,88	0,94	1,24
135	H	60	D	20,77	29,95	34,15	28,24	0,74	1,06	0,82	1,44
136	M	73	I	18,3	27,66	33,95	32,61	0,56	0,85	0,96	1,51
137	H	42	I	22,82	31,38	41,25	33,73	0,68	0,93	0,82	1,38
138	M	59	D	18,94	26,64	29,14	30,14	0,63	0,88	1,04	1,41
139	H	39	D	21,84	29,9	36,48	30,79	0,71	0,97	0,85	1,37
140	H	33	I	18,55	27,46	32,2	27,36	0,68	1	0,85	1,48
141	M	70	I	13,71	24,14	23,88	26,63	0,51	0,91	1,12	1,76
142	M	46	I	21,16	24,88	30,53	31,56	0,67	0,79	1,03	1,18
143	M	23	I	18,65	25,53	31,35	25,46	0,73	1	0,81	1,37
144	M	23	D	20,92	25,5	31,04	30,84	0,68	0,86	0,99	1,22
145	H	63	D	25,98	36,63	39,3	40,61	0,64	0,9	1,03	1,41
146	M	72	D	23,23	28,26	35,12	32,74	0,71	0,86	0,93	1,22
147	M	65	I	20,17	24,79	31,31	27,67	0,73	0,9	0,88	1,23
148	M	69	I	13,95	20,74	27,2	19,33	0,72	1,07	0,71	1,49
149	M	26	I	20,88	27,22	34,04	28,66	0,73	0,95	0,84	1,3
150	M	31	D	18,28	25,45	29,19	30,62	1,6	0,83	1,05	1,39
151	M	30	I	18	23,5	32,41	27,09	0,66	0,87	0,84	1,31
152	M	20	I	18,5	25,89	30,29	30,01	0,62	0,86	0,99	1,4
153	M	20	D	15,48	19,23	27,26	20,82	0,74	0,92	0,76	1,24
154	H	40	D	20,7	27,81	31,84	36,63	0,56	0,76	1,15	1,34
155	M	49	D	19,65	27,64	34,94	31,68	0,62	0,87	0,91	1,41
156	M	63	D	18,74	27,81	33,62	28,86	0,65	0,96	0,86	1,48
157	M	37	D	17,38	27,61	29,8	27,45	0,63	1,01	0,92	1,59
158	M	33	I	16,88	22,49	29,42	29,97	0,56	0,75	1,02	1,33
159	H	34	I	18,57	25,99	33,51	29,65	0,63	0,88	0,88	1,4
160	M	47	I	22,25	26,17	34,32	33	0,67	0,79	0,96	1,18
161	H	30	D	20,75	27,88	36,2	32,6	0,64	0,86	0,9	1,34
162	M	24	D	21,07	30,96	35,56	29,77	0,71	1,04	0,84	1,47
163	H	21	I	20,1	27,93	34,08	28,87	0,7	0,97	0,85	1,38
164	H	61	I	20,86	27,16	32,63	32,84	0,64	0,83	1,01	1,3
165	M	41	I	19,74	27,04	29,12	29,33	0,67	0,92	1,01	1,37
166	H	26	I	17,67	29,45	34,18	36,3	0,49	0,81	1,06	1,67
167	M	29	I	16,63	24,12	28,88	27,61	0,61	0,87	0,96	1,44
168	M	54	D	17,57	19,73	26,46	25,67	0,68	0,77	0,97	1,12
169	H	65	I	20,07	28,08	37,19	30,43	0,66	0,92	0,82	1,4
170	H	75	D	19,11	30,29	32,89	31,02	0,62	0,98	0,94	1,59
171	M	26	D	13,99	23,12	25,55	22,94	0,61	1,01	0,9	1,65
172	H	26	D	26,04	32,72	37,9	31,1	0,84	1,05	0,82	1,26
173	M	36	D	16,7	26,36	29,61	31,82	0,52	0,83	1,07	1,58

	SEXO	EDAD	LADO	1	2	3	4	5	6	7	8
174	M	75	D	20,14	30,66	32,39	28,82	0,7	1,06	0,89	1,52
175	H	18	D	18,8	34,29	37,8	38,33	0,49	0,89	1,01	1,82
176	M	60	D	16,56	18,23	26,87	24,09	0,68	0,76	0,9	1,1
177	H	32	D	18,47	28,7	37,03	33,37	0,55	0,86	0,9	1,55
178	H	27	I	17,32	27,85	33,81	32	0,54	0,87	0,95	1,61
179	M	19	D	17,37	22,8	28,51	29,89	0,58	0,76	1,05	1,31
180	H	48	D	18,53	28,87	34,31	30,05	0,87	0,96	0,86	1,56
181	M	41	I	19,02	25,77	30,15	29,77	0,64	0,87	0,98	1,35
182	M	34	D	13,97	22,27	24,48	26,48	0,53	0,84	1,08	1,59
183	M	39	I	19,97	27,32	35,99	29,08	0,69	0,94	0,81	1,37
184	H	50	I	20,53	26,52	25,14	31,89	0,64	0,86	0,91	1,29
185	H	35	I	18,22	24,57	34,81	26,64	0,68	0,92	0,77	1,35
186	H	31	D	18	30,15	31,48	31,22	0,58	0,97	0,99	1,67
187	M	46	I	19,73	27,81	29,23	32,93	1,6	0,84	1,13	1,41
188	M	55	D	18,4	23,34	30,43	23,79	0,77	0,98	0,78	1,26
189	M	53	I	19,43	25,39	33,7	28,31	0,69	0,9	0,84	1,31
190	M	33	I	21,35	25,9	28,24	27,35	0,78	0,95	0,97	1,21
191	H	34	I	19,22	23,14	30,05	28,34	0,68	0,82	0,94	1,2
192	M	53	I	19,8	25,58	31,98	25,25	0,78	1,09	0,79	1,39
193	M	38	D	17,17	26,31	30,37	39,48	0,58	0,89	0,97	1,53
194	M	34	D	15,72	22,25	26,8	21,6	0,73	1,03	0,81	1,41
195	H	41	I	22,59	31,35	32,85	38,22	0,59	0,82	1,16	1,39
196	M	58	I	15,26	26,04	30,45	26,7	0,57	0,86	0,88	1,51
197	H	48	D	22	31,16	33,14	32,59	0,67	0,96	0,98	1,42
198	M	58	D	17,98	23,19	30,94	23,38	0,77	0,99	0,76	1,29
199	H	41	D	18,37	30,46	37,91	33,22	0,55	0,92	0,88	1,66
200	H	38	D	19,89	30,09	34,27	38,03	0,52	0,79	1,11	1,51

ANEXO 2: INFORME PARA LA CERTIFICACIÓN DEL SOFTWARE CRULIANT



INFORME PARA LA CERTIFICACIÓN DEL SOFTWARE CRULIANT

Alfonso Hernández Frías
Víctor Petuya Arcocha

BILBAO, 24 de mayo de 2006



Universidad del País Vasco Euskal Herriko Unibertsitatea

*Departamento de Ingeniería Mecánica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao*

Índice

1. Introducción.....	3
2. Metodología de cálculo implantada en el software CRULIANT.....	4
3. Estudio realizado para la certificación del software CRULIANT.....	7
4. Conclusiones.....	11

1. Introducción

En este informe se estudia la posible certificación de los cálculos realizados por el programa CRULIANT (Figura 1). Dicho programa, desarrollado en su totalidad en el Hospital de Basurto, es un software que permite calcular las distancias entre las inserciones del ligamento cruzado anterior y el ligamento cruzado posterior tanto en el fémur como en la tibia. Para ello, los datos obtenidos a partir de medidas realizadas mediante resonancia magnética, son introducidos en dicho software CRULIANT.

Para la realización de este informe final el equipo investigador ha realizado una visita al Hospital de Basurto para la comprobación del sistema de medida mediante resonancia magnética.



Figura 1. Software CRULIANT.

2. Metodología de cálculo implantada en el software CRULIANT

A partir del espacio cúbico de exploración que contiene a la rodilla y cuyos lados son 170mm en los cortes sagitales y 200mm en los cortes coronales o axiales, se utilizan los cortes sagitales para obtener las medidas objeto de este estudio. Para ello se define un sistema de coordenadas espacial cartesiano. En ambas rodillas el origen de coordenadas O estará en la parte anterior, inferior y exterior del espacio cúbico. El eje OX crecerá cuando vaya de la parte anterior a la posterior. El eje OZ crecerá cuando vaya de la parte inferior a la superior. El eje OY crecerá cuando vaya del exterior al plano medial del cuerpo. Por tanto, el sistema cartesiano de la rodilla izquierda será dextrógiro y el de la rodilla derecha levógiro. Para homogeneizar ambas rodillas se realiza la imagen especular de la rodilla derecha, empleando como de simetría el plano sagital medial del cuerpo. De este modo el sistema de coordenadas de la rodilla derecha pasa a ser dextrógiro también.

De entre todos los cortes sagitales (planos paralelos al XOZ) se seleccionan aquellos en los que se visualizan con mayor nitidez los puntos medios de las inserciones de los ligamentos cruzados. A continuación se identifica el punto central de dichas inserciones trazando una línea desde ese punto hasta el vértice anterior e inferior del plano de imagen evaluado. Las medidas que se toman para cada punto son:

- DI: mínima distancia al eje OY (radio polar).
- AN: ángulo que levanta el radio polar en sentido antihorario sobre el eje OX.
- Pos: distancia del corte al centro magnético del imán (con signo).

Estas variables definen un sistema de coordenadas cilíndricas. Así queda determinada la posición de los puntos de inserción de los ligamentos cruzados en el fémur y en la tibia. Dichos puntos son denominados como:

- LCAF: punto medio de la inserción femoral del ligamento cruzado anterior (LCA).
- LCAT: punto medio de la inserción tibial del LCA.
- LCPF: punto medio de la inserción femoral del ligamento cruzado posterior (LCP).
- LCPT: punto medio de la inserción tibial del LCP

A partir de las coordenadas de estos cuatro puntos el software CRULIANT genera una tabla de parámetros organizados en tres grupos. Los parámetros del primer grupo caracterizan a la barra de vínculo femoral y dependen de las modificaciones de la inserción femoral. Los del segundo caracterizan a la barra de vínculo tibial y se modifican si se modifica el punto de anclaje tibial. Finalmente los del tercero, son los que definen la unidad funcional compuesta por la existencia armonizada de ambos ligamentos cruzados y que se afectan por las modificaciones del punto de anclaje femoral y/o tibial.

- *Variables de la inserción femoral:*

- o [DIFE]: longitud de la barra de vínculo femoral

$$[DIFE] = \sqrt{(LCPF_x - LCAF_x)^2 + (LCPF_y - LCAF_y)^2 + (LCPF_z - LCAF_z)^2}$$

- o [DIFE]/[LCP]: valor escalado de la barra de vínculo tibial
- o [TRIFE]: valor del área triangular determinada por [DIFE] y [LCP]

$$[TRIFE] = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\begin{vmatrix} LCPF_y & LCPF_z & 1 \\ LCAF_y & LCAF_z & 1 \\ LCPT_y & LCPT_z & 1 \end{vmatrix}^2 + \begin{vmatrix} LCPF_z & LCPF_x & 1 \\ LCAF_z & LCAF_x & 1 \\ LCPT_z & LCPT_x & 1 \end{vmatrix}^2 + \begin{vmatrix} LCPF_x & LCPF_y & 1 \\ LCAF_x & LCAF_y & 1 \\ LCPT_x & LCPT_y & 1 \end{vmatrix}^2}$$

- $[TRIFE]/[LCP]^2$: valor escalado del triángulo anterior

- Variables de inserción tibial:

- $[DITI]$: distancia de la barra de vinculo tibial

$$[DITI] = \sqrt{(LCPT_x - LCAT_x)^2 + (LCPT_y - LCAT_y)^2 + (LCPT_z - LCAT_z)^2}$$

- $[DITI]/[LCP]$: valor escalado de la barra de vinculo tibial
- $[TRITI]$: valor del área del triángulo determinado por $[DITI]$ y $[LCP]$

$$[TRITI] = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\begin{vmatrix} LCPF_y & LCPF_z & 1 \\ LCAT_y & LCAT_z & 1 \\ LCPT_y & LCPT_z & 1 \end{vmatrix}^2 + \begin{vmatrix} LCPF_z & LCPF_x & 1 \\ LCAT_z & LCAT_x & 1 \\ LCPT_z & LCPT_x & 1 \end{vmatrix}^2 + \begin{vmatrix} LCPF_x & LCPF_y & 1 \\ LCAT_x & LCAT_y & 1 \\ LCPT_x & LCPT_y & 1 \end{vmatrix}^2}$$

- $[TRITI]/[LCP]^2$: valor del área anterior escalado

- Variables de unidad funcional:

- $[LCP]$: longitud del vector que representa al LCP en el espacio
- $[LCA]$: longitud del LCA en el espacio
- $[LCP]/[LCA]$
- $DITI/[DIFE]$: cociente entre la barra de vinculo tibial y la femoral

Sobre la base de las observaciones publicadas por Howell acerca de la excentración del eje del cuerpo del LCA respecto a su área de inserción tibial, en la población de sanos control CRULIANT calcula un nuevo grupo de variables para definir una barra de vínculo tibial modificada (#). La modificación a realizar consiste en retrasar 3mm el centro del área de inserción tibial en el plano sagital (en sentido +X) como propone el citado autor:

- Variables de inserción tibial modificadas (#):
 - o [DITI#]: [DITI] - 3mm.
 - o [DITI#]/[LCP]: valor escalado de la [DITI#].
 - o [TRITI#]: valor del área triangular delimitada por [DITI#] y [LCP].
 - o [TRITI#]/[LCP]²: valor escalado del área anterior.

Todas las distancias y áreas a escala real se expresan en milímetros y milímetros cuadrados respectivamente.

3. Estudio realizado para la certificación del software CRULIANT

Para la certificación del software CRULIANT se ha implementado la metodología explicada en el apartado 2 en una hoja de cálculo EXCEL (Figura 2).

A partir de datos de mediciones reales, se ha realizado una comparativa entre los valores obtenidos por CRULIANT y los obtenidos por el programa realizado en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao (ETSIB).

Señalar que los valores de la Inserción Tibial Modificada han sido calculados con ETSIB de dos formas distintas. En primer lugar se han obtenido los valores ETSIB disminuyendo 3mm la distancia de la barra vínculo tibial (DITI) tal y como se indica en



Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea

Departamento de Ingeniería Mecánica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao

la formula de la metodología a seguir facilitada por el Hospital de Basurto (ver pag 7). Los valores, ETSIB (2), se han obtenido retrasando 3mm el centro del área de inserción tibial en el plano sagital (sentido +X) tal y como también se propone en la citada metodología. A este respecto se constata que los valores del parámetro TRITI mod obtenidos en uno y otro caso no presentan una diferencia apreciable.

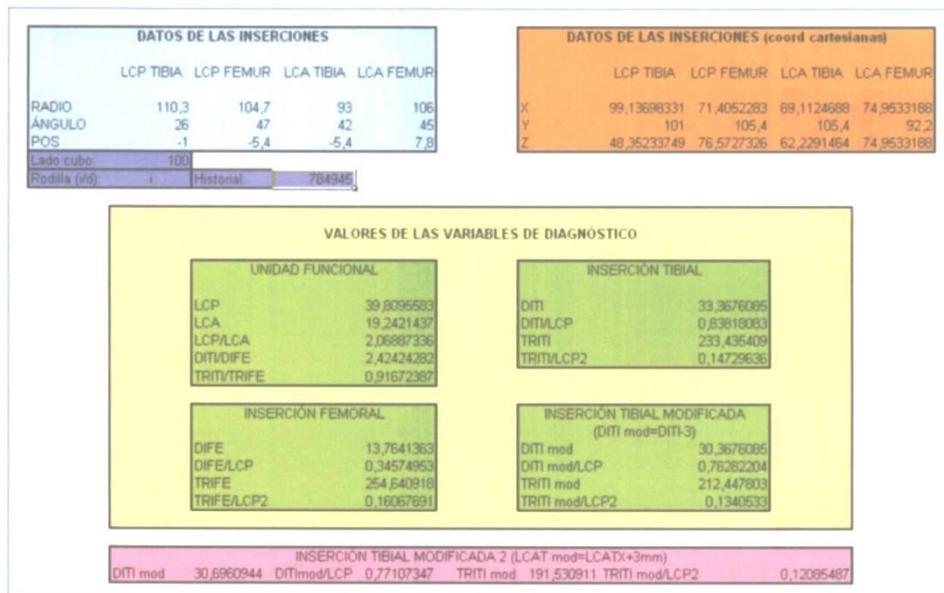


Figura 2. Software de validación ETSIB.

A continuación se presentan los resultados obtenidos para cuatro mediciones reales. Para cada uno de los parámetros se presenta el valor obtenido mediante cada uno de los programas.

DATOS DE LAS INSERCIÓNES						
	LCP TIBIA	LCP FEMUR	LCA TIBIA	LCA FEMUR		
RADIO	129,4	127,9	106,6	140,4		
ÁNGULO	26	41	39	41		
POS	-4,4	-8,8	0	4,4		
Lado cubo	100					
Rodilla (vd)	Historial 786647					
VALORES DE LAS VARIABLES DE DIAGNÓSTICO						
UNIDAD FUNCIONAL			INSERCIÓN FEMORAL			
	CRULIANT	ETSIB		CRULIANT	ETSIB	
LCP	33,9040244	33,9040244	DIFE	18,1793839	18,1793839	
LCA	34,3516309	34,3516309	DIFE/LCP	0,53620136	0,53620136	
LCP/LCA	0,98696986	0,98696986	TRIFE	615,971632	307,985816	
DITI/DIFE	1,94190855	1,94190855	TRIFE/LCP2	1,86612956	0,26793424	
TRIT/TRIFE	1,11978656	1,23508438				
INSERCIÓN TIBIAL			INSERCIÓN TIBIAL MODIFICADA			
	CRULIANT	ETSIB		CRULIANT	ETSIB	ETSIB (2)
DITI	35,3027011	35,3027011	DITI mod	32,3027011	32,3027011	32,473367
DITI/LCP	1,041254	1,041254	DITI mod/LCP	0,95276893	0,95276893	0,95780273
TRITI	760,77694	380,38847	TRITI mod	485,429181	348,063312	340,763171
TRITI/LCP2	0,66184278	0,33092139	TRITI mod/LCP2	0,42230223	0,30279991	0,29644911

Figura 3. Cálculos Historial 786647

DATOS DE LAS INSERCIÓNES						
	LCP TIBIA	LCP FEMUR	LCA TIBIA	LCA FEMUR		
RADIO	121	118,4	108,9	138,2		
ÁNGULO	27	43	37	43		
POS	8,7	5,4	8,7	12		
Lado cubo	100					
Rodilla (vd)	Historial 841191					
VALORES DE LAS VARIABLES DE DIAGNÓSTICO						
UNIDAD FUNCIONAL			INSERCIÓN FEMORAL			
	CRULIANT	ETSIB		CRULIANT	ETSIB	
LCP	33,5799178	33,5799178	DIFE	20,8710326	20,8710326	
LCA	32,1600798	32,1600798	DIFE/LCP	0,62153316	0,62153316	
LCP/LCA	1,04414908	1,04414908	TRIFE	700,574854	350,287427	
DITI/DIFE	1,12037585	1,12037585	TRIFE/LCP2	1,60955089	0,31064568	
TRIT/TRIFE	1,31098296	0,46012728				
INSERCIÓN TIBIAL			INSERCIÓN TIBIAL MODIFICADA			
	CRULIANT	ETSIB		CRULIANT	ETSIB	ETSIB (2)
DITI	23,3834009	23,3834009	DITI mod	20,3834009	20,3834009	20,7543042
DITI/LCP	0,69635075	0,69635075	DITI mod/LCP	0,60701164	0,60701164	0,61805703
TRITI	322,3536	161,1768	TRITI mod	493,032263	140,498439	122,644925
TRITI/LCP2	0,28587308	0,14293654	TRITI mod/LCP2	0,43723617	0,12459834	0,10876529

Figura 4. Cálculos Historial 841191



Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea

Departamento de Ingeniería Mecánica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao

DATOS DE LAS INSERCIONES					
	LCP TIBIA	LCP FEMUR	LCA TIBIA	LCA FEMUR	
RADIO	132,8	135,8	124,5	149,3	
ANGULO	34	46	44	49	
POS	-11,3	-6,9	-15,7	-20,1	
Lado cubo	100				
Rodilla (vd)	i	Historial	856428		
VALORES DE LAS VARIABLES DE DIAGNÓSTICO					
UNIDAD FUNCIONAL		INSERCIÓN FEMORAL			
	CRULIANT	ETSIB	CRULIANT	ETSIB	
LCP	28,5752135	28,5752135	DIFE	20,2993153	
LCA	27,8543491	27,8543491	DIFE/LCP	0,71038193	
LCP/LCA	1,02587978	1,02587978	TRIFE	529,818724	
DITI/DIFE	1,19721148	1,19721148	TRIFE/LCP2	1,54117397	
TRITI/TRIFE	1,35475057	0,68915725		0,32442801	
INSERCIÓN TIBIAL		INSERCIÓN TIBIAL MODIFICADA			
	CRULIANT	ETSIB	CRULIANT	ETSIB	ETSIB (2)
DITI	24,3025733	24,3025733	DITI mod	21,3025733	21,8262402
DITI/LCP	0,8504774	0,8504774	DITI mod/LCP	0,74549131	0,74549131
TRITI	365,128416	182,564208	TRITI mod	346,009311	160,027803
TRITI/LCP2	0,44716383	0,22358191	TRITI mod/LCP2	0,42374913	0,19598213

Figura 5. Cálculos Historial 856428

DATOS DE LAS INSERCIONES					
	LCP TIBIA	LCP FEMUR	LCA TIBIA	LCA FEMUR	
RADIO	110,3	104,7	93	106	
ANGULO	26	47	42	45	
POS	-1	-5,4	-5,4	7,8	
Lado cubo	100				
Rodilla (vd)	i	Historial	784945		
VALORES DE LAS VARIABLES DE DIAGNÓSTICO					
UNIDAD FUNCIONAL		INSERCIÓN FEMORAL			
	CRULIANT	ETSIB	CRULIANT	ETSIB	
LCP	39,8095583	39,8095583	DIFE	13,7641363	
LCA	19,2421437	19,2421437	DIFE/LCP	0,34574953	
LCP/LCA	2,06887336	2,06887336	TRIFE	509,281837	
DITI/DIFE	2,42424282	2,42424282	TRIFE/LCP2	3,11183478	
TRITI/TRIFE	0,93594159	0,91672387		0,16067691	
INSERCIÓN TIBIAL		INSERCIÓN TIBIAL MODIFICADA			
	CRULIANT	ETSIB	CRULIANT	ETSIB	ETSIB (2)
DITI	33,3676085	33,3676085	DITI mod	30,3676085	30,6960944
DITI/LCP	0,83818083	0,83818083	DITI mod/LCP	0,76282204	0,76282204
TRITI	466,870818	233,435409	TRITI mod	502,16327	212,447803
TRITI/LCP2	0,29459272	0,14729636	TRITI mod/LCP2	0,31686205	0,1340533

Figura 6. Cálculos Historial 784945

Alameda de Urquijo s/n 48013 Bilbao, Spain
Tel: 94 6014039 / Fax: 94 6014215

4. Conclusiones

- En cuanto a la metodología de cálculo:
 - En relación con el cálculo de las Variables de Inserción Tibial Modificadas en la metodología planteada existe una indefinición. Por un lado se habla de que estas variables se obtienen restando 3mm a la variable DITI y por otro se dice que son obtenidas retrasando 3mm el centro del área de inserción tibial en el plano sagital. Si bien las diferencias en la mayoría de los parámetros obtenidos en uno y otro caso son pequeñas, en el caso del parámetro TRITI mod aparecen diferencias apreciables.
 - El resto de la metodología planteada para el cálculo de los parámetros utilizados para el estudio de las inserciones de los ligamentos cruzados es correcta.
 - Señalar por último que los valores de los parámetros son independientes del valor del Radio del Cubo y del hecho de que la rodilla sea izquierda o derecha.
- En cuanto a la implantación de la metodología en el software CRULIANT:
 - De acuerdo con la metodología presentada en el apartado 2, CRULIANT calcula correctamente los siguientes parámetros: LCP, LCA, DITI, DIFE, LCP/LCA, DITI/DIFE, DITI/LCP y DIFE/LCP.



Universidad del País Vasco Euskal Herriko Unibertsitatea

*Departamento de Ingeniería Mecánica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao*

- Los valores de los parámetros TRITI y TRIFE calculados por CRULIANT no son correctos. En concreto su valor es el doble de los que debería ser. En consecuencia los parámetros $\text{TRITI}/\text{LCP}^2$ y $\text{TRIFE}/\text{LCP}^2$ tampoco están bien calculados en CRULIANT.
- En CRULIANT se calculan los parámetros TRIFE/LCP y $\text{TRITImod}/\text{LCP}$ en lugar de $\text{TRIFE}/\text{LCP}^2$ y $\text{TRITImod}/\text{LCP}^2$ que sería lo correcto ya que se están buscando parámetros adimensionales.
- El valor de TRITImod ($\text{TRITI}\#$) calculado por CRULIANT no es correcto. En consecuencia tampoco es correcto el valor de $\text{TRITImod}/\text{LCP}^2$.
- El valor del parámetro $\text{TRITI}/\text{TRIFE}$ calculado por CRULIANT no es correcto.
- No ha sido posible verificar el correcto cálculo de algunos parámetros de CRULIANT ya que el concepto de estos parámetros no está explicado en la metodología facilitada por el Hospital de Basurto. En concreto estos parámetros son: TRITI^* , TRIFE^* , TRITImod^* . En consecuencia, tampoco se han podido verificar $\text{TRITI}^*/\text{TRIFE}^*$, $\text{TRITI}^*/\text{LCP}$, $\text{TRIFE}^*/\text{LCP}$ y $\text{TRITImod}^*/\text{LCP}$.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Rel Res.* 2007; 454: 35-47.
2. Ferretti M, Ekdhahl M, Shen W, Fu F. Osseous landmarks of the femoral attachment of the Anterior Cruciate Ligament: an anatomic study. *J Arthrosc Rel Sur.* 2007; 23(11): 1218-25.
3. Dienst M, Burks RT, Greis PE. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin N Am.* 2002; 33: 605-20.
4. Kapandji AI; *The Physiology of the Joints.* NY, Churchill Livingstone. 1970: 114-23.
5. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Acta Orthop Scand.* 1938; 81 (s153): 1-283.
6. Norwood LA, Cross MJ. The intercondilar shelf and the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1977; 5: 171-76.
7. Keiffer DA, Curnow RJ, Southwell RB et al. Anterior cruciate ligament arthroplasty. *Am J Sports Med.* 1984; 12: 301-12.
8. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg (Am).* 1985; 67(A): 257-62.
9. Koukoubis TD, Glisson RR, Bolognesi M, et al. Dimensions of the intercondylar notch of the knee. *Am J Knee Surg.* 1997; 10: 83-7.
10. Anderson AF, Dome DC, Gautam S, et al. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size and intercondylar notch characteristic to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates. *Am J Sports Med.* 2001; 29: 58-66.
11. Housework SW, Mauro VJ, Mellon BA, Kieffer DA. The intercondylar notch in acute tears of the anterior cruciate ligament: a computer graphics study. *Am J Sports Med.* 1987; 15(3): 221-24.
12. Anderson AF, Lipscomb AB, Liudahl KJ, Addlestone RB. Analysis of the intercondylar notch by computed tomography. *Am J Sports Med.* 1987; 15(6): 547-52.
13. Davis TJ, Shelbourne KD, Klootwyk TE. Correlation of the intercondylar notch width of the femur to the width of the anterior and posterior cruciate ligaments; *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999; 7: 209-14.
14. Van Eck C, Kopf S, Van Dijk N, Fu F, Tashman S. Comparison of 3-dimensional notch volume between subjects with and subjects without anterior cruciate ligament rupture. *Arthroscopy.* 2011; 27 (9): 1235-41.
15. Souryal T, Moore H, Evans J. Bilaterality in anterior cruciate ligament injuries: associated intercondylar notch stenosis. *Am J Sports Med.* 1988; 16(5): 449-54.
16. Teitz CC, Lind BK, Sacks BM; Symmetry of the femoral notch width index. *Am J Sports Med;* 1997; 25: 687-90.
17. Vrooijink S, Wolters F, Van Eck C, Fu F. Measurements of knee morphometrics using MRI and arthroscopy: a comparative study between ACL-injured and non-injured subjects. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 19(suppl 1): 12-16.

18. LaPrade RF, Burnett QM. Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1994; 22: 198-202.
19. Charlton WP, John TA, Ciccotti MG, Harrison N, Schweitzer M. Differences in femoral notch anatomy between men and women. A Magnetic 60 resonance imaging study. *Am J Sports Med.* 2002; 30(3): 329-33.
20. Harmon KG, Ireland ML. Gender differences in non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med.* 2000; 19: 287-302.
21. Strocchi R, DePasquale V, Gubellini P, et al. The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations. *J Anat.* 1992; 180: 515-19.
22. Danylchuk KD, Finlay JB, Kroek JP. Microstructural organization of human and bovine cruciate ligaments. *Clin Orthop.* 1978; 131: 294-98.
23. Dye SF, Cannon W. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med.* 1988; 7: 715-25.
24. Arnoczky SP. Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Clin Orthop Rel Res.* 1983; 172: 19-25.
25. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl).* 1999; 200:b 325-34.
26. Brown CH Jr, Carson EW. Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med.* 1999; 18: 109-71
27. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995; 11(3): 275-88.
28. Dorlot JM, Christel P, Sedel L, Witvoet J. The displacement of the bony insertion sites of the cruciate ligaments during the flexion of the knee. 1983. *Proceedings of the 29th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, p. 329.
29. Appel M, Gradinger R, Pieper B, Hipp E. The anatomy of the human cruciate ligaments. Third Congress of the European Society of Knee Surgery and Arthroscopy. Amsterdam The Netherlands. 1988; 16-20.
30. Duthon V, Barea C, Abrassart S, Fasel J, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14: 204-13.
31. Norwood LA, Cross MJ. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med.* 1979; 7: 23-26.
32. Amis A, Dawkins G. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament; fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surgery.* 1991; 73B (2): 260-67.
33. Sapega AA, Moyer RA, Schneck C, Komalahiranya N. Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. Anatomical and biomechanical considerations. *J Bone Joint Surg Am.* 1990; 72: 259-67.
34. Weber W, Weber E. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge.* Göttingen: Dieterichsche Buchhandlung: 1836.

35. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Acta Orthop Scand.* 1938; 81(s153): 1-282.
36. Van Dijk R. The behaviour of the cruciate ligaments in the human knee. University of Nijmegen, Nijmegen, The Netherlands. Dissertation; 1983.
37. Buck WR. A detailed re-examination of the gross anatomy of the anterior cruciate ligament. *Anatomical Record* 1985; 211: 28A.
38. Lembo R, GirgisFg, Marshall JI, Bartel DI. The anteromedial band (AMB) of the anterior cruciate ligament (ACL)-a linear and athematical analysis. *Anatomical Record.* 1985; 181: 409.
39. Reiman PR, Jackson DW. Anatomy of the anterior cruciate ligament. In : Jackson DW, Drez D, eds. *The anterior cruciate deficient knee.* St Louis: Mosby Co, 1987:17-26.
40. Arnoczky SP, Warren RF. Anatomy of the cruciate ligaments. In: Feagin JA, ed. *The cruciate ligaments.* New York : Churchill Livingstone, 1988: 179-95.
41. Lam S. Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using the Jones Procedure and Its Guy's Hospital Modification. *J Bone Joint Surg Am.* 1968; 50: 1213-24.
42. Beauchamp P, Laurin CA, Bailon JP. A study of the tensile strength of cruciate ligaments with regard to the possibilities of prosthetic replacement. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1979; 65: 197-207.
43. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS (1974) The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg Am.* 1974; 56: 223–35.
44. Trent P, Walker P., Wolf B. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop Rel Res.* 1976; 117: 263-70.
45. Kummer B, Yamamoto H. Funktionelle anatomie der kreuzbaender. *Arthroskopie.* 1988; 1: 2-10.
46. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy.* 1999; 15: 741-49.
47. Giuliani JR, Kilcoyne KG, Rue JP. Anterior cruciate ligament anatomy. A review of anteromedial and posterolateral bundles. *J Knee Surg.* 2009; 22: 148-54.
48. Maestro A, Álvarez A, Del Valle M et al. Reconstrucción anatómica bifascicular del ligamento cruzado anterior. *RECOT.* 2009; 53(1):13–19.
49. Harner CD, Livesay GA, Kashiwaguchi S, Fujie H, Choi NY, Woo SL. Comparative study of the size and shape of human anterior and posterior cruciate ligaments. *J Orthop Res.* 1995; 13:429-34.
50. Forriol F, Maestro A, Vaquero J. El ligamento cruzado anterior: morfología y función. *Trauma Fundación Mapfre.* 2008; 19(S1): 7-18.
51. Hensler D, Van Eck C., Fu F, Irrgang J. Anatomic Anterior Cruciate Ligament reconstruction utilizing the double-bundle technique. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42 (3): 184-95.

52. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski Th. Femoral insertion of the ACL: radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg.* 1997; 10: 14–22.
53. Staübli HU, Rauschning W. Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994; 2: 138-46.
54. Amis AA, Jakob RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998; 6(S1): 2-12.
55. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy.* 2004; 20: 1015-25.
56. Cha PS, Brucker PU, West RV, Zelle BA, Yagi M, Kurosaka M, et al. Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: An anatomic approach. *Arthroscopy.* 2005; 21: 1275.
57. Martins C., Kropf E, Shen W, van Eck C.F, Fu F. The concept of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Op Tech Sports Med.* 2012; 20: 7-18.
58. Hoshino Y, Donghwi K, Fu F. Review article: 3-dimensional anatomic evaluation of the anterior cruciate ligament for planning reconstruction. *Anat Res Inter.* 2012; 1-5.
59. Hutchinson MR, Ash SA. Resident's ridge: assessing the cortical thickness of the lateral wall and roof of the intercondylar notch. *J Arthr Rel Surg.* 2003. 19(9): 931-35.
60. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975; 106: 216-31.
61. Colombet P, Robinson J, Christel P, et al. Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy.* 2006; 22: 984-92.
62. Muneta T, Takakuda K, Yamamoto H. Intercondylar notch width and its relation to the configuration and cross-sectional area of the anterior cruciate ligament. A cadaveric knee study. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 69-72.
63. Siebold R, Ellert T, Metz S et al. Tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry, arthroscopic landmarks, and orientation model for bone tunnel placement. *Arthroscopy.* 2008; 24: 154-61.
64. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T, Shirasawa S, Akita KI, Sekiya I. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2006; 22: 256-61.
65. Harner CD, Kashiwaguchi S, Livesay GA et al. Insertion site anatomy of the human anterior and posterior cruciate ligaments. *Trans ORS.* 1993; 18: 341.
66. Petersen W, Laprell H. Insertion of autologous tendon grafts to the bone: a histological and immunohistochemical study of hamstring and patellar tendon grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8: 26–31.

67. Woo SL, Danto MI, Ohland KJ, Lee TQ, Newton PO. The use of laser micrometer system to determine the cross-sectional shape and area of ligaments: a comparative study with two existing methods. *J Biomech Eng.* 1990; 112: 426-31.
68. Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu F. Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports.* 2007; 17:387-92.
69. Heming JF, Rand J, Steiner ME. Anatomical limitations of transtibial drilling in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007; 35: 1708-15.
70. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament, part 2: femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008; 6: 29-36.
71. Tállay A, Lim MH, Bartlett J. Anatomical study of the human anterior cruciate ligament stump's tibial insertion footprint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008; 16: 741-46.
72. Purnell M, Larson A, Clancy W. Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. *Am J Sports Med.* 2008; 36(11): 2083-90.
73. Iwahashi T, Shino K, Nakata K, et al. Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography. *Arthroscopy.* 2010; 26: S13-20.
74. Luites JW, Wymenga AB, Blankevoort L et al. Description of the attachment geometry of the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL from arthroscopic perspective for anatomical tunnel placement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15: 1422-31.
75. Lintner DM, Dewitt SE, Moseley JB. Radiographic evaluation of native anterior cruciate ligament attachments and graft placement for reconstruction. A cadaveric study. *Am J Sports Med.* 1996; 24:72-78.
76. Giron F, Cuomo P, Aglietti P, Bull A, Amis A. Femoral attachment of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14: 250-56.
77. Zavras TD, Amis AA. Method for visualizing and measuring the position of the femoral attachment of the ACL and ACL grafts in experimental work. *J Biomech.* 1998; 31: 387-90.
78. Good L, Odensten M, Gillquist J. Precision in reconstruction of the anterior cruciate ligament: a new positioning device compared with hand drilling. *Acta Orthop Scand.* 1987; 58: 658-61.
79. Kaya E, Lustig S, Servien E, Ait T, Neyret P. Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010; 18: 1075-84.
80. Takahashi M, Doi M, Abe M, Suzuki D, Nagano A. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of human anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2006; 34: 787-92.

81. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T, Shirasawa S, Akita KI, Sekiya I. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2006; 22: 256-61.
82. Kopf S, Pombo MW, Szczodry M, Irrgang JJ, Fu FH. Size variability of the human anterior cruciate ligament insertionsites. *Am J Sports Med*. 2011; 39: 108-13.
83. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of the anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: Anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med*. 2008; 36: 65-72.
84. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy*. 1999; 15: 618-24.
85. Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Trumatol Arthrosc*. 2006; 14: 982-92.
86. Yamamoto Y, Hsu WH, Woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med*. 2004; 32: 1825-32.
87. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Toh S. Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints. *J Orthop Sci*. 2008; 13: 122-29.
88. Siebold R, Ellert T, Metz S, Metz J. Femoral insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: Morphometry and arthroscopic orientation models for double-bundle bone tunnel placement—A cadaver study. *Arthroscopy*. 2008; 24: 585-92.
89. Cuomo P, Edwards A, Giron F et al. Validation of the 65 degrees Howell guide for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2006; 22: 70-75.
90. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007; 15: 1414-21.
91. Hutchinson M, Bae T. Reproducibility of anatomical tibial landmarks for anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sport Med*. 2001; 29 (6): 777-80.
92. McGuire DA, Hendricks SD, Sanders HM. The relationship between anterior cruciate ligament reconstruction tibial tunnel location and the anterior aspect of the posterior cruciate ligament insertion. *Arthroscopy*. 1997; 13: 465-73.
93. VanDijk R. The behaviour of the cruciate ligaments in the human knee. *Radopi, Amsterdam*. 1983; 1-163.
94. Howell SM, Cark J, Farley T, Usaf M. A rationale for predicting anterior cruciate graft impingement by the intercondylar roof. A magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med*. 1991; 19(3): 276-82.

95. Doi M, Takahashi M, Abe M, Suzuki D, Nagano A. Lateral radiographic study of the tibial sagittal insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17: 347-51.
96. Shea KG, Apel PJ, Pfeiffer RP, Showalter LD, Traugher PD (2002) The tibial attachment of the anterior cruciate ligament in children and adolescents: analysis of magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10: 102-8.
97. Zantop T, Petersen W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Oper Tech Orthop.* 2005; 15: 20-28.
98. Zelle B, Brucker PU, Feng MT, Fu FH. Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med.* 2006; 36 (2): 99-108.
99. Iriuchishima T, Ingham SJ, Tajima G, et al. Evaluation of the tunnel placement in the anatomical double-bundle ACL reconstruction: A cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010; 18: 1226-31.
100. Mall N, Lee A, Cole B, Verma N. The functional and surgical anatomy of the anterior cruciate ligament. *Op Tech Sports Med.* 2013; 21: 2-9.
101. Ellison AE, Berg EE. Embriology, anatomy, and function of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin NA.* 1985; 16: 3-14.
102. Scapinelli R. Studies on the Vasculature of the Human Knee Joint. *Acta Anat.* 1968; 70: 305-31.
103. Wladmirow B. Arterial Sources of Blood Supply of the Knee Joint in Man. *Acta Med.* 1968. 47: 1-10.
104. Hogervost T, Brand R. Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg.* 1998; 80A: 1365-77.
105. Bowman K, Sekiya J. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament and other ligaments of the knee. *Op Tech Sports Med.* 2009; 17: 126-34.
106. Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament: A review. *Am J Sports Med.* 1989; 14: 24-29.
107. Kennedy JC, Grainger W. The posterior cruciate ligament. *J. Trauma.* 1967; 7(3): 367-77.
108. Matava MJ, Sethi NS, Totty WG. Proximity of the posterior cruciate ligament insertion to the popliteal artery as a function of the knee flexion angle: Implications for posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2000; 16: 796-804.
109. Covey DC, Sapega AA, Sherman GM. Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1996; 24:740-46.
110. Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech.* 1994; 27: 13-24.
111. Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay GA, Carlin GJ, Smith BA, Kusayama T, Kashiwaguchi S, Woo SL. The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. Ligament morphology and biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 1995; 23: 736-45.

112. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. The anatomic origin of the posterior cruciate ligament: where is it? – reference landmarks for PCL reconstruction. *Arthroscopy*. 1997; 13(3): 325-31.
113. Rosenthal M, Rainey C, Tognoni A, Worms R. Evaluation and management of posterior cruciate ligament injuries. *Phys Ther Sport*. 2012; 13: 196-208.
114. Mejia EA, Noyes FR, Grood ES. Posterior cruciate ligament femoral insertion site characteristics. Importance for reconstructive procedures. *Am J Sports Med*. 2002; 30: 643-51.
115. Kramer DE, Bahk MS, Cascio BM, Cosgarea AJ. Posterior knee arthroscopy: anatomy, technique, application. *J Bone Joint Surg Am*. 2006; 88(S4): 110-21.
116. Edwards A, Bull A, Amis A. The attachments of the fiber bundles of the posterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy*. 2007; 23(3): 284-90.
117. Forsythe B, Harner C, Martins CA, Shen W, Lopes OV Jr, Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament: surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*. 2009; 91 (S2Pt 1): 89-100.
118. Gupte C, Bull A, Thomas R, Amis A. The menisiofemoral ligaments: secondary restraints to the posterior drawer. *J. Bone Joint Surgery (Br)*. 2003; 85: 765-73.
119. Rohrbough, J, Warren R, Wickiewicz T. Posterior Cruciate Ligament Reconstruction: Single- Versus Double-Bundle Technique *Tech Orthop*. 2001; 16(2): 119-26.
120. Lopes OV, Ferretti M, Shen W, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 2008; 90: 249-55.
121. Javadpour SM, Finegan PJ, Glacken P, O'Brien M. Anatomy of the Posterior Cruciate Ligament and its Length Patterns During Knee Flexion. *Clin J Sport Med*. 1994; 4(2): 125-32
122. Moorman C, Murphy MS, Bansai S, Cina S, Wickiewicz T, Warren R, Kyriaki M. Tibial insertion of the posterior cruciate ligament: a sagittal plane analysis using gross, histologic and radiographic methods. *Arthroscopy*. 2008; 24(3): 269-75.
123. Racanelli JA, Drez DD Jr. Posterior cruciate ligament tibial attachment anatomy and radiographic landmarks for tibial tunnel placement in PCL reconstruction. *Arthroscopy* 1994; 10: 546-49.
124. Anderson C, Ziegler C, Wijdicks C, Engebresten L, LaPrade R. Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 2012; 94: 1936-45.
125. Amis AA, Gupte CM, Bull AM, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the menisiofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14:257-63.
126. Makris CA, Georgoulis AD, Papageorgiou CD, Moebius UG, Soucacos PN. Posterior cruciate ligament architecture: Evaluation under microsurgical dissection. *Arthroscopy*. 2000; 16: 627-32.
127. Inderster A, Benedetto KP, Klestil T, Kunzel KH, Gaber O. Fiber orientation of posterior cruciate ligament: An experimental morphological and functional study, Part 2. *Clin Anat* .1995; 8: 315-22.
128. Dargel J, Pohl P, Tzikaras P, Koebke J. Morphometric side-to-side differences in human cruciate ligament insertions. *Surg Radiol Anat*. 2006; 28: 398-402.

129. Sheps DM, Otto D, Fernhout M. The anatomic characteristics of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament. *Arthroscopy*. 2005; 21:820-5. Erratum in: *Arthroscopy*. 2006; 22:A16.
130. Tajima G, Nozaki M, Iriuchishima T, et al. Morphology of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 2009; 91:859–66.
131. Voos J, Mauro C, Wentz T, Warren R, Wickiewicz T. Posterior cruciate ligament: anatomy, biomechanics and outcomes. *CI Sports Med Update*. 2012; 40(1): 222-31.
132. Arnoczky SP, Rubin RM, Marshall JL: The microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg*. 1979; 61A: 1221-29.
133. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, et al: Mechanoreceptors in human cruciate ligaments *J Bone Joint Surg*. 1984; 66A: 1072-76.
134. Poirier P, Charpy A. *Traité d'Anatomie Humaine* Paris, Masson et Cie, 1911; 1892-1904.
135. Rosenberg A, Micos R. *Biomecánica de la rodilla*. En Scott N. *Lesiones de los ligamentos y del aparato extensor de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento*. NY. Ed Mosby. 1992
136. Sanjuan R, Jiménez PJ, Gil ER, Sanchez J, Fenollosa J. *Biomecánica de la rodilla. Patología del aparato locomotor*. 2005; 3(3): 189-200.
137. Bullich SJ. *Lesiones ligamentosas de la rodilla*. Editorial JIMS, S.A. 1990.
138. Sakane M, Fox RJ, Woo SL-Y, et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res*. 1997; 15: 285-93.
139. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, et al; Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med*. 1999; 27: 821-30.
140. Bach J, Hull M. Strain inhomogeneity in the anterior cruciate ligament under application of external and muscular loads. *J Biomech Engin*. 1998; 120: 497-503.
141. Hollis JM, Takai S, Adams DJ, et al; The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study; *J Biomech Eng*. 1991; 113: 208-14.
142. Race A, Amis AA. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: An analysis of bundle function in A-P drawer. *J Biomech*. 1996; 29: 873-79.
143. Smith BA, Livesay GA, Woo SL-Y. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med*. 1993; 12: 637-70.
144. Woo SL-Y, Hollid JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effect of specimen age and orientation. *Am J Sports Med*. 1991; 19: 217-25.
145. Pioletti DP, Rakotomanana LR; On the interdependence of time and strain effects in the stress relaxation of ligaments and tendons. *J Biomech*. 2001; 34: 163-70.
146. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament strain. *J Biomech*. 2001; 19:1178-84.

147. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament: an in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am.* 1990; 72: 557-67.
148. More RC, Karras BT, Neiman R, et al. Harmstrings – an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med.* 1993; 21: 231-37.
149. Martelli S, Joukhadar A, Zaffagnini S, et al. Fiber based anterior cruciate ligament model for biomechanical simulations. *J Orthop Res.* 1998; 16: 379-85.
150. Dorlot JM, Christel P, Witvoet J, Sedel L. Deplacements des Insertions des Ligaments Croisés Durant la Flexion du Genou Normal. *Rev Chir Orthop.* 1984; 70S: 2150.
151. Hoogland T, Hillen B. Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament: an experimental study of length changes in different ligament reconstructions. *Clin Orthop.* 1984; 185: 197-202.
152. Siegel M, Grood E, Hefzy S, Butler D, Noyes FR. Analyses and placement of the anterior cruciate substitute. American Orthopaedic Society for Sports Medicine Interim Meeting, Anaheim, California, July.
153. Schutzer SF, Christen S, Jakob RP. Further observations on the isometricity of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop.* 1991; 265: 233-40.
154. Lavallée S, Julliard R, Orti R, Cinquin P, Carpentier E. Reconstruction du ligament croisé antérieur: détermination du “meilleur” point isométrique femoral assistée par ordinateur. *OrthopTraumat.* 1993; 3: 87-92.
155. Furia JP, Lintner DM, Saiz P et al. Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned and reconstructed. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 343-52.
156. Volker Musahl, Anton Plakseychuk, Andrew Van Scyoc, et al. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med.* 2005; 33: 712-18.
157. Kurosawa H, Yamakoshi K-I, Yasuda K, Sasaki T. Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop.* 1991; 265: 233-40.
158. Friederich NF, O'Brien WR. Functional anatomy of the cruciate ligaments. In: Jakob RP, Staiubli HU (eds) *The knee and the cruciate ligaments.* Springer, Berlin Heidelberg New York, 1990; 78-91.
159. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson A, Eriksson E. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med.* 1984; 12: 8-18.
160. Plaweski S, Rossi J, Merloz P, Julliard R. Analysis of anatomic positioning in computer-assisted and conventional anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop & Traumatol Surg & Res.* 2011; 975: S80-85.
161. Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, Debsky RE, McMahon PJ, Fu FH. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions. Effects on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med.* 2005; 33(5): 712-18.
162. Takai S, Woo SL-Y, Livesay GA, et al. Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1993; 11: 686-95

163. Sidles JA, Larson RV, Garbini JL, Downey DJ, Matsen FA. Ligament length relationships in the moving knee. *J Orthop Res.* 1988; 6: 593-610.
164. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments, part II: the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1989; 17: 208-16.
165. Cazenave A, Laboureu JP. Isometric reconstruction of the anterior cruciate ligament. Pre- and per-operative determination of the femoral isometric point. *Fr J Orthop Surg.* 1990; 4: 255-59.
166. Blankevoot L, Huijskes R, van Kampen A. ACL reconstruction: simply a matter of isometry? In: passive motion characteristics of the human knee joint –experiments and computer simulation. Thesis, university of Nijmegen.
167. Bradley J, FitzPatrick D, Daniel D, Shercliff T, O'Connor J. Orientation of the cruciate ligament in the sagittal plane: a method of predicting its length-change with flexion. *J Bone Joint Surg Br.* 1988; 70: 94-99.
168. Bylski-Austrow D, Grood E, Hefzy M, et al. Anterior cruciate ligament replacements: a mechanical study of the femoral attachment location, flexion at tensioning, and initial tension. *J Orthop Res.* 1990; 8 : 522-31.
169. Graf B. Isometric placement of substitutes for the anterior cruciate ligament. In: Jackson D, Drez D (eds) *The anterior cruciate deficient knee.* CV Mosby, StLouis, 1987; 102-113.
170. Melhom JM, Henning CE. The relationship of the femoral attachment site to the isometric tracking of the anterior cruciate ligament graft. *Am J Sports Med.* 1987; 15: 539-42.
171. Penner DA, Daniel DM, Wood P, et al. An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *Am J Sports Med.* 1988; 16: 238-43.
172. Zavras TD, Race A, Bull AM, Amis AA. A comparative study of "isometric" points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001; 9: 28-33.
173. Yaru NC, Daniel Dm, Penner D. The effect of tibial attachment site on graft impingement in an anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 217-20.
174. Mamoru N., Kotaroh I., Tohru F. Izumi A., Yuji I.; Knee Extension and Flexion: MR Delineation of Normal and Torn Anterior Cruciate Ligaments. *Muscul imaging* 1996; 20: 322-27.
175. Bach BR, Daluga DJ, Mikosz R, Andriacchi TP, Seidl R. Force displacement characteristics of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 67-72.
176. Grood ES, Hefzy MS, Lindenfield TN. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part 1: the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1989; 17:197-207.
177. Ogata M, McCarthy JA. Measurements of length and tension patterns during reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 351-55.
178. Odensten M, Gillquist J. Reconstruction of the posterior cruciate ligament using a new drill-guide. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy.* 1993; 1 (1): 39-43.

179. Trus P, Gotzen L, Petermann J. Reconstruction interventions of the posterior cruciate ligament - experimental studies of isometric aspects. Part 1: studies of a string model. *Unfall chirurg.* 1992; 95: 349-53.
180. Fuss FK. Optimal replacement of the cruciate ligaments from the functional-anatomical point of view. *Acta Anat.* 1991; 140: 260-68.
181. Fuss FK. The restraining functions of the cruciate ligaments on hyperextension and hyperflexion of the human knee joint. *Anat Rec.* 1991; 230: 283-89.
182. Hefzy MS, Grood ES. Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers. *J Biomech Eng.* 1998; 108: 73-82.
183. MacIntosh DL. Acute tears of the anterior cruciate ligament. Over the top repair. *Proc.AAOS 41 st Annual Meeting, Dallas, Texas, 1974:* 17-22.
184. Howell Sm, Taylor MA. Failure of reconstruction of the anterior cruciate ligament due to impingement by the intercondylar roof. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75: 1044-55.
185. Good L. In-vitro correlation between tension and length change in an anterior cruciate ligament substitute. *Clin Biomech.* 1995; 10(4): 200-07.
186. Grood ES, Hefzy MS, Butler OL, Suntay MG, Siegel MG, Noyes FR. On the placement and the initial tension of anterior cruciate ligament. *Proc. ORS 29th Annual Meeting, Anaheim, California, 1983;* 8-10.
187. Schutzer S, Christen S, Jakob R. Further Observations on the Isometricity of the Anterior Cruciate Ligament. An Anatomical Study Using a 6-mm Diameter Replacement. *Clin Orthop Rel Res.* 1989; 242: 247-55.
188. Feller JA, Glisson RR, Seaber AV, Feagin JA, Garrett WE. Graft isometricity in unitunnel anterior cruciate ligament reconstruction: analysis of influential factors using a radiographic model. *Knee Surg Sports.* 1993; 1(3-4): 136-42.
189. Schindler OS. Surgery for anterior cruciate ligament deficiency: a historical perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20: 5-47.
190. Kapandji AI. *Fisiología articular: miembro inferior. Tomo II. La rodilla. Ed Panamericana.* 76-156.
191. Sanchis V, Gomar F. Anatomía descriptiva y funcional del ligament cruzado anterior. Implicacionesclínico-quirúrgicas. *Rev Esp Cir Osteoart.* 1992; 27: 33-42.
192. Zuppinger H. *Die active flexion imunbelasteten kniegelenk. Züricher Habil. Wiesbaden, Bergmann* 1904; 703-63.
193. Pinkerova V, Maquet P, Freeman MAR. The anatomic literature relating to the knee from 1836 to 1970: an historic note. *Clin Orthop Rel Res.* 2003; 410: 13-18.
194. Strasser H. *Lehrbuch der muskel – und Gelenk- mechanic III band. Die untereextremität.* Berlin. Springer 1917.

195. Huiskes R, Blankevoort L. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament: a three-dimensional problem. *The Knee and the Cruciate Ligaments Anatomy Biomechanics Clinical Aspects Reconstruction Complications Rehabilitation*. 1990; 92-109.
196. O'Connor JJ, Shercliff TL, Biden E, Goodfellow JW. The geometry of the knee on the sagittal plane. *Proc Inst Mech Eng H*. 1989; 203(4): 223-33.
197. Mediavilla I. Valoración objetiva de la cirugía reconstructiva del LCA (programa Cruliant). Tesis doctoral UPV 2001.
198. Gougoulias N, Khanna A, Griffiths D, Maffulli N. ACL reconstruction: Can the transtibial technique achieve optimal tunnel positioning? A radiographic study. *The Knee*. 2008; 15: 486–49.
199. Moisala AS, Jarvela T, Harilainen A, Sandelin J, Kannus P, Jarvinen M. The effect of graft placement on the clinical outcome of the anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007; 15: 879–87.
200. Pinczewski LA, Salmon LJ, Jackson WMF, von Bormann RPB, Haslam PG, Tashiro S. Radiological landmarks for placement of the tunnels in single-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg [Br]* 2008; 90B: 172–79.
201. Simmons R, Howell SM, Hull ML. Effect of the angle of the femoral and tibial tunnels in the coronal plane and incremental excision of the posterior cruciate ligament on tension of anterior cruciate ligament graft: an in vitro study. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85A:1018-29.
202. Marzo JM, Bowen MK, Warren RF, Wickiewicz TL, Altchek DW. Intraarticular fibrous nodule as a cause of loss of extension following anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 1992; 8: 10-18.
203. Romano VM, Graf BK, Keene JS, Lange RH. Anterior cruciate ligament reconstruction: the effect of tibial tunnel placement on range of motion. *Am J Sports Med*. 1993; 21: 415-18.
204. Khalfayan EE, Bruckner JD, Sharkey PF, Bynum EB, Alexander AH. The relationship of tunnel placement and clinical outcome following anterior cruciate ligament reconstruction. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, New Orleans, Louisiana. 1994.
205. Jackson DW, Gasser ST. Tibial tunnel placement in ACL reconstruction. *Arthroscopy*. 1994; 10: 124–31.
206. Howell SM. Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1998; 6(S1): 49-55.
207. Noyes FR, Keller CS, Grood ES. Advances in the understanding of knee ligament injury, repair and rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc*. 1984; 16: 427-43.
208. Kieffer DA, Curnow RJ, Southwell RB, Tucker WF, Kendrick KK. Anterior cruciate ligament arthroplasty. *Am J Sports Med*. 1984; 12: 301-12.

209. Sommer C, Friederich NF, Muller W. Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8: 207–13.
210. Behrend H, Stutz G, Kessler MA, Rukavina A, Giesinger K, Kuster MS. Tunnel placement in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: quality control in a teaching hospital. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14: 1159–65.
211. Topliss C, Webb J. An audit of tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee.* 2001; 8: 59–63.
212. O'Connor JJ., Goodfellow JW, Young SK, Biden E. Daniel D. Mechanical interactions between the muscles and the cruciate ligaments in the knee. *Trans, 31st ORS,* 1985; 140.
213. Young S, Rigby H, Shercliff TL, O'Connor JJ. Antagonistic quadriceps-hamstrings action. Protection of the anterior cruciate ligament. *Trans 34th ORS,* 1988; 197.
214. Irie K, Yamada T. Three-dimensional virtual computed tomography imaging for injured anterior cruciate ligament. *Arxh Orthop Trauma Surg.* 2002; 122: 93-95.
215. Mustonen A, Koivikko M, Haapamaki V, Kiuru M, Laminen A, Koskinen S. Multidetector Computed Tomography in Acute Knee Injuries: assessment of cruciate ligaments with Magnetic Resonance Imaging correlation. *Acta Radiologica* 2007; 1: 104-11.
216. Vande Berg BC, Lecouvert FE, Polivache P, Maldague B, Malghem J. Spiral CT arthrography of the knee : technique and value in assessment of internal derangement of the knee. *Eur Radiol.* 2002; 12: 1800-10.
217. Ahn JM, El-Khoury GY. Computed tomography of knee injuries. *Imaging Decisions.* 2006; 1: 14-23.
218. Ihara H. Double-contrast CT arthrography of the cruciate ligaments. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 1991; 65: 477-87.
219. Buttner-Janzen K, Schellnack K, Rieder T. Noninvasive diagnosis of cruciate ligament damage with particular reference to computed tomography with arthrography. *Am J Sports Med.* 1989; 17: 501-4.
220. Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins C, Anderst W, Tashman S, Fu F. The location of femoral and tibial tunnels in anatomic double bundle anterior cruciate ligament reconstruction analysed by three-dimensional computed tomography models. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92: 1418-26.
221. Lorenz S, Elser F, Mitterer M, Obst T Imhoff A. Radiologic Evaluation of the Insertion Sites of the 2 Functional Bundles of the Anterior Cruciate Ligament Using 3-dimensional Computed Tomography. *Am J Sports Med.* 2009 37(12): 2368-76.
222. Stabler A, Glaser C, Reiser M. Musculoskeletal MR: knee. *Eur Radiol* 2000; 10: 230-41.
223. Prickett WD; Ward SI, Matava MJ. Magnetic resonance imaging of the knee. *Sports Med.* 2001; 31: 997-1019.
224. Umans H, Wimpfheimer O, Haramati N, Applbaum YH, Adler M, Bosco J. Diagnosis of partial tears of the anterior cruciate ligament of the knee: value of MR imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 1995; 165: 893-97.

225. Odgaard F, Tuxoe J, Joergensten U, Lange B, Launsten G, Brettlau T, Thomsen HS. Clinical decision making in the acute injured knee based on repeat clinical examination and MRI. *Scand J Med Sci Sports*. 2002; 12: 154-62.
226. Speer KP, Spritzer CE, Goldner JL, Garrett WE Jr. Magnetic resonance imaging of traumatic knee articular cartilage injuries. *Am J Sports Med*. 1991; 19: 396-402.
227. Yoon YS, RahJH, Park HJ. A prospective study of the accuracy of clinical examination evaluated by arthroscopy of the knee. *Int Orthop*. 1997; 21: 223-27.
228. Lauterbur PL. Image formation by induced local interactions: example employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973; 242: 190-91.
229. Casillas C, Martí-Bonmatí L, Mollá E, Ferrer P, Dosdá R. Valoración del ligamento cruzado anterior de la rodilla con RM: comparación de cuatro secuencias. Elsevier instituciones. 1999
230. Fischer SP, Fox JM, Del Pizzo W, Friedman MJ, Zinder SJ, Ferkel RD. Accuracy of diagnoses from magnetic resonance imaging of the knee. A multi-center analysis of one thousand and fourteen patients. *J Bone Joint Surg Am*. 1991; 73: 2-10.
231. Yao L, Gentili A, Petrus L, Lee JK. Partial ACL rupture: an MR diagnosis? *Skeletal Radiol*. 1995; 24: 247-51.
232. Gross ML, Grover JS, Basset LW, Seeger LL, Finerman GA. Magnetic resonance imaging of the posterior cruciate ligament. Clinical use to improve diagnostic accuracy. *Am J Sports Med*. 1992; 20(6): 732-37.
233. Sanchis-Alfonso V, Martinez-Sanjuan V, et al. The value of MRI in the evaluation of the ACL deficient knee and post-operative evaluation after ACL reconstruction. *Eur J Radiol* 1993; 16: 126-30.
234. Moeser P, Bechtold RE, Clark T, et al: MR imaging of anterior cruciate ligament repair. *J Comput Assist Tomogr*. 1989; 13: 105-09.
235. Yamato M, Yamagishi T: MRI of patellar tendon anterior cruciate ligament autografts. *J Comput Assist Tomogr*. 1992; 16: 604-07.
236. Howell SM, Clark JA, Blasier RD: Serial magnetic resonance imaging of hamstring anterior cruciate ligament autografts during the first year of implantation: A preliminary study. *Am J Sports Med*. 1991; 19: 42-47.
237. Rak K, Gillogly SD, Schaefer RA, Yakes WF, Liljedahl RR. Anterior cruciate ligament reconstruction: evaluation with MR imaging. *Musculoskeletal radiology*. 1991; 178: 553-56.
238. Lerman JE, Gray DS, Schweitzer ME, et al: MR evaluation of the anterior cruciate ligament: Value of axial images. *J Comput Assist Tomogr*. 1995; 19: 604-07.
239. Cheung Y, Magee TH, Rosenberg ZS, et al: MRI of anterior cruciate ligament reconstruction. *J Comput Assist Tomogr*. 1992; 16: 134-37.
240. Roychowdhury S, Fitzgerald SW, Sonin AH, et al: Using MR imaging to diagnose partial tears of the anterior cruciate ligament: Value of axial images. *Am J Roentgenol*. 1997; 168:1487-91.

241. Moon SG, Hoon S, Choi J, Sun W et al. Grading anterior cruciate ligament graft injury after ligament reconstruction surgery: diagnostic efficacy of oblique coronal MR Imaging of the knee. *Korean J Radiol.* 2008; 9(2): 155-61.
242. Staeubli HU, Adam O, Becker W, Burgkart R. Anterior cruciate ligament and intercondylar notch in the coronal oblique plane: anatomy complemented by magnetic resonance imaging in cruciate ligament intact knees. *Arthroscopy.* 1999;15: 349-59.
243. Breitensteher MJ, Mayerhoefer ME. Oblique MR imaging of the anterior cruciate ligament based on three-dimensional orientation. *J MRI.* 2007; 26: 794-98.
244. Doler J, Haghighi P, Trudell D, Resnick D. The cruciate ligaments of the knee: correlation between MR appearance and gross and histologic findings in cadaveric specimens. *AJR* 1992; 159: 357-60.
245. Torregrosa A, Higuera V, Martí-Bonmatí L, Casillas C, Sanfeliu M. Comparación entre la artroscopia y la RM en la rotura del ligamento cruzado anterior de la rodilla. *Elsevier instituciones.* 1999; 41(4): 271-75.
246. Ericsson SJ, Prosa RW, Timins ME. The “magic angle” effect: background physics and clinical relevance. *Radiology* 1993; 188: 23-25.
247. Mink JH, Levy T, Cruces JV. Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee: MR imaging evaluation. *Radiology.* 1988; 167(3): 769-74.
248. Niitsu M, Ikeda K, Itai Y. Slightly flexed knee position within a Standard knee coil: MR delineation of the anterior cruciate ligament. *Europ Radiology.* 1998; 8: 113-15.
249. Niitsu M, Ikeda K, Fukubayashi T, Anno I, Itai Y. Knee extension and flexion: MR delineation of normal and torn anterior cruciate ligaments. *J Comp Assit Tomography.* 1996; 20(2): 322-27.
250. Lee JK, Yao L, Phelps CT, Wirth CR, Czajka J, Lozman J. Anterior cruciate ligament tears: MR imaging compared with arthroscopy and clinical tests. *Radiology.* 1988; 166(3): 861-64.
251. Dienst M, Schneider G, Altmeyer K, Voelkerling K. Correlation of intercondylar notch cross sections to the ACL size: a high resolution MR tomographic in vivo analysis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007; 127: 253-60.
252. Chaudhari AM, Zelman EA, Flanigan DC, Kaeding CC, Nagaraja HN. Anterior Cruciate Ligament–Injured Subjects Have Smaller Anterior Cruciate Ligaments Than Matched Controls A Magnetic Resonance Imaging Study. *Am. J. Sports Med.* 2009; 33(7): 1282-87.
253. Mediavilla I, Arenaza JC, Larrea T, Renovales F. Localización de los anclajes de las plastias tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior mediante resonancia magnética. *Cuadernos de artroscopia.* 2009; 16(1);38: 54-63.
254. Mink JH. Pitfalls in interpretation in magnetic resonance of the knee. Mink JH, Reicher MA and Cruces JV editors. *New York: Raven Press* 1987; 141-42.
255. SAS for Windows statistical software, Version 9.2. Cary, NC: SAS Institute, Inc
256. IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp
257. StataCorp. 2009. Stata Statistical Software, Release 11.2. College Station, TX: StataCorp LP

258. Encuesta de Salud de Euskadi de 2013
259. Bukart A, Dbski RE, McMahon PJ et al. Precision of ACL tunnel placement using traditional and robotic techniques. *Comput Aided Surg.* 2001; 6: 270-78.
260. Aglietti P, Buzzi R, Giron F, et al. Arthroscopic-assisted anterior cruciate ligament reconstruction with the central third patellar tendon. A 5–8-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5: 138-44.
261. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon: a cadaveric study comparing anterior tibial and rotation loads. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 907-14.
262. Sachs RA, Daniel DM, Stone ML, Garfein RF. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1989; 17: 760-65.
263. Shan CN, Stock JT. The influence of body proportions on femoral and tibial midshaft shape in hunter-gatherers. *Am J Phys Anthropol.* 2011; 144(1): 22-29.
264. Ruff, C B. Hayes, W C. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae, a biomechanical investigation: II. Sex, age, side differences *American Journal of Physical Anthropology.* 1983; 60(3): 383-400.
265. Auerbach B, Ruff C. Limb bone lateral asymmetry: variability and commonality among modern humans. *J Hum Evol.* 2006; 50: 203-18.
266. Samahai A, Ivanov A, Haddad J et al. Asymmetry and structural system analysis of the proximal femur meta-epiphysis: osteoarticular anatomical pathology. *J Orthop Surg & Res.* 2008, 3: 11.
267. Jackson DW, Schaefer RK. Cyclops síndrome: loss of extensión following intra-articular anterior cruciata ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1990; 6: 171-78.
268. Howell SM, Clark JA. Tibial tunnel placement in anterior cruciata ligament reconstructions and grafo impingement. *Clin Orthop.* 1992; 283: 187-95.
269. Kodali P, Yang S, Koh J. Computer-assisted surgery for anterior cruciate ligament reconstructio. Review article. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2008; 16(2): 67-75.
270. Barrett GR, Treacy SH. The effect of intraoperative isometric measurement on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical analysis. *J Arthrosc Rel Res.* 1996; 12 (6): 645-51.
271. Bach BR. Potential pitfalls of Kurosawa screw fixation for anterior cruciate ligament surgery. *Am J Knee Surg.* 1989; 2: 76-83.
272. Shelbourne KD, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1990; 18: 292-99.
273. Harner CD, Giffin JR, Dunteman RC, Annunziata CC, Friedman MJ. Evaluation and treatment of recurrent stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Instr Course Lect.* 2001; 50: 463-74.

274. O'Neill DB. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A follow-up report. *J Bone Joint Surg Am.* 2001; 83: 1329-32.
275. Van Eck CF, Lesniak BP, Schreiber VM, Fu FH. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. *Arthroscopy.* 2010; 26: 258-68.
276. Behrendt S, Richter J (2010) Anterior cruciate ligament reconstruction:drilling a femoral posterolateral tunnel cannot be accomplished using an over-the-top step-off drill guide. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010; 18: 1252-56.
277. Lebel B, Hulet C, Galaud B, Burdin G, Locker B, Vielpeau C. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-patellar tendon-bone autograft: a minimum 10-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2008; 36: 1275-82.
278. Gillquist J, Messner K. Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med.* 1999; 27: 143-56.
279. Cheng T, Zhang G-Y, Zhang X-L. Does computer navigation system really improve early clinical outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction? A meta-analysis and systematic review of randomized controlled trials. *Knee.* 2012; 19: 73-77.
280. Degenhart M. Computer-navigated ACL reconstruction with the OrthoPilot. *Surgical Technology International.* 2004; 12: 245-51.
281. García R, Larrainzar R, Murillo AD, Montoya J et al. Evaluación mediante navegación intraoperatoria de la laxitud del ligamento cruzado anterior en su reconstrucción anatómica monofascicular. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2012; 56(4): 267-73.
282. Zaffagnini S, Klos T, Bignozzi S. Computer-assisted anterior cruciate ligament reconstruction: an evidence-based approach of the first 15 years. *Arthroscopy.* 2010; 26(4): 546-54.
283. Koh J, Ko D. Precision of tunnel execution in navigated anterior cruciate ligament reconstruction. *Op Tech Orthop.* 2008; 18: 158-65.
284. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Tsukada H, et al. Intraoperative comparison of knee laxity between anterior cruciate ligament-reconstructed knee and contralateral stable knee using navigation system. *Arthroscopy.* 2010; 10(9): 1203-11.
285. Nakagawa T, Takeda H, Nakajima K, Nakayama S, Fukai A, et al. Intraoperative 3-dimensional imaging-based navigation-assisted anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2008; 24(10): 1161-67.