

# TESIS DOCTORAL

**Localización exacta de la inserción femoral y medida de la distancia entre el punto de inserción femoral y patelar de la plastia de ligamento patelofemoral medial. Análisis *in vivo* mediante Tomografía Computarizada 3D con diferentes ángulos de flexión.**

**Presentada por:**

**Cristina Ramírez Fuentes.**

**Licenciada en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia.**



**UNIVERSITAT DE VALENCIA**

**FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE MEDICINA**



VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

**FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE MEDICINA**

**Localización exacta de la inserción femoral y medida de la distancia entre el punto de inserción femoral y patelar de la plastia de ligamento patelofemoral medial. Análisis *in vivo* mediante Tomografía Computarizada 3D con diferentes ángulos de flexión.**

**TESIS DOCTORAL**

**Autora:**

**Cristina Ramírez Fuentes**

**Licenciada en Medicina y Cirugía**

**Directores:**

**Vicente Sanchis Alfonso**

**Luis Martí Bonmatí**

**Tutora:**

**Amalia Talens Ferrando**

**PROGRAMA DE DOCTORADO DE MEDICINA 3139 (R.D. 99/2011)**

**Valencia, 2015**



VNIVERSITAT D VALÈNCIA

Don Luis Martí Bonmatí, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia y Jefe del Área Clínica de Imagen Médica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe.

**CERTIFICA:**

Que la presente Tesis Doctoral titulada “Localización exacta de la inserción femoral y medida de la distancia entre el punto de inserción femoral y patelar de la plastia de ligamento patelofemoral medial. Análisis *in vivo* mediante tomografía computarizada 3D con diferentes ángulos de flexión” presentada por Dña. Cristina Ramírez Fuentes, ha sido realizada bajo mi dirección y cumple los requisitos para que su autora pueda obtener con ella el título de Doctora por la Universidad de València.

Para que conste, firmo el presente Certificado, en Valencia a 26 de Octubre de 2015.

Fdo. D. Luis Martí Bonmatí



VNIVERSITAT E VALÈNCIA

Don Vicente Sanchis Alfonso, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia y Médico adjunto en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Arnau de Vilanova.

**CERTIFICA:**

Que la presente Tesis Doctoral titulada “Localización exacta de la inserción femoral y medida de la distancia entre el punto de inserción femoral y patelar de la plastia de ligamento patelofemoral medial. Análisis *in vivo* mediante tomografía computarizada 3D con diferentes ángulos de flexión” presentada por Dña. Cristina Ramírez Fuentes, ha sido realizada bajo mi dirección y cumple los requisitos para que su autora pueda obtener con ella el título de Doctora por la Universidad de València.

Para que conste, firmo el presente Certificado, en Valencia a 26 de Octubre de 2015.

Fdo. D. Vicente Sanchis Alfonso



VNIVERSITAT D VALÈNCIA

Doña Amalia Talens Ferrando, Doctora en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia, profesora asociada en la Universidad de Valencia y Médico adjunto en el Servicio de Radiología del Hospital General Universitario de Valencia.

**CERTIFICA:**

Que la presente Tesis Doctoral titulada “Localización exacta de la inserción femoral y medida de la distancia entre el punto de inserción femoral y patelar de la plastia de ligamento patelofemoral medial. Análisis *in vivo* mediante tomografía computarizada 3D con diferentes ángulos de flexión” presentada por Dña. Cristina Ramírez Fuentes, ha sido realizada bajo mi supervisión y cumple los requisitos para que su autora pueda obtener con ella el título de Doctora por la Universidad de València.

Para que conste, firmo el presente Certificado, en Valencia a 26 de Octubre de 2015.

Fdo. Dña. Amalia Talens Ferrando

A Luis Martí y Vicente Sanchis, mis directores, por su continuo apoyo y guía en la realización de esta tesis y confianza en mí.

A Paco Aparisi por su inestimable contribución en el inicio de este proyecto.

A Isabel Elía por su implicación en el análisis de variabilidad incluida en esta tesis.

A Jesús Sanz por su colaboración imprescindible en la realización de los estudios de TC.

A mis padres y a Miguel Borja por el ánimo y la motivación que siempre me han transmitido.

# ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN .....	9
1.1. La inestabilidad rotuliana lateral crónica.....	9
1.2. Anatomía y fisiopatología de la inestabilidad femoropatelar. ....	10
1.2.1. Anatomía ósea.....	11
1.2.2. Partes blandas .....	12
1.3. Anatomía y función del ligamento femoropatelar medial.....	13
1.4. Reconstrucción quirúrgica del LPFM .....	17
1.5. Métodos radiológicos para elegir la inserción femoral del LPFM .....	21
1.6. Hipótesis de trabajo .....	22
1.7. Interés clínico de la investigación .....	23
2. OBJETIVOS.....	25
2.1. Objetivos principales .....	25
2.2. Objetivos secundarios .....	25
3. METODOLOGÍA.....	27
3.1. Pacientes.....	27
3.1.1. Criterios de inclusión .....	27
3.1.2. Criterios de exclusión .....	28
3.1.3. Población a estudio .....	29
3.2. Realización de TC .....	32
3.3. Variables analizadas .....	34
3.3.1. Factores de riesgo principales de inestabilidad lateral de la rótula .....	34
3.3.2. Estudio del punto de inserción femoral del LPFM .....	43

3.3.3. Posición de la inserción femoral de la plastia de LFPF ..... 52	52
3.3.4. Cálculo de la longitud relativa y del patrón de cambio de longitud del injerto del LFPF y del LFPF nativo..... 53	53
3.4. Análisis estadístico ..... 58	58
4. RESULTADOS ..... 61	61
4.1. Localización del punto de inserción femoral de la plastia de LFPF. . 61	61
4.1.1. Muestra de pacientes ..... 61	61
4.1.2. Solapamiento entre túneles radiológicos y anatómico..... 61	61
4.1.3. Análisis individualizado de la distribución de los factores de riesgo de IRLC..... 63	63
4.1.4. Variabilidad de la medición del solapamiento entre túneles radiológico y anatómico. .... 65	65
4.1.5. Correlación entre variables..... 70	70
4.2. Longitud relativa y patrón de cambio de longitud del injerto del LFPF y del LFPF nativo. .... 78	78
4.2.1 Pacientes intervenidos de plastia de LFPF ..... 78	78
4.2.2. Distribución de los factores de riesgo de inestabilidad rotuliana. .... 80	80
4.2.3. Posición del túnel femoral quirúrgico respecto al anatómico. .. 82	82
4.2.4. Longitudes del LFPF anatómico virtual y reconstruido..... 85	85
5. DISCUSIÓN..... 99	99
5.1. Principales resultados obtenidos e implicaciones clínicas. .... 99	99
5.2. Importancia de la inserción femoral anatómica en la reconstrucción del LFPF..... 101	101
5.3. Métodos para elegir la inserción femoral anatómica del LFPF. .... 104	104
5.4. Cinemática del LFPF ..... 108	108



5.5. Tensión del injerto de LPFM .....	119
5.6. La importancia de los factores de riesgo de IRLC en el resultado clínico. ....	122
5.7. Ventajas de la TC en la valoración de la reconstrucción del LPFM .	123
5.8. Fortalezas del estudio.....	125
5.9. Limitaciones del estudio .....	126
6. CONCLUSIONES .....	129
7. BIBLIOGRAFÍA.....	131
8. ANEXOS .....	141
8.1. Anexo I: Autorización del Comité Ético de Investigación Biomédica .....	141
8.2. Anexo II: Resultados de las 100 rodillas incluidas para el estudio del punto de inserción femoral del LPFM. ....	145
8.3. Anexo III. Resultados del estudio de variabilidad intra e inter-observador de los métodos radiológicos en la detección del punto de inserción femoral anatómico del LPFM. ....	149
8.4. Anexo IV: Resultados de las 24 rodillas incluidas para el estudio de la cinemática del LPFM reconstruido. ....	153

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación esquemática de la anatomía del LPFM. ....	13
Figura 2. Representación esquemática de la anatomía de la vertiente medial de la rodilla. ....	15
Figura 3. Anatomía de la vertiente medial de la rodilla. ....	15
Figura 4. Técnica de reconstrucción del LPFM mediante autoinjerto de semitendinoso. ....	19
Figura 5. Fijación de la plastia de LPFM con técnica de doble túnel. ....	19
Figura 6. Diagrama de flujo de pacientes intervenidos de plastia de LPFM. ....	30
Figura 7. Pacientes incluidos en el estudio del punto de anclaje femoral del LPFM. ....	32
Figura 8. Equipo de TC empleado. ....	33
Figura 9. Medición de la altura de la rótula de acuerdo con el índice de Caton-Deschamps en radiografía lateral de rodilla. ....	36
Figura 10. Corte transversal de TC que define la morfología de la tróclea femoral. ....	37
Figura 11. Morfología normal de la tróclea femoral. ....	37
Figura 12. Tipos de displasia troclear según la clasificación de Dejour. ....	38
Figura 13. Cálculo de la distancia TA-GT en TC. ....	40
Figura 14. TA-GT patológica. ....	40
Figura 15. Medición de la inclinación rotuliana en TC. ....	41
Figura 16. Inclinación rotuliana excesiva. ....	42
Figura 17. Medición del ángulo de inclinación rotuliana en paciente con patela alta. ....	42
Figura 18. Punto de anclaje femoral del LPFM de acuerdo con el método radiográfico de Schöttle. ....	44
Figura 19. Punto de anclaje femoral del LPFM en TC 3D de acuerdo con el método descrito por Schöttle. ....	44
Figura 20. Punto de anclaje femoral del LPFM de acuerdo con el método radiográfico descrito por Stephen. ....	45
Figura 21. Punto de anclaje femoral del LPFM de acuerdo con el método anatómico de Fujino en TC 3D. ....	46
Figura 22. Identificación del tubérculo del aductor en TC 3D. ....	47
Figura 23. Correlación del punto de anclaje femoral anatómico y los dos puntos de anclaje radiográficos en la imagen de rodilla de TC 3D. ....	48
Figura 24. Método para la realizar la medición del porcentaje de solapamiento de dos círculos con diámetro de 7 mm. ....	49
Figura 25. Método para la medición de la distancia entre los centros de los círculos solapados con diámetro de 7 mm. ....	50
Figura 26. Cálculo manual de la distancia entre los centros de los círculos no solapados. ....	51
Figura 27. Posición de la inserción femoral de la plastia de LPFM. ....	53
Figura 28. Detección de puntos de anclaje femoral y patelar de la plastia de LPFM. ....	54
Figura 29. Cálculo de la longitud del LPFM nativo virtual y de la plastia del LPFM. ....	55
Figura 30. Determinación del punto de inserción patelar según el método de Yoo en los casos de ausencia de túnel quirúrgico patelar. ....	56
Figura 31. Medición de la longitud del LPFM reconstruido y del LPFM nativo virtual en los 5 grados de flexión de la rodilla en TC 3D. ....	57
Figura 32. Medición de la longitud del LPFM reconstruido y del LPFM virtual de doble fascículo en los 5 grados de flexión de la rodilla en TC 3D. ....	58

Figura 33. Posición diferente del tubérculo aductor en imágenes de TC 3D de dos pacientes diferentes. ....	63
Figura 34. Resultados clínicos y tipo de reconstrucción de LPFM de los 24 casos incluidos. ....	80
Figura 35. Diagrama de la posición del túnel femoral quirúrgico del LPFM reconstruido respecto al túnel anatómico. ....	83
Figura 36. Inserción femoral anatómica del LPFM en 2 de los 24 pacientes incluidos con resultado clínico satisfactorio. ....	83
Figura 37. Inserción femoral del LPFM reconstruido próxima a la anatómica en 2 pacientes diferentes con resultado clínico satisfactorio. ....	84
Figura 38. Mala posición del anclaje femoral quirúrgico en los 3 pacientes con mal resultado clínico por dolor. ....	84
Figura 39. Mala posición del anclaje femoral quirúrgico en el único paciente con mal resultado clínico por inestabilidad persistente. ....	85
Figura 40. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 2). ....	88
Figura 41. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 12). ....	89
Figura 42. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 3). ....	89
Figura 43. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 13). ....	90
Figura 44. Fracaso de la reconstrucción del LPFM por dolor anterior de rodilla severo (caso 17).....	91
Figura 45. Fracaso de reconstrucción de LPFM por dolor anterior de rodilla severo (caso 18).....	91
Figura 46. Fracaso de reconstrucción de LPFM por dolor anterior de rodilla severo (caso 19).....	92
Figura 47. Fracaso de la reconstrucción del LPFM por inestabilidad femoropatelar (caso 8). ....	93
Figura 48. Reconstrucción de LPFM con técnica de doble fascículo y resultado clínico satisfactorio. Fascículo proximal. ....	96
Figura 49. Reconstrucción de LPFM con técnica de doble fascículo y resultado clínico satisfactorio. Fascículo distal. ....	97
Figura 50. Posición diferente del tubérculo aductor en dos piezas de disección de rodillas de cadáver.....	106
Figura 51. Método creado para localizar de forma prequirúrgica el punto de anclaje femoral anatómico del LPFM mediante TC 3D. ....	108
Figura 52. Test de isometría en quirófano.....	114
Figura 53. Representación esquemática de la tensión del LPFM anatómico con la extensión y flexión de la rodilla. ....	120
Figura 54. Visualización de la plastia de LPFM en TC 3D.....	125

# ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Solapamiento mayor del 50% de los métodos radiológicos con el método anatómico.....	62
Gráfico 2. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia intra-observador del método de Schöttle. ....	68
Gráfico 3. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia inter-observador del método de Schöttle. ....	69
Gráfico 4. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia intra-observador del método de Stephen.....	69
Gráfico 5. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia inter-observador del método de Stephen.....	70
Gráfico 6. Gráfico de análisis multivariante .....	76
Gráfico 7. Curvas de la longitud media del LPFM virtual anatómico y del LPFM reconstruido con resultado satisfactorio y con resultado no satisfactorio (dolor anterior de rodilla severo). ....	87
Gráfico 8. Patrón de cambio de longitud del injerto en los 8 casos de reconstrucción virtual anatómica del LPFM de doble fascículo. ....	95
Gráfico 9. Patrón de cambio de longitud del injerto en los 8 casos de reconstrucción de LPFM no anatómico de doble fascículo con resultado clínico satisfactorio. ....	96

# ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 . Tabla de porcentajes de las respuestas (si/no) de cada variable .....	64
Tabla 2. Variabilidad intra-observador del radiólogo 1.....	67
Tabla 3. Variabilidad intra-observador del radiólogo 2.....	67
Tabla 4. Variabilidad inter-observador. ....	68
Tabla 5. Análisis de la influencia de la displasia grave en el solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.....	71
Tabla 6. Análisis de la influencia de la displasia frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.....	71
Tabla 7. Análisis de la influencia del sexo frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico. ....	72
Tabla 8: Análisis de solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico frente al sexo y presencia de displasia grave.....	72
Tabla 9: Análisis de la influencia de la patela alta frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.....	72
Tabla 10: Análisis de la influencia de la distancia TA-GT frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.....	73
Tabla 11. Análisis de la influencia de la displasia grave en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.....	73
Tabla 12. Análisis de la influencia de la displasia en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.....	74
Tabla 13. Análisis de la influencia del sexo en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.....	74
Tabla 14. Análisis de la influencia de la displasia grave y el sexo en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico. ....	74
Tabla 15. Análisis de la influencia de la altura de la rótula en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.....	74
Tabla 16. Análisis de la influencia de la distancia TA-GT en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.....	75
Tabla 17. Codificaciones de variables categóricas .....	77
Tabla 18. Variables en la ecuación.....	78
Tabla 19. Tabla de porcentajes de las respuestas (si/no) de cada variable. ....	82
Tabla 20. Longitudes del LPFM anatómico virtual y reconstruido con resultado clínico satisfactorio y no satisfactorio debido a dolor anterior de rodilla severo en los diferentes ángulos de flexión de la rodilla.....	86
Tabla 21. Longitud de los fascículos proximal y distal de un LPFM de doble fascículo reconstruido virtual anatómico a diferentes ángulos de flexión de la rodilla. ....	94
Tabla 22. Longitud de los fascículos proximal y distal de LPFM reconstruido no anatómico de doble fascículo con resultado clínico satisfactorio a diferentes ángulos de flexión de la rodilla.....	95

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

**CCI:** Coeficiente de correlación intraclase.

**IRLC:** Inestabilidad rotuliana lateral crónica.

**LCA:** Ligamento cruzado anterior.

**LPFM:** Ligamento patelofemoral medial.

**TC:** Tomografía Computarizada.

**RM:** Resonancia Magnética.

# 1. INTRODUCCIÓN

---

## 1.1. La inestabilidad rotuliana lateral crónica

La inestabilidad rotuliana lateral crónica (IRLC) es una patología musculoesquelética poco frecuente en la práctica clínica diaria. En Estados Unidos se diagnostican unos 2,3 casos por cada 100.000 habitantes /año [1] y cerca de 1,9 por cada 100.000 habitantes que realizan práctica deportiva habitual o de competición [2]. Esta incidencia es muy similar a la encontrada en nuestro medio.

La IRLC implica un movimiento anormal de la rótula respecto al surco troclear del fémur. Se manifiesta clínicamente por dolor anterior de rodilla y luxación lateral de la rótula. Afecta a adolescentes y adultos jóvenes, deportivamente activos. Es más frecuente en las mujeres, que presentan un riesgo de sufrir una luxación lateral de rótula un 33% mayor que los hombres [3]. La luxación rotuliana recurrente aparece hasta en el 44% de los pacientes tratados de forma conservadora [4], siendo también más frecuente en mujeres [3] y en pacientes con factores de riesgo predisponentes [5].

Con el tiempo, la IRLC puede dar lugar a una gran incapacidad funcional y al abandono de la actividad deportiva. En estos pacientes, la incongruencia articular y la sobrecarga mecánica provocan lesiones en el cartílago y la aparición de artrosis femoropatelar, por lo que es necesario un tratamiento lo más etiológico posible que pueda restablecer el buen recorrido rotuliano y evitar la sobrecarga condral.

Se ha demostrado que la deficiencia del ligamento patelofemoral medial (LPFM) es la lesión principal en la IRLC [6][7][8][9][10].

La cirugía está indicada a partir del segundo episodio de luxación rotuliana y, hoy en día, la reconstrucción del LPFM es el procedimiento quirúrgico de elección [11]. Esta reconstrucción usa una técnica mini-abierta y un injerto más fuerte que el LPFM nativo para compensar los factores de riesgo de inestabilidad lateral de rótula subyacentes.

La incidencia de la reconstrucción del LPFM es mucho menor que la del ligamento cruzado anterior (LCA), que es de un 48 por 100.000 habitantes/año [12]. Sin embargo, las complicaciones asociadas a la cirugía de reconstrucción del LPFM aparecen con mayor frecuencia, observándose en más del 16% de casos, de los cuales al menos la mitad se deben a errores técnicos [13], siendo el más frecuente la elección incorrecta del punto de anclaje femoral.

Es por todo ello que la reconstrucción del LPFM es un reto técnico que requiere experiencia y para evitar las complicaciones asociadas y obtener buenos a largo plazo es crucial conocer la anatomía y función del LPFM.

### **1.2. Anatomía y fisiopatología de la inestabilidad femoropatelar.**

La estabilidad de la articulación femoropatelar está controlada por una compleja interrelación de elementos pasivos (óseos y ligamentosos) y activos (musculares), que en las rodillas normales actúan en armonía para permitir una correcta alineación de la rótula con la tróclea femoral durante el movimiento de flexión de la rodilla.



### **1.2.1. Anatomía ósea.**

El desarrollo normal de la tróclea femoral es uno de los elementos más importantes en la correcta biomecánica de la articulación femoropatelar. La tróclea femoral normal consta de dos carillas asimétricas que convergen hacia atrás en el surco troclear. La vertiente lateral de la tróclea es más alta y larga que la vertiente medial, siendo éste el fundamento del poder retentivo de la tróclea. La displasia troclear es una malformación anatómica congénita del tercio superior de la tróclea caracterizada por una tróclea plana o convexa que evita que la rótula encaje correctamente en la tróclea durante el rango de movimiento de la rodilla.

La altura de la rótula respecto al surco troclear también juega un papel decisivo en la correcta cinemática articular dado que, durante la contracción del cuádriceps, la rótula se mueve proximalmente sobre la tróclea en un área que carece de soporte [14]. En presencia de una patela alta, la flexión de la rodilla se asocia con un retraso en la alineación de la rótula en el surco troclear, aumentando el riesgo de luxación rotuliana lateral [14]. La patela alta también influye en la presión de la articulación femoropatelar al condicionar un incremento de la misma con los grados altos de flexión de la rodilla [15].

La morfología general del miembro inferior es otro factor que puede modificar el comportamiento mecánico de la articulación femoropatelar. La excesiva lateralización de la tuberosidad tibial anterior respecto al surco troclear, la excesiva anteversión femoral, la torsión tibial externa, el *genu valgus* y el *genu recurvatum* determinan un brazo elevador desfavorable del músculo cuádriceps que, al contraerse, desplaza lateralmente a la rótula, incrementando el riesgo de inestabilidad.

### 1.2.2. Partes blandas

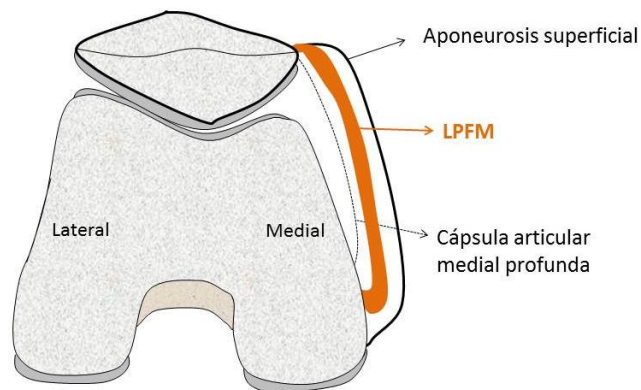
Los músculos del cuádriceps representan los estabilizadores activos de la rótula [16]. El recto femoral y el vasto intermedio actúan directamente en el eje longitudinal del fémur, mientras que los músculos vasto medial y lateral, que tienen inserciones oblicuas en la rótula, actúan para estabilizar a la rótula en dirección medial y lateral respectivamente [17]. Un desequilibrio en la activación neuromuscular y la coordinación determinan alteraciones en la alineación de la rótula durante el movimiento de flexo-extensión de la rodilla, como sucede con la hipoplasia del músculo vasto medial oblicuo. Se ha demostrado que una relajación del vasto medial oblicuo a los 20° de flexión determina una reducción del 30% de la estabilidad rotuliana lateral [18].

Los elementos pasivos estabilizadores de partes blandas de la articulación femoropatelar incluyen al tendón rotuliano y al retináculo lateral y medial. El aumento de tensión del retináculo lateral incrementa el estrés en la faceta rotuliana lateral y predispone a una mala alineación y a inestabilidad. En el lado medial, los ligamentos meniscopatelar medial, patelotibial medial y especialmente el LPFM proporcionan estabilidad medial a la rótula. Se ha demostrado que el LPFM contribuye al 60% de la fuerza que se opone al desplazamiento lateral de la rótula [19] [20] y que la lesión del LPFM reduce casi un 50% la fuerza necesaria para luxar la rótula lateralmente con la rodilla extendida [21]. Por esta razón, en los últimos años la comunidad científica ha mostrado un gran interés en el estudio de esta importante estructura anatómica.

### 1.3. Anatomía y función del ligamento femoropatelar medial

El LPFM es una banda de tejido conectivo de localización extracapsular, anterior a la cápsula articular medial profunda [22]. Las primeras descripciones anatómicas del LPFM fueron publicadas en el año 1979 por Warren y Marshall [23]. En su estudio describen tres capas anatómicas en la vertiente medial de la rodilla: la más superficial que sigue la aponeurosis del vasto medial, la capa intermedia donde se sitúa el LPFM y el ligamento colateral medial, y la capa profunda que continúa con la cápsula articular (Figura 1).

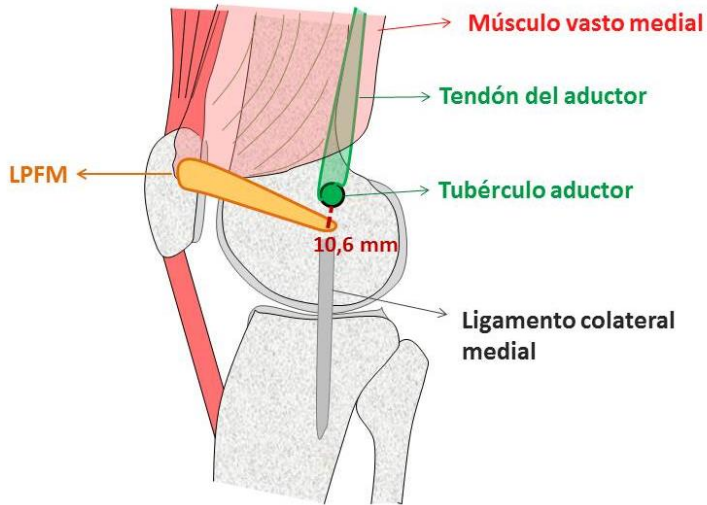
El LPFM se extiende desde la rótula hasta el fémur medial (Figura 1 y 2). La inserción en la rótula es más amplia que la inserción femoral y se produce en su borde medial, concretamente en su tercio superior o en la unión del tercio superior con los dos tercios inferiores [24], donde de forma típica el perímetro de la rótula se hace más vertical [25]. De ahí, sigue un curso distal-medial hasta su inserción femoral [22].



**Figura 1. Representación esquemática de la anatomía del LPFM.**

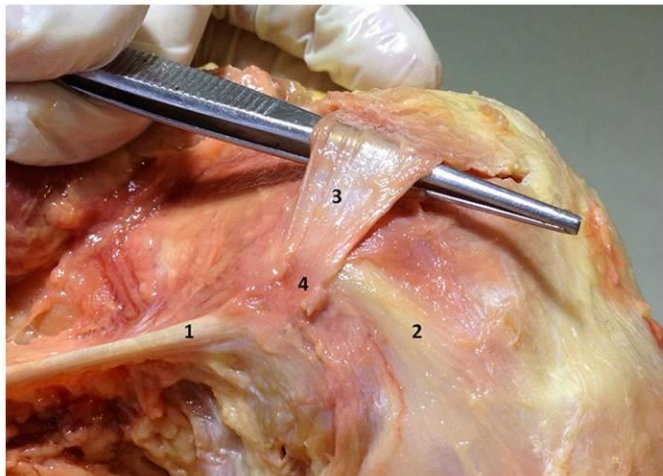
El ligamento tiene una localización extracapsular, en la capa 2 o intermedia, anterior a la cápsula articular medial profunda.

La localización de la inserción femoral del LPFM se ha descrito en la literatura de forma variable, tanto en el epicóndilo medial [26][27][28][29], como en la vertiente anterior del epicóndilo medial [24][30], en el mismo tubérculo aductor [19][31] o justo distal al tubérculo aductor [22][32][33]. Todavía hoy existen dudas sobre la localización precisa de la inserción femoral [34], lo que determina que su reconstrucción quirúrgica continúe siendo una aproximación. Los últimos trabajos publicados han demostrado que la inserción femoral del LPFM se produce distal al tubérculo aductor [8][10][22][24][33], en el punto medio localizado entre el epicóndilo medial y el tubérculo aductor, referencias palpables y fáciles de identificar en el quirófano. Le Prade et al. [35] encontró en su estudio con 20 rodillas normales de cadáver que la inserción del LPFM en el fémur se produce a una distancia media de 10,6 mm proximal y 8,8 mm posterior al epicóndilo medial y 1,9 mm anterior y 3,8 m distal al tubérculo aductor. Para Fujino et al. [33] el centro de la inserción femoral del LPFM tiene lugar a una distancia de  $10,6 \pm 2.5$  mm distal al ápex del tubérculo aductor en el eje largo del fémur, posición que fue constante en las 31 rodillas normales de cadáver incluidas en su estudio (Figura 2). En la figura 3 se puede observar en una disección de rodilla de cadáver la inserción femoral del LPFM y su relación con el tendón aductor y el ligamento colateral interno superficial.



**Figura 2. Representación esquemática de la anatomía de la vertiente medial de la rodilla.**

El LPFM tiene una orientación distal-medial desde su inserción en la vertiente superomedial de la rótula hasta su inserción femoral, que se produce según Fujino et al. a una distancia de 10,6 mm distal al ápex del tubérculo aductor. Las fibras anteriores del LPFM se juntan con las del músculo vasto medial.



**Figura 3. Anatomía de la vertiente medial de la rodilla.**

(1) Tendón aductor, (2) ligamento colateral medial superficial, (3) ligamento patelofemoral medial e (4) inserción femoral del ligamento patelofemoral medial. Las fibras anteriores del LPFM se juntan con las del tendón cuadriceps por encima de la rótula.

La longitud media del LPFM es de aproximadamente 53-65 mm [10][20][22][26] y su anchura media es variable, con una media de 12 mm en su inserción femoral y 24 mm en su inserción rotuliana [20], variabilidad que puede hacer que la localización del LPFM sea difícil [36].

Las fibras anteriores del LPFM se juntan con las cuádriceps [20][26][37]. Así, para la mayoría de los autores, se junta con las fibras más profundas del músculo vasto medial oblicuo [20][26][36] (Figura 2), sugiriendo un papel dinámico del músculo vasto medial en el LPFM que proporciona una estabilización medial a la rótula considerable. El grado por el cual las fibras del LPFM se juntan con las del músculo vasto medial oblicuo es variable, dependiendo de la extensión distal de las fibras de este músculo. En los casos en los que el músculo vasto medial oblicuo tiene una extensión más distal, existe mayor proporción del LPFM cubierto por las fibras del músculo, mientras que cuando existe una displasia del vasto medial oblicuo, las fibras superiores y anteriores del LPFM se unen con las fibras distales y mediales del tendón cuadrícipital [25]. No obstante, para otros autores las fibras proximales del LPFM no se fijan al músculo vasto medial oblicuo sino al músculo vasto intermedio [31][37], sugiriendo que la contracción del vasto intermedio induce tensión en el LPFM y estabiliza así a la rótula durante la extensión de la rodilla. Mochizuki et al.[37] también mostraron que las fibras distales se insertan en el borde medial del tendón rotuliano, no en la rótula.

Aunque el LPFM es muy fino, resiste fuerzas de hasta los 200 Newtons [26] y, hoy en día, se considera el principal elemento estabilizador pasivo que evita la luxación lateral de la rótula de 0° a 30° de flexión [19][21][22][23][24][25][26][27][31][38] y la estructura anatómica que con mayor frecuencia se lesiona en una luxación lateral de la rótula [6][19][20][26][31][37][39]. Los estudios anatómicos y biomecánicos de laboratorio muestran que la fuerza necesaria para provocar un desplazamiento

lateral de la rótula es menor en los primeros 30° de flexión [40], momento en el cual la rótula es más vulnerable a la luxación porque carece de la protección ósea que le proporciona la tróclea femoral [41][42]. El LPFM está tenso en los primeros 30° de flexión de la rodilla, momento en que la rótula está en posición ligeramente lateral, y aplica la tensión necesaria a la rótula para su correcta alineación en la tróclea femoral. A mayores grados de flexión de la rodilla, el LPFM pierde la tensión y su función estabilizadora, momento en el cual la tróclea y el vasto medial actúan estabilizando a la rótula [36].

Por lo tanto, el centrado correcto de la rótula en la tróclea femoral durante los primeros grados de flexión es un aspecto esencial en la estabilidad de la articulación femoropatelar y viene determinado por estructuras dinámicas y estáticas de partes blandas, de las que el LPFM es el factor estabilizador principal. Por estos motivos, el abordaje terapéutico lógico en la IRLC es reconstruir el LPFM. Aunque los resultados de la reconstrucción del LPFM son mejores hoy en día que en el pasado, todavía es necesario un mejor conocimiento de la capacidad de la reconstrucción del LPFM en prevenir las alteraciones en la dinámica de la articulación femoropatelar y en la degeneración del cartílago [14][43].

## **1.4. Reconstrucción quirúrgica del LPFM**

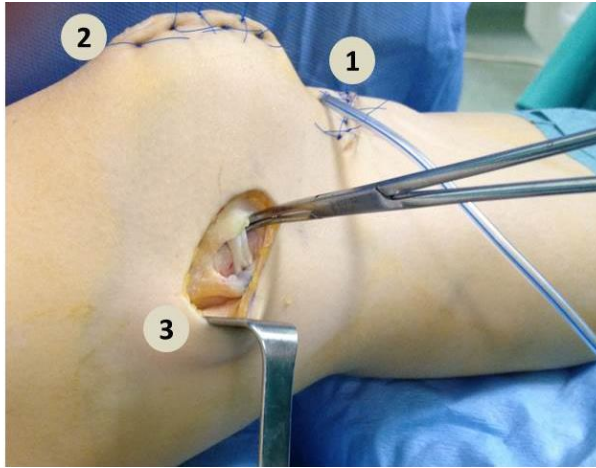
En la IRLC, la cirugía está indicada a partir del segundo episodio documentado de luxación rotuliana. El objetivo de la cirugía es estabilizar la rótula, restaurar la cinemática articular normal y optimizar la transmisión de cargas a través de la articulación [44]. Se han empleado diferentes técnicas quirúrgicas que incluyen procedimientos óseos como la distalización y/o transferencia medial de la tuberosidad tibial anterior y la trocleoplastia, y procedimientos de partes blandas como la reconstrucción del LPFM y el alargamiento de la aleta rotuliana externa.

Actualmente, el procedimiento quirúrgico de elección en la IRLC es la reconstrucción del LPFM [43]. Aunque el tratamiento de la IRLC ha evolucionado de forma significativa durante las dos últimas décadas, todavía existen muchos aspectos no definidos sobre la técnica quirúrgica de reconstrucción del LPFM y se necesita más información sobre diferentes cuestiones técnicas de este procedimiento. Además, la tasa de complicaciones asociadas con la reconstrucción del LPFM del 26% no es trivial [45].

Este interés por las reconstrucciones del ligamento comenzó en la década de 1990 con la cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) y ahora hay considerable interés con la del LPFM. Se han descrito muchas técnicas quirúrgicas para reconstruir el LPFM que varían en la elección del injerto, en el número y posición de los túneles femoral y patelar, y en el tipo de la fijación empleada, obteniendo generalmente buenos resultados a corto y medio plazo[44][46][47][48][49][50][51][52][53][54][55][56][57][58][59][60][61][62].

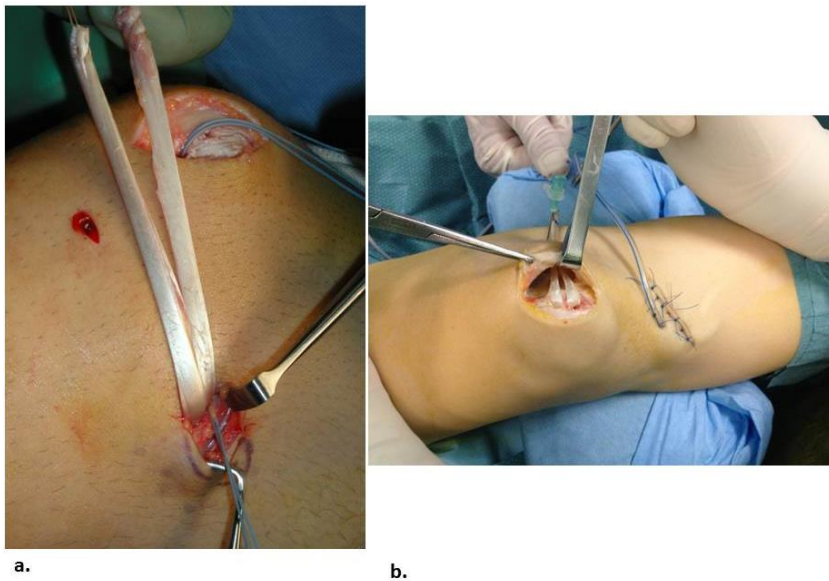
Una de las alternativas técnicas más utilizada es el autoinjerto con el tendón del semitendinoso [44][63][64][65][66]. El tendón del semitendinoso es mucho más grueso que el LPFM y ofrece una resistencia mucho mayor, por lo que permite un amplio margen de seguridad en términos biomecánicos, limitando la luxación lateral de la rótula. Se realiza con cirugía abierta poco invasiva, mediante tres pequeñas incisiones de aproximadamente 3-6 cm: la primera incisión se efectúa a 1 cm medial y distal de la tuberosidad tibial anterior para la toma de injerto del tendón del semitendinoso, seguida de una incisión en el borde superomedial de la rótula y en el fémur en un plano extrasinovial para la fijación del injerto (Figura 4). Muchos autores consideran que la fijación patelar tiene menos relevancia en la biomecánica del ligamento. Puede realizarse con un solo túnel o con un doble túnel preparando el injerto en doble hebra, con el objetivo de reproducir la amplitud de la inserción patelar del injerto (Figura 5).





**Figura 4. Técnica de reconstrucción del LPFM mediante autoinjerto de semitendinoso.**

Se realizan tres incisiones: la toma de injerto de semitendinoso (1), seguida de dos incisiones para la fijación de la plastia en la rótula (2) y en el fémur (3).



**Figura 5. Fijación de la plastia de LPFM con técnica de doble túnel.**

(a) anclaje femoral. (b) anclaje patelar. Se prepara el injerto en doble hebra, con el fin de reproducir la amplitud patelar del injerto. Sin embargo, desde el punto de vista fisiopatológico, esta inserción rotuliana no es crucial.

En la cirugía de ligamentos, se considera crucial la correcta elección de los puntos de anclaje del injerto para conseguir un buen resultado clínico, y la reconstrucción del LPFM no debería ser una excepción. La selección del punto de anclaje femoral de la plastia de LPFM es fundamental para conseguir una buena biomecánica del injerto. La inserción del LPFM se puede explorar en una cirugía mini invasiva. Sin embargo, las marcas de la inserción en la rótula y especialmente en el fémur son difíciles de visualizar y palpar, por lo que la fijación correcta del injerto de LPFM puede ser únicamente una aproximación. La posición del túnel femoral del injerto actualmente se confirma generalmente con el método de Schöttle [47] en una imagen radioscópica lateral de la rodilla durante el mismo acto quirúrgico, lo que en realidad constituye una estimación del origen femoral anatómico del LPFM y no una correcta colocación anatómica del mismo en cada paciente individual [49][61].

En los últimos años, la inserción femoral anatómica del LPFM ha ganado gran interés, con el fin de conseguir un injerto que remedie en posición y función al ligamento nativo. Hoy en día se acepta que la elección de un punto de inserción femoral anatómico es crucial para el éxito de una cirugía de reconstrucción del LPFM y se considera que una fijación femoral no anatómica del injerto de LPFM no es válida [26][63]. Sin embargo, existen pocos trabajos publicados que investiguen la localización más apropiada de la inserción del injerto de LPFM y hay mucha controversia sobre la importancia de realizar una reconstrucción anatómica del LPFM. Además existen discrepancias en la literatura en cuanto a los efectos clínicos de una fijación femoral no anatómica de la reconstrucción del LPFM.

## **1.5. Métodos radiológicos para elegir la inserción femoral del LPFM**

Se han publicado diferentes métodos radiológicos reproducibles que permiten localizar el túnel femoral anatómico, pero son métodos basados en un análisis de rodillas normales de cadáver, no en pacientes con IRLC. De entre estos métodos radiológicos, el más extendido y utilizado actualmente en todo el mundo es el método de Schöttle [47]. Otro método radiográfico conocido es el método de Stephen [48], aunque no se usa en la práctica clínica. Recientemente, Fujino et al. [33] han descrito una referencia para localizar la inserción femoral anatómica del LPFM, que se encuentra distal y anterior al tubérculo del aductor, y proximal al epicóndilo medial.

Sin embargo, estos puntos de fijación femoral pueden estar influenciados por la localización específica de estas prominencias óseas en cada rodilla particular [67]. De hecho, los pacientes con IRLC asocian anomalías anatómicas en diferente grado, como la patela alta, la displasia troclear y la lateralización de la tuberosidad tibial anterior, alteraciones que no están presentes en una rodilla normal [68]. Por lo tanto, es razonable pensar que la anatomía del epicóndilo medial y del tubérculo aductor podría estar alterada en las rodillas de pacientes con IRLC.

La TC es una excelente herramienta para la valoración de la inserción femoral del LPFM. No permite visualizar directamente la plastia, pero sí sus anclajes. Las reconstrucciones 3D de TC ofrecen una anatomía de superficie que permite visualizar fácilmente las prominencias óseas, especialmente el tubérculo del aductor y el epicóndilo femoral medial, que son las referencias anatómicas que permiten identificar la localización exacta anatómica del punto de inserción del LPFM. Pero también es posible detectar en las imágenes 3D de TC el punto

exacto de la inserción femoral del LPFM usando los métodos radiológicos de Stephen y Schöttle.

En este trabajo se correlacionará y comparará la localización de la fijación femoral del LPFM en pacientes con IRLC usando las referencias radiológicas (métodos de Stephen y Schöttle) y los puntos de referencia anatómicos previamente descritos (tubérculo del aductor y epicóndilo medial) e identificados mediante reconstrucciones 3D de TC. Se calculará el grado de solapamiento entre los diferentes métodos para conocer la precisión exacta de las metodologías radiológicas descritas en la localización anatómica de la fijación femoral del LPFM.

Mediante TC además es posible realizar un estudio dinámico al adquirir imágenes de la rodilla en diferentes grados de flexión, desde 0° hasta 120°, lo que nos permitirá en este trabajo analizar el patrón de cambio de longitud del LPFM en vivo.

### **1.6. Hipótesis de trabajo**

La hipótesis de este trabajo se centra en mejorar la definición del punto de fijación femoral en las inserciones del LPFM. Esta hipótesis se centra en la observación de que si usamos únicamente los métodos radiográficos para determinar el punto de fijación femoral se corre el riesgo de elegir un punto de fijación incorrecto debido a que estos métodos radiológicos no han sido validados y existen variantes anatómicas bien descritas en los pacientes con IRLC.

Además, esta Tesis Doctoral quiere demostrar que, como ocurre con la cirugía del LCA, los cambios en el punto de inserción femoral tienen un gran efecto en la longitud relativa y patrón de cambio de longitud del LPFM reconstruido a lo

largo del rango dinámico de movimiento de la rodilla, además de influir en los fallos de la cirugía y por lo tanto en los resultados clínicos.

## **1.7. Interés clínico de la investigación**

Hasta la fecha, no tenemos conocimiento de que exista ningún trabajo previo publicado en la literatura que demuestre la exactitud de los métodos radiológicos en identificar la localización del injerto de LPFM en las rodillas de pacientes con IRLC, ni tampoco hay trabajos publicados que comparen los dos métodos radiológicos con el método anatómico para localizar el punto exacto de inserción femoral del LPFM. Esta Tesis aportará pues una información muy relevante para una correcta planificación quirúrgica.

Para analizar la localización exacta de la plastia de LPFM es necesario conocer la biomecánica de este ligamento. Se han publicado trabajos [10][69][24][70] que realizan pruebas biomecánicas a rodillas de cadáver y miden el grado de inclinación de la patela, la tensión y el cambio de longitud del LPFM. Sin embargo, considerando la interacción del LPFM con los tejidos de partes blandas que rodean la rótula, estos resultados no reflejan adecuadamente la biomecánica del LPFM en el paciente *in vivo*, por lo que no se pueden aplicar a la cirugía de reconstrucción del LPFM.

La realización de TC con reconstrucciones 3D, adquiridas en diferentes grados de flexión desde 0° hasta 120°, en estos pacientes intervenidos de reconstrucción de LPFM permitirá analizar el patrón del cambio de longitud del LPFM *in vivo* y usar este patrón en la cirugía de reconstrucción del LPFM.

Únicamente existen cuatro trabajos recientemente publicados [71][72][73][74] que analizan el cambio de longitud del LPFM *in vivo* mediante TC 3D a diferentes grados de flexión de la rodilla, pero están realizados sobre sujetos

sanos. Hasta la fecha, no existen trabajos en la literatura científica que estudien *in vivo* mediante TC 3D a pacientes intervenidos de reconstrucción de LPFM por IRLC.

La investigación es de gran interés al tratarse de una cirugía de comienzo relativamente reciente, que se encuentra todavía en fase de mejora, y de ser el primer estudio *in vivo* realizado en pacientes con IRLC, por lo que los resultados obtenidos podrán tener un gran impacto en el manejo terapéutico del paciente al aportar nuevos aspectos técnicos en el conocimiento de la cirugía exacta de reconstrucción del LPFM.

## **2. OBJETIVOS**

---

### **2.1. Objetivos principales**

1. Correlacionar la localización exacta del punto de fijación femoral en la cirugía de la plastia de LPFM en pacientes con IRLC, usando tanto las dos referencias radiológicas (métodos descritos por Stephen y Schöttle) como la referencia anatómica más importante (tubérculo del aductor), todas ellas mediante reconstrucciones 3D de TC de la rodilla a 0° de flexión.
2. Investigar mediante TC 3D helicoidal el efecto de la localización de la inserción femoral anatómica ideal del LPFM virtual en el patrón dinámico de cambio de longitud desde la extensión hasta la flexión máxima de la rodilla.
3. Determinar la longitud relativa y el patrón de cambio de longitud *in vivo* del LPFM reconstruido quirúrgicamente mediante TC 3D desde la extensión hasta la flexión máxima de la rodilla.

### **2.2. Objetivos secundarios**

1. Analizar la variabilidad inter-observador, intra-observador e inter-método de los métodos radiográficos de Stephen y Schöttle en la detección del punto de fijación de la plastia de LPFM mediante TC 3D.
2. Correlacionar la localización de la inserción femoral detectada con los métodos radiológicos de Stephen y Schöttle con las anomalías anatómicas típicas asociadas a la IRLC.

3. Correlacionar la posición del punto de inserción femoral de la plastia, el patrón de cambio de longitud y la longitud relativa del injerto de LPFM con los resultados clínicos y el fallo de la cirugía.



## **3. METODOLOGÍA**

---

### **3.1. Pacientes**

#### **3.1.1. Criterios de inclusión**

Todos los pacientes elegibles incluidos en este estudio cumplieron todos los criterios de inclusión que se describen a continuación:

- Pacientes, tanto varones como mujeres no embarazadas, de al menos 15 años de edad.
- Pacientes capaces de comprender, comunicarse y de firmar un consentimiento informado por escrito antes de la realización de cualquier evaluación del estudio.
- Pacientes con IRLC con al menos dos episodios documentados de luxación rotuliana lateral para el estudio del punto de inserción femoral del LPFM mediante TC de rodilla a 0° de flexión.
- Los criterios establecidos para el estudio de la cinemática del LPFM mediante TC de rodilla a diferentes ángulos de flexión fueron:
  - Pacientes intervenidos de reconstrucción aislada del LPFM por IRLC,
  - sin otros procedimientos quirúrgicos previos de rodilla,
  - que presentaron al menos dos episodios documentados de luxación rotuliana lateral,
  - con un periodo de seguimiento mínimo de dos años tras la cirugía,
  - con clínica de dolor y/o inestabilidad rotuliana lateral presente de 0° a 30° de flexión y debida a la incompetencia del LPFM,

habiéndose descartado cualquier otro elemento que pudiera actuar como factor de confusión.

### 3.1.2. Criterios de exclusión

Los pacientes que cumplieron alguno de los siguientes criterios no fueron considerados elegibles para ser incluidos en este estudio.

- Pacientes en edad pediátrica, menos de 15 años.
- Presencia de factores de confusión evidentes para el estudio de la cinemática del LPFM, realizado mediante TC de rodilla a diferentes ángulos de flexión:
  - Inestabilidad rotuliana a partir de los 30° de flexión o en todos los grados de flexión de la rodilla.
  - Cirugías previas de rodilla.
  - Test de *mal-tracking* positivo.
  - Prueba de aprehensión.
  - Pruebas meniscales positivas.
  - Presencia de lesiones concomitantes condrales o meniscales en RM de rodilla.
- Fallo técnico en la realización de TC (por ejemplo, imágenes de TC de rodilla que no incluyeron toda la región de interés, pacientes en los que los ángulos de flexión de la rodilla no se correspondieron con los valores previamente definidos de 0°, 30°, 60°, 90° y 120°).
- Incapacidad del paciente a someterse a la realización de una TC (por ejemplo, imposibilidad de flexionar la rodilla).
- Paciente no localizable, que rechaza someterse a la realización de TC y/o a colaborar en el estudio.

### 3.1.3. Población a estudio

#### 3.1.3.1. Estudio de la biomecánica del LPFM con TC 3D a diferentes ángulos de flexión.

Durante el tiempo de recogida de casos, desde enero de 2002 hasta mayo de 2013, se seleccionaron 102 pacientes (104 rodillas) intervenidos de LPFM por luxación lateral de rótula. Todos los pacientes fueron diagnosticados y tratados en el Hospital Arnau de Vilanova de Valencia. De estas 104 rodillas, se excluyeron 15 casos por no estar localizables. Otras 40 rodillas se excluyeron por presentar otros procedimientos quirúrgicos además de la reconstrucción del LPFM, como una trocleoplastia, una reconstrucción de LCA, un alargamiento de la aleta rotuliana externa, una osteotomía de la tuberosidad tibial anterior o una corrección de la altura patelar. De los 49 casos restantes con reconstrucción aislada del LPFM por inestabilidad lateral crónica de 0 a 30° de flexión, 19 se negaron a participar en el estudio. Finalmente, se realizó TC 3D de rodilla a 28 pacientes (30 rodillas) con reconstrucción aislada del LPFM. Todas las exploraciones de TC se realizaron en el servicio de Radiología del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, desde diciembre de 2013 hasta mayo de 2015. De las 30 rodillas estudiadas, se excluyeron 5 fallos técnicos de la TC y un paciente en el que los datos clínicos y de TC no concordaron (*outlier*). Finalmente, 24 rodillas de 22 pacientes entraron a formar parte del estudio (Figura 6) y se excluyeron un total de 80 rodillas.

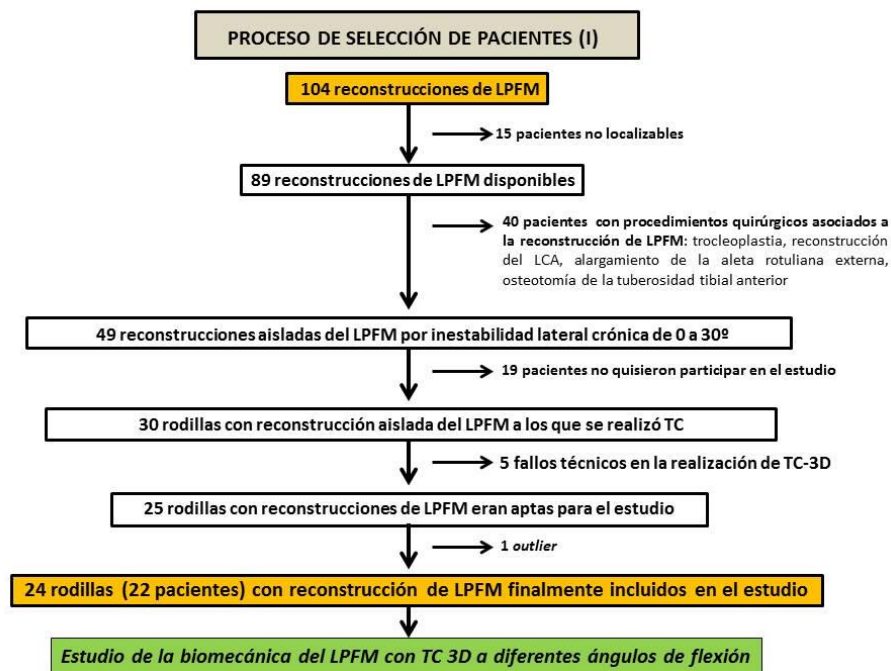


Figura 6. Diagrama de flujo de pacientes intervenidos de plastia de LPMF.

Se recogieron los datos demográficos de los pacientes incluidos (edad y sexo). Todos los pacientes fueron sometidos a una anamnesis y exploración física completa, en la que se valoró el tipo de inestabilidad rotuliana, las alteraciones del *mal-tracking*, la prueba de aprehensión, las pruebas meniscales y ligamentosas.

Las pruebas meniscales fueron negativas en los 24 casos incluidos. Todos presentaron una inestabilidad femoropatelar debida a la incompetencia del LPMF que se definió como aquella presente de 0 a 30° de flexión, con una prueba de aprehensión positiva y un test de *mal-tracking* negativo. La prueba de aprehensión se realizó con el paciente en decúbito supino con la rodilla flexionada entre 30 y 45°, empujando la rótula en dirección lateral. Si el paciente

muestra ansiedad y ofrece resistencia implica que el LPFM es incompetente. El *mal-tracking* consiste en que al flexionar la rodilla, la rótula se luxa a lateral. Una alteración en el *mal-tracking* implica que además de la incompetencia del LPFM participan otros factores etiológicos como la displasia de la tróclea o el incremento de la distancia TA-GT.

Todos los pacientes disponían de una Resonancia Magnética (RM) de rodilla en la que se descartó la presencia de lesiones concomitantes meniscales y condrales.

Se valoró los resultados clínicos tras la cirugía. Se consideró fallida la cirugía de reconstrucción del LPFM cuando hubo una recurrencia de la inestabilidad, dolor anterior de rodilla o una combinación de ambos, lo suficientemente importante como para requerir una nueva cirugía del LPFM.

Se consideró un resultado clínico satisfactorio tras la cirugía cuando el paciente no presentó dolor, aunque tuviera molestias esporádicas, no tenía inestabilidad, realizaba las mismas actividades físicas que antes de la cirugía incluyendo deportes y estaba subjetivamente satisfecho con el procedimiento quirúrgico.

### *3.1.3.2. Estudio del punto de anclaje femoral de LPFM con TC 3D a 0º de flexión.*

Se incluyeron otras 76 rodillas de 58 pacientes con IRLC diagnosticados en el Hospital Arnau de Vilanova, no intervenidos de LPFM, con inestabilidad femoropatelar presente en cualquier grado de flexión (en la que participan otros factores como la displasia troclear y la patela alta), con otras cirugías previas de rodilla, alteraciones del *mal-tracking*, condropatía, cuerpos libres y lesiones meniscales. Junto a las 24 rodillas del grupo de pacientes intervenidos de LPFM, se incluyeron un total de 100 rodillas (80 pacientes), a las que se realizó TC 3D a 0º de flexión en el Hospital Universitario y Politécnico la Fe y

en las que se analizó el punto de inserción femoral del LPFM (Figura 7). No se excluyó a ningún paciente.

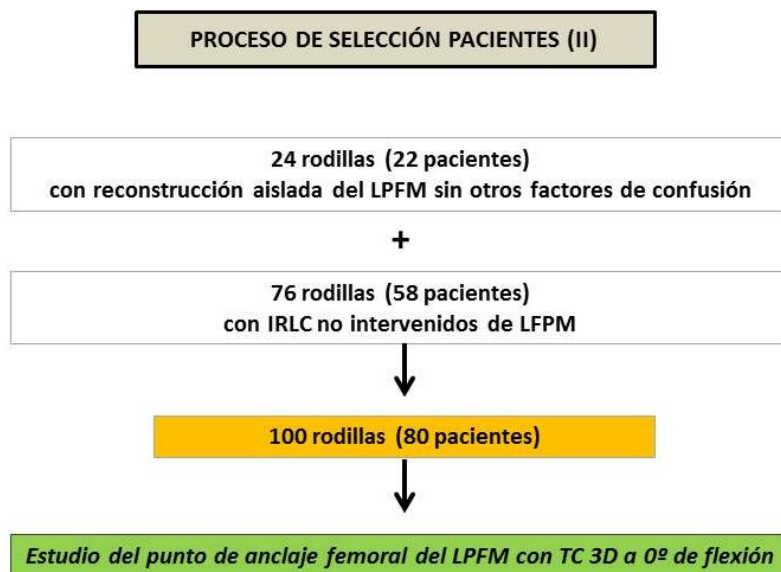


Figura 7. Pacientes incluidos en el estudio del punto de anclaje femoral del LPFM.

### 3.2. Realización de TC

A cada paciente se le realizó una TC de rodilla de alta resolución en el Servicio de Radiología del Área Clínica de Imagen Médica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia. El equipo empleado fue una TC multidetector (TCMD) de 256 detectores (Brilliance iCT scanner, Philips Medical Systems, Eindhoven, The Netherlands) (Figura 8).



**Figura 8. Equipo de TC empleado.**

En los pacientes no intervenidos de LPFM, el protocolo de imagen incluyó una única serie de la rodilla a  $0^\circ$  de flexión. En pacientes operados de plastia de LPFM el protocolo de TC incluyó cinco series para cada ángulo diferente de flexión de la rodilla ( $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  y  $120^\circ$ ). Los ángulos de flexión se calcularon con un goniómetro.

Se obtuvo el consentimiento informado del paciente para la realización de la TC. La prueba no requirió una preparación especial por parte del paciente. No se administró contraste yodado ni otro medicamento.

Los pacientes se colocaron en la mesa de TC en posición de decúbito lateral sin contracción del cuádriceps. Todos los casos se realizaron con protección gonadal y corporal general mediante la colocación de un delantal plomado entre el cuello, tórax, abdomen y pelvis del paciente y la fuente de rayos x. Los estudios se realizaron por el mismo enfermero, que fue previamente entrenado. La cobertura anatómica incluyó toda la rodilla desde el polo superior de la rótula hasta la tuberosidad tibial anterior. Los parámetros de adquisición empleados fueron una

colimación de 64×0.625 mm, matriz de 512, tiempo de rotación del tubo de 0.5 s, grosor de corte de 0.9 mm, tiempo de paso (pitch) de 0.45, 120 Kv y control automático de mAs. En cada serie de TC se obtuvieron dos algoritmos de reconstrucción con filtro de partes blandas y hueso.

Posteriormente, a partir de las imágenes transversales de TC para cada ángulo de flexión de la rodilla y mediante el software libre GeoGebra 4.4 (Geogebra, Salzburgo, Austria, 2013), se obtuvieron reconstrucciones volumétricas o tridimensionales 3D.

El estudio fue aprobado por el comité ético de investigación biomédica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe (IIS La Fe # 2013/0341) (Anexo I).

### **3.3. Variables analizadas**

En todos los pacientes incluidos se analizaron los factores de riesgo principales de inestabilidad lateral de la rótula y se correlacionó el punto de inserción femoral del LPFM mediante las tres referencias de localización validadas. En los pacientes intervenidos de LPFM además se analizó la posición de la plastia de LPFM y se calculó la longitud relativa y el patrón de cambio de longitud del injerto del LPFM y del LPFM nativo virtual.

#### **3.3.1. Factores de riesgo principales de inestabilidad lateral de la rótula**

Según los criterios de Dejour, de la Escuela de Rodilla de Lyon [68], los factores de riesgo principales de inestabilidad lateral rotuliana son la patela alta, la displasia troclear, el aumento de la distancia entre la tuberosidad tibial anterior

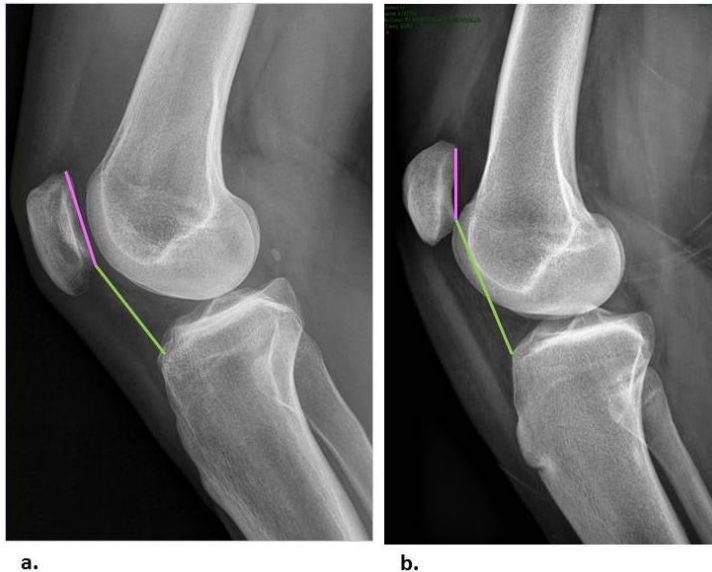


y el surco troclear (TA-TG) y la inclinación lateral excesiva de la rótula. En base a estos criterios, en todos los pacientes incluidos, las variables analizadas fueron la altura de la rótula de acuerdo con el método descrito por Caton-Deschamps, la existencia y grado de displasia troclear según la clasificación de Dejour, la distancia en milímetros entre la tuberosidad tibial anterior y el surco troclear (TA-TG) y el ángulo de inclinación lateral de la rótula.

Otros factores definidos para la inestabilidad lateral de la rótula, como la anteversión femoral, la rotación externa de la rodilla, el *genu valgum* y el *genu recurvatum*, no se consideran factores de riesgo principales y no se analizaron en el estudio.

### ***3.3.1.1. Altura de la rótula según el índice de Caton-Deschamps.***

Se calculó el índice de Caton-Deschamps, para cada rodilla, en la radiografía simple lateral de rodilla obtenida a 20-30° de flexión. Este índice es el cociente entre la distancia desde el borde articular inferior de la rótula hasta el ángulo anterosuperior de la tibia y la longitud de la superficie articular de la rótula (Figura 9). Se consideró normal una medida de 0,8 – 1,2 y se diagnosticó una patela alta cuando se encontró un índice mayor o igual a 1,2.

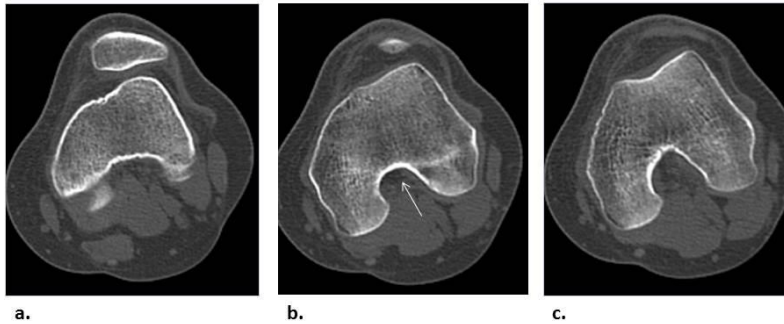


**Figura 9. Medición de la altura de la rótula de acuerdo con el Índice de Caton-Deschamps en radiografía lateral de rodilla.**

Se calculó el cociente entre la distancia desde el borde articular inferior de la rótula hasta el ángulo anterosuperior de la tibia (líneas verdes) y la longitud de la superficie articular de la rótula (líneas rosas). (a) Altura de la rótula normal, con índice de Caton-Deschamps de 0.9. (b) Patela alta, con índice de 1.9.

### ***3.3.1.2. Displasia troclear según la clasificación de Dejour.***

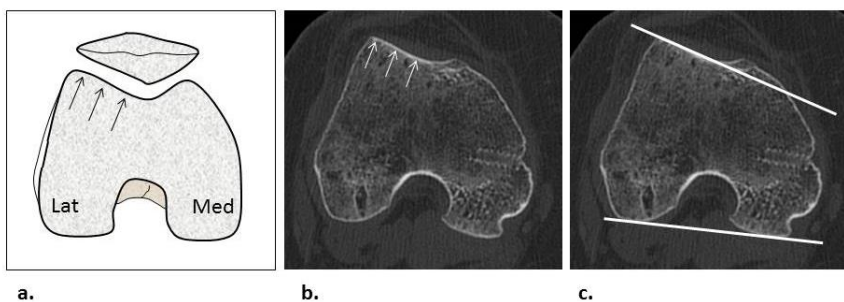
Se determinó la presencia de displasia troclear mediante el análisis visual de la morfología de la tróclea femoral en las imágenes axiales de TC de rodilla a 0° de flexión. Debido a que la displasia troclear tiene lugar en el tercio superior de la tróclea femoral, el corte que definió la morfología de la tróclea fue aquél en el que la escotadura intercondílea tenía morfología de arco románico regular (Figura 10).



**Figura 10. Corte transversal de TC que define la morfología de la tróclea femoral.**

Imágenes axiales consecutivas de TC de rodilla de craneal (a) a caudal (c). La morfología de la tróclea se determinó en el corte b, en el que la escotadura intercondílea tiene forma de arco románico regular (flecha).

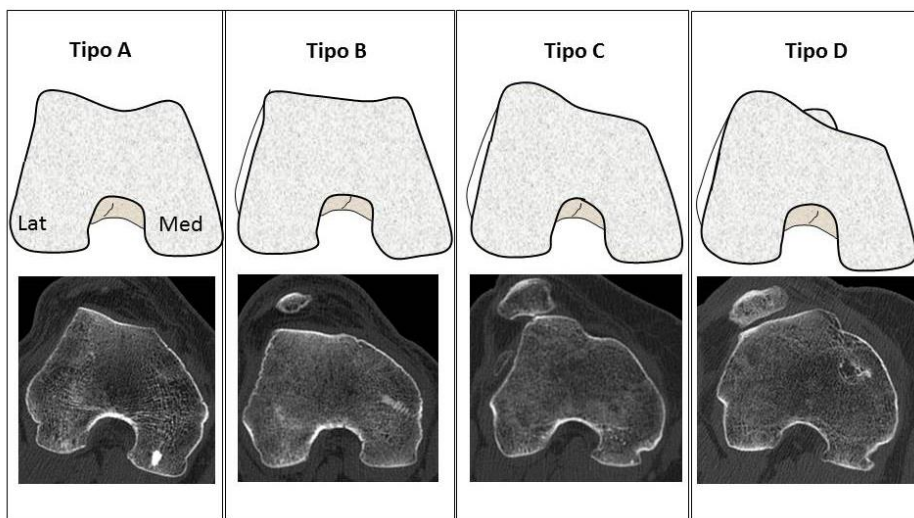
Se definió tróclea femoral normal aquella que presentaba una faceta articular lateral profunda con un ángulo de la pendiente de la tróclea femoral externa mayor a  $11^\circ$ . El ángulo de la pendiente se calculó mediante el trazo de la línea bicondílea posterior y la línea que pasa por la tróclea femoral externa en el corte axial de TC establecido (escotadura intercondílea con forma de arco románico regular) (Figura 11).



**Figura 11. Morfología normal de la tróclea femoral.**

(a) Representación esquemática y (b-c) imágenes axiales de TC de rodilla. La tróclea femoral externa tiene buena pendiente (flechas). El ángulo de la pendiente de la tróclea femoral externa está formado por la línea bicondílea posterior y la línea que pasa por la tróclea femoral externa (c). Es normal un ángulo de pendiente mayor de  $11^\circ$ .

Se estableció en la TC el tipo de displasia de acuerdo con la clasificación de Dejour [68][75] (Figura 12). El tipo A representa una displasia leve en la que la tróclea femoral tiene un surco poco profundo y el ángulo de la pendiente de la tróclea femoral externa es menor de  $11^\circ$ . En el tipo B, la tróclea femoral es plana y el ángulo de la pendiente tiende a  $0^\circ$ . En el tipo C hay asimetría de facetas articulares, con una faceta lateral alta y convexa, y una faceta medial hipoplásica. El tipo D corresponde a una displasia grave con una gran asimetría de facetas articulares, con la faceta lateral convexa y un saliente óseo vertical entre las dos facetas articulares.



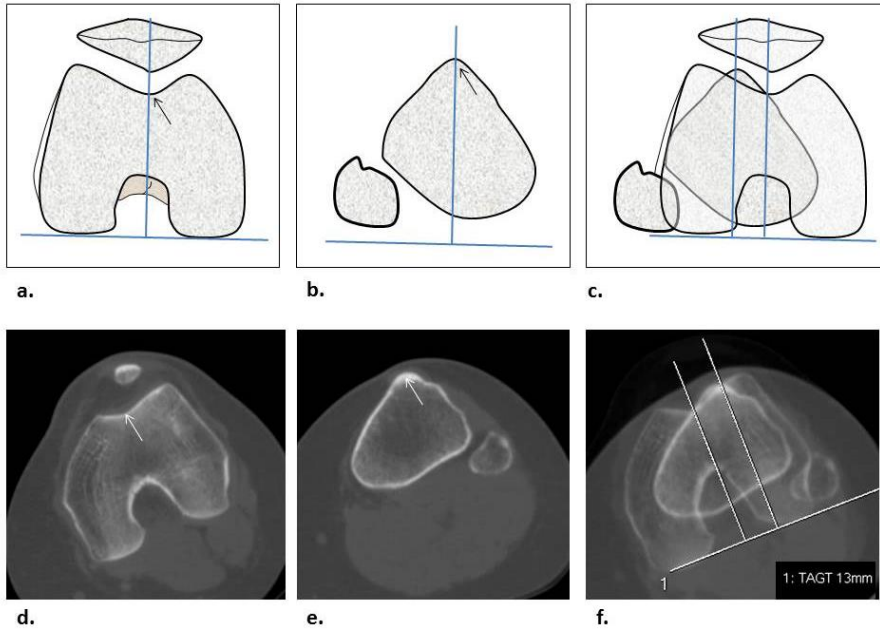
**Figura 12. Tipos de displasia troclear según la clasificación de Dejour.**

Las ilustraciones en el plano superior de la figura representan los tipos de displasia troclear. En el plano inferior se muestran ejemplos de displasia troclear en imágenes axiales de TC de diferentes pacientes.

Con los datos obtenidos, los pacientes se clasificaron en tres grupos principales: sin displasia troclear, displasia leve (que incluyeron los tipos A y B de la clasificación de Dejour) y displasia grave (tipos C y D).

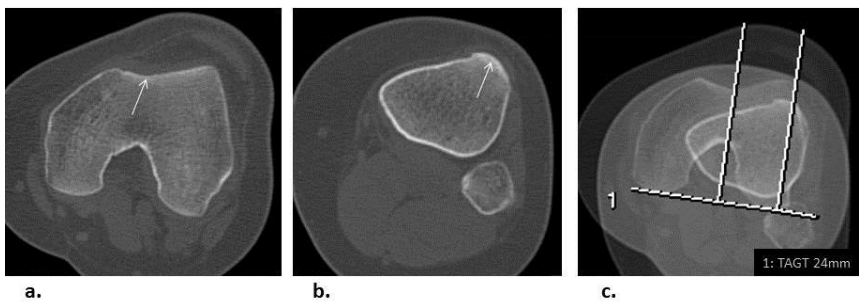
### ***3.3.1.3. Distancia entre la tuberosidad tibial anterior y el surco troclear (TA-GT)***

Es la medición en milímetros de la distancia transversal entre la tuberosidad tibial anterior (TA) donde se inserta el tendón rotuliano, y el surco o cauce troclear (GT), que representa el vértice o punto más profundo de la tróclea. Esta medida determina el valgo del aparato extensor. Su medición se obtuvo en una imagen de sumación del corte axial de TC a nivel de la tróclea femoral y a nivel de la tuberosidad tibial anterior (Figura 13). Se consideró patológica una distancia TA-GT mayor de 20 mm, que implica una excesiva lateralización de la tuberosidad tibial anterior y la posibilidad, en función de la clínica y la exploración física, de una cirugía medializadora de la tuberosidad tibial anterior (Figura 14).



**Figura 13. Cálculo de la distancia TA-GT en TC.**

Representación esquemática (a-c) y cortes axiales de TC (d-e) de un paciente con distancia TA-GT normal (13 mm). Las flechas señalan el surco troclear en el corte femoral (a y d) y la tuberosidad tibial anterior en el corte tibial (b-e). La suma de las dos imágenes axiales permite el cálculo de la distancia TA-GT (c y f).

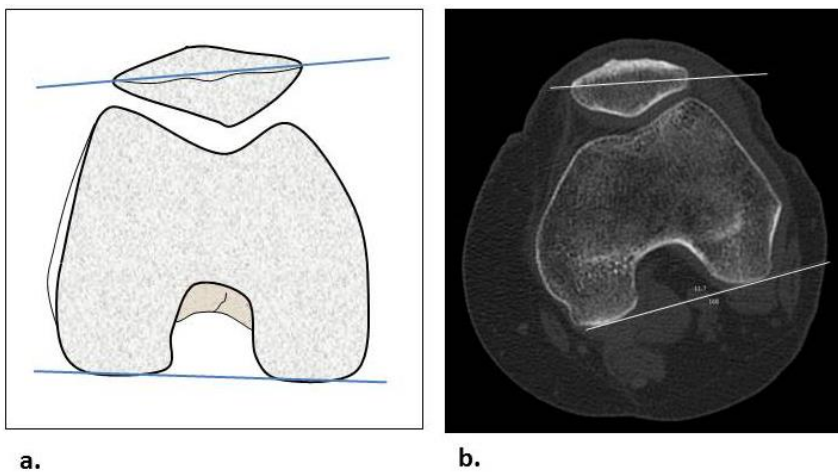


**Figura 14. TA-GT patológica.**

La suma de las imágenes axiales de TC del corte femoral (a) con el surco troclear (flecha) y del corte tibial (b) con la tuberosidad tibial anterior (flecha) da como resultado (c) una medida de TA-GT de 24 mm (patológica mayor de 20 mm).

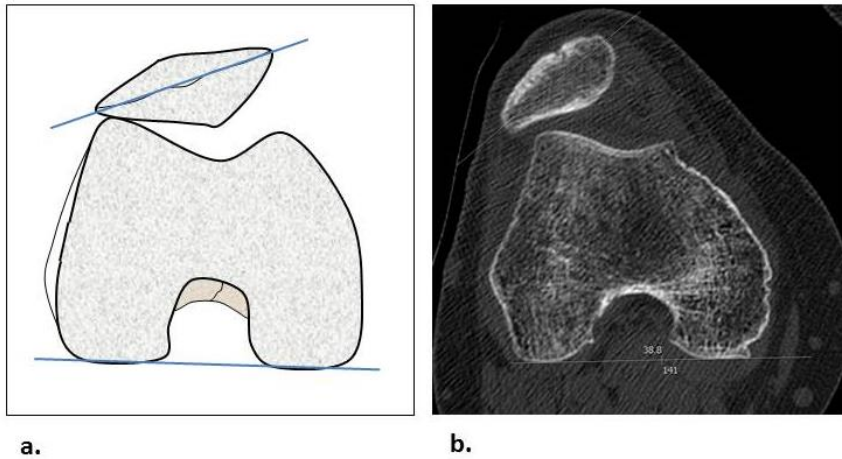
### 3.3.1.4. Ángulo de inclinación lateral de la rótula

Se calculó en la imagen axial de TC mediante el trazo del ángulo formado por la línea bicondílea posterior y la línea que sigue el eje transversal de la rótula (Figura 15). Se consideró patológico un valor mayor de  $20^\circ$ , que implica un volteo rotuliano excesivo por hipertonia del retináculo femoropatelar lateral y/o una hipotonía del retináculo medial (Figura 16). En los pacientes con patela alta en los que la rótula y la línea bicondílea posterior se localizan en distinto plano de corte, se copió la medida en los dos cortes para realizar la medición de este ángulo de inclinación (Figura 17).



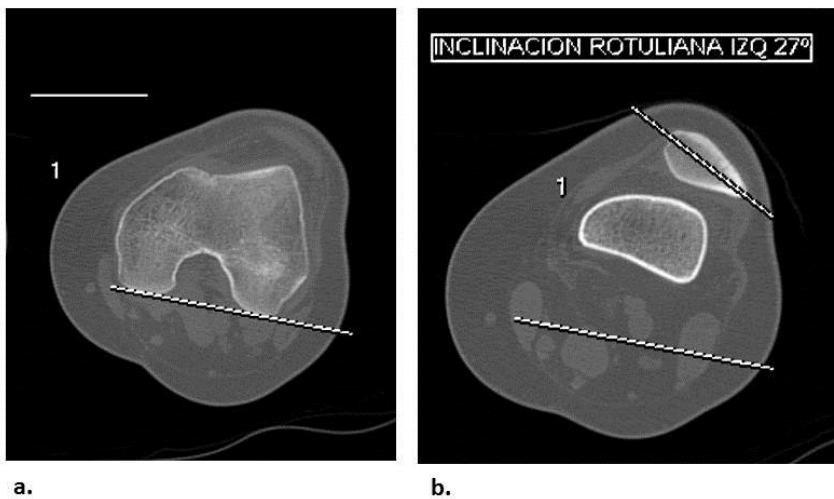
**Figura 15. Medición de la inclinación rotuliana en TC.**

Representación esquemática (a) e imagen axial de TC (b) en un paciente con ángulo de inclinación rotuliana normal, de  $11^\circ$  (normal  $<20^\circ$ ).



**Figura 16 . Inclinación rotuliana excesiva.**

Representación esquemática (a) e imagen axial de TC (b) de un paciente con un ángulo de inclinación o volteo rotuliano aumentado, de 38°.



**Figura 17. Medición del ángulo de inclinación rotuliana en paciente con patela alta.**

La rótula se localiza en un plano de corte superior al de los cóndilos femorales. Se copia la medida de la línea bicondílea posterior (a) en el plano en el que se visualiza el eje transversal mayor de la rótula (b) para realizar la medición. En este caso la inclinación rotuliana es excesiva, de 27° (patológico mayor de 20°).



### **3.3.2. Estudio del punto de inserción femoral del LPFM**

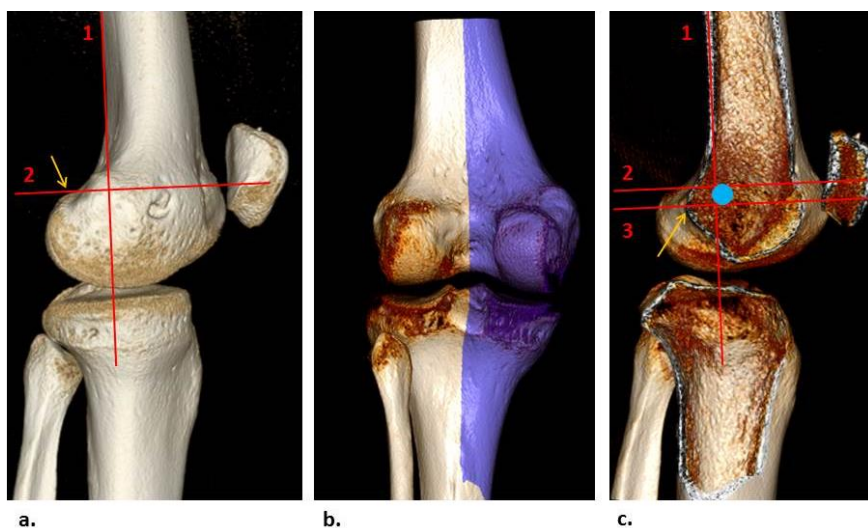
#### *3.3.2.1. Correlación de los métodos radiológicos y anatómico en la detección del punto de inserción femoral del LPFM.*

En los 100 pacientes incluidos en este trabajo, se localizó el punto exacto de la inserción femoral del LPFM en las reconstrucciones de TC 3D de la rodilla a 0° de flexión utilizando los dos puntos de referencia radiográficos validados (métodos descritos por Schöttle et al. [47] y Stephen et al. [48]) y la referencia anatómica más importante basada en la anatomía de superficie del hueso (identificación topográfica del tubérculo del aductor con TC 3D) y descrita por Fujino et al. [33]. Todas las mediciones se realizaron por el mismo radiólogo para evitar el error inter-observador. Se creó un círculo virtual con un diámetro de 7 mm para cada uno de los tres métodos en todos los pacientes. Se usó un diámetro fijo de 7 mm porque corresponde al tamaño del túnel que se utiliza habitualmente en la cirugía.

Schöttle et al.[47] definió el punto radiográfico de la inserción femoral del LPFM en una radiografía lateral estricta de rodilla con superposición de la vertiente posterior de los cóndilos femorales, como el punto que se encuentra 1,3 mm anterior a la línea tangente a la cortical femoral posterior, y 2,5 mm distal a la línea perpendicular que pasa por el origen posterior del cóndilo femoral medial, justo proximal a la línea que pasa por la parte más posterior de la línea de Blumensaat o techo de la escotadura intercondílea (Figura 18). Esta referencia usada por el método de Schöttle en radiografía simple es fácilmente adaptable a la imagen de TC 3D de la rodilla desde una visión medial. La imagen de la línea de Blumeensat se obtuvo mediante técnicas de segmentación aplicadas a las imágenes 3D del fémur distal, después de eliminar el cóndilo medial en la imagen 3D (Figura 19).



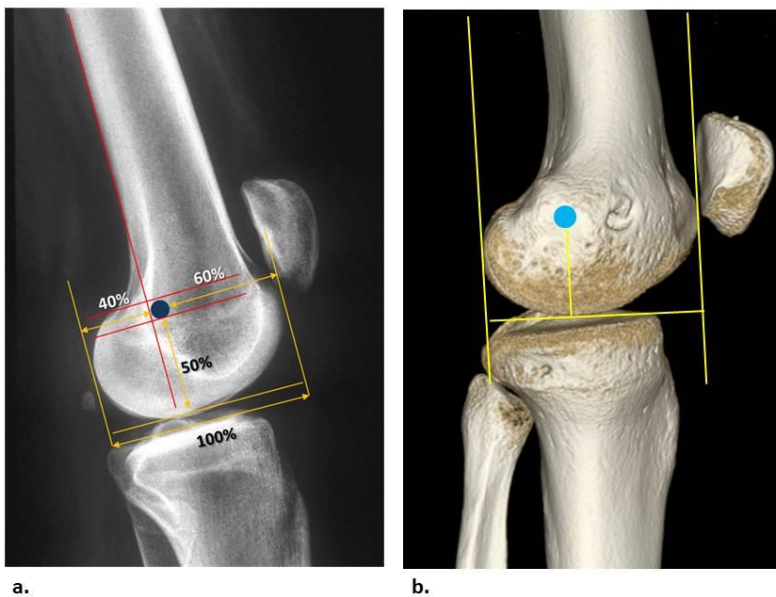
**Figura 18. Punto de anclaje femoral del LPM de acuerdo con el método radiográfico de Schöttle.**



**Figura 19. Punto de anclaje femoral del LPM en TC 3D de acuerdo con el método descrito por Schöttle.**

(a) Desde una visión medial estricta de la rodilla se traza la línea 1 que pasa por la cortical posterior diafisaria del fémur y la línea 2 que es perpendicular a la anterior y que pasa por el punto de origen posterior del cóndilo femoral (flecha). (b-c) Mediante técnicas de segmentación se elimina el cóndilo medial para visualizar la línea de Blumensaat y se traza la línea 3 que es paralela a la línea 2 y que pasa por la parte más posterior de la línea de Blumensaat (flecha). El círculo azul marca el punto de anclaje femoral del LPM con este método.

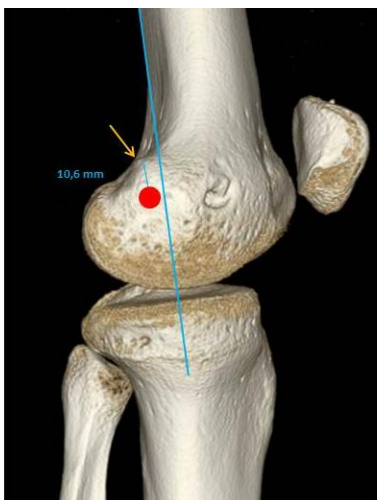
Stephen et al. [48] definió el punto de anclaje femoral radiográfico del LPFM en base a medidas normalizadas y no a distancia en milímetros. Aunque es un método no utilizado actualmente en la práctica clínica, se ha incluido por el interés que supone al emplear un sistema de medición completamente diferente. Si se considera la distancia que une el borde anterior y posterior de los cóndilos femorales y es perpendicular a la superficie de carga femoral en una radiografía lateral de rodilla estricta como el 100%, el punto de fijación femoral según el método de Stephen se localiza a una distancia del 40% de la vertiente posterior, a 60% de la vertiente anterior y a 50% de la vertiente distal. Esta referencia usada por el método de Stephen en radiografía simple también es fácilmente adaptable a las imágenes 3D de la rodilla desde una visión medial (Figura 20).



**Figura 20. Punto de anclaje femoral del LPFM de acuerdo con el método radiográfico descrito por Stephen.**

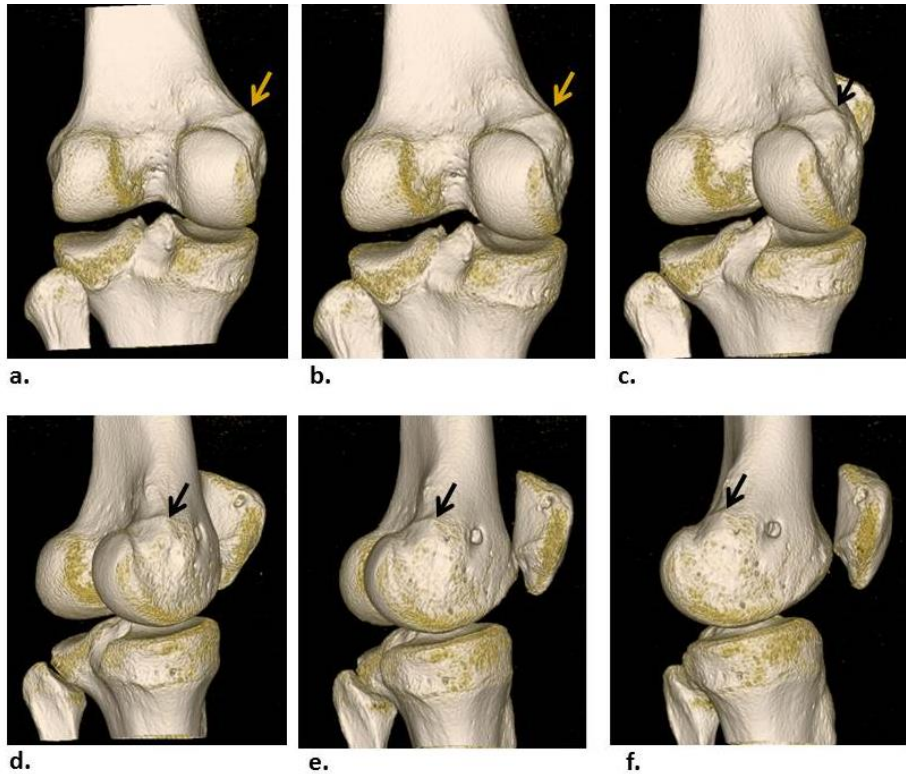
En radiografía simple (a) y TC 3D (b). Si se considera la distancia que une el borde anterior y posterior de los cóndilos femorales y es perpendicular a la superficie de carga femoral en una proyección lateral de rodilla estricta como el 100%, el punto de anclaje femoral (círculo azul) se localiza a una distancia del 40% de la vertiente posterior, a 60% de la vertiente anterior y a 50% de la vertiente distal.

Por último, el punto de anclaje femoral anatómico se determinó en base a la reconstrucción de la superficie del hueso, mediante el análisis de la topografía de las prominencias óseas, específicamente del tubérculo aductor. Se utilizó el método descrito por Fujino et al [33], en el cual la inserción femoral del LPFM es distal al ápex del tubérculo aductor y en paralelo con el eje largo del fémur; la distancia lineal media entre los dos puntos es de 10,6 mm, siendo la posición del sitio de inserción constante en todas las rodillas (Figura 21). El tubérculo del aductor es fácil de identificar en las imágenes de TC 3D por ser la protuberancia ósea más medial que se visualiza desde una visión posterior de la rodilla (Figura 22). Según LaPrade et al. [22] el LPFM se inserta una distancia de 1,9 mm anterior y 3,8mm distal al tubérculo aductor. El punto LaPrade es similar al punto Schöttle. Se incluyó en este trabajo el punto de Schöttle por ser el más utilizado en la práctica clínica.



**Figura 21. Punto de anclaje femoral del LPFM de acuerdo con el método anatómico de Fujino en TC 3D.**

Desde una visión medial estricta de la rodilla, el punto de inserción del LPFM (círculo rojo) se localiza a una distancia de 10,6 mm distal al ápex del tubérculo del aductor (flecha amarilla) y en paralelo al eje largo del fémur.



**Figura 22. Identificación del tubérculo del aductor en TC 3D.**

El tubérculo aductor es la marca anatómica para localizar el punto de inserción femoral anatómico del LPPM de acuerdo con el método de Fujino. En una visión posterior de la rodilla, el tubérculo del aductor se identifica por ser la protuberancia ósea más medial. Se gira la imagen hasta una visión medial estricta, sin perder de vista el tubérculo del aductor.

Para cada rodilla, se colocaron los tres círculos creados en la misma imagen de TC 3D desde una visión medial (Figura 23), y se determinó el porcentaje del área de solapamiento y la distancia en milímetros entre el centro de los círculos, entre el túnel anatómico y el túnel creado de acuerdo con el método descrito por Schöttle et al. [47], y entre el túnel anatómico y el descrito por Stephen et al. [48].



**Figura 23. Correlación del punto de anclaje femoral anatómico y los dos puntos de anclaje radiográficos en la imagen de rodilla de TC 3D.**

Identificación del punto de anclaje femoral anatómico según el método de Fujino (anillo-circunferencia roja), según el método radiográfico de Schöttle (anillo-circunferencia verde) y Stephen (anillo-circunferencia azul). Se observa el tubérculo del aductor (flecha amarilla) y el agujero del túnel femoral creado en la cirugía (flecha negra). Es un punto de anclaje femoral no anatómico.

Para calcular el área de solapamiento y su correspondiente porcentaje se utilizó como dato la distancia que separa los puntos de intersección de ambas circunferencias de diámetro 7 mm, indicado como  $h$  (Figura 24). El software libre GeoGebra 4.4 (Geogebra, Salzburgo, Austria, 2013) fue utilizado para la simulación de cálculo.

Se descompuso la figura en varias figuras planas: el sector circular formado por el centro  $C$ , el punto de intersección  $D$  y el punto  $H$ , el triángulo  $CDH$  y el triángulo  $FDH$ .

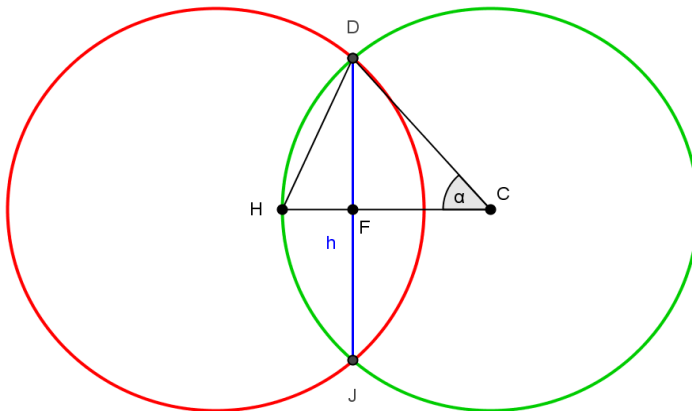
El ángulo,  $\alpha$ , que forma el sector circular CDH vino dado por,  $\alpha = \arctg \frac{\frac{h}{2}}{\sqrt{r^2 - (\frac{h}{2})^2}}$

siendo r el radio de la circunferencia.

De esta forma, el área de solapamiento entre círculos y el porcentaje de área solapada vino determinado por las siguientes expresiones:

Área de solapamiento =  $4 \cdot [\text{Área del sector circular} - \text{Área del triángulo CDH} + \text{Área del triángulo FDH}] = 4 \cdot \left[ \frac{\pi \cdot r^2 \cdot \alpha}{360^\circ} - \frac{r \cdot h}{4} + \frac{(2r - \sqrt{4r^2 - h^2}) \cdot h}{4} \right] = \frac{\pi \cdot r^2 \cdot \alpha}{90^\circ} + h \cdot (r - \sqrt{4r^2 - h^2})$

% de área solapada =  $\frac{\text{Área de solapamiento}}{\text{Área de la circunferencia}} \cdot 100 = \frac{\frac{\pi \cdot r^2 \cdot \alpha}{90^\circ} + h \cdot (r - \sqrt{4r^2 - h^2})}{\pi \cdot r^2} \cdot 100$

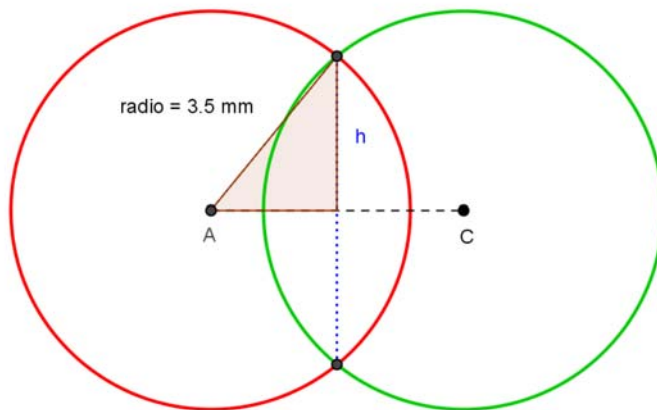


**Figura 24. Método para la realización de la medición del porcentaje de solapamiento de dos círculos con diámetro de 7 mm.**

Para el cálculo de la distancia entre los centros de los círculos de diámetro 7 mm se utilizó la distancia que separa los puntos de intersección de ambos círculos que se denotó por h (Figura 25) y el teorema de Pitágoras:  $a^2 + b^2 = c^2$ .

En la Figura 25 se observa el triángulo rectángulo que se ha formado por el radio de uno de los círculos, la mitad de la distancia  $h$  y la mitad de la distancia que separa los centros de ambas circunferencia. Así pues, la distancia que separa ambos centros viene dada por la siguiente expresión:

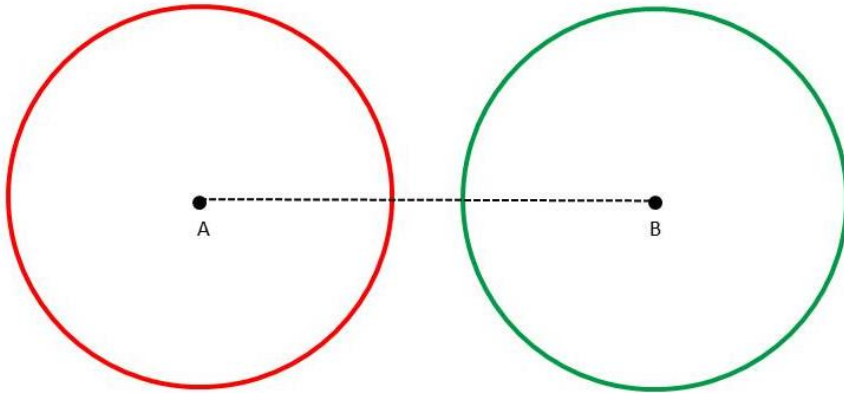
$$2 \cdot \sqrt{3.5^2 - \left(\frac{h}{2}\right)^2}$$



**Figura 25. Método para la medición de la distancia entre los centros de los círculos solapados con diámetro de 7 mm.**

En los casos en los que no hubo solapamiento entre los círculos, la distancia entre los centros de estas figuras de 7 mm de diámetro se calculó de forma manual mediante calibradores automáticos del software libre GeoGebra 4.4 (Figura 26).





**Figura 26.** Cálculo manual de la distancia entre los centros de los círculos no solapados.

### *3.3.2.2. Estudio de variabilidad de la detección del punto de anclaje femoral del LPFM.*

De las 100 rodillas incluidas en el estudio de la detección del punto de anclaje de la plastia de LPFM, se seleccionaron de forma aleatoria 10 casos para realizar el estudio de la variabilidad en las medidas. Dos radiólogos con más de cinco años de experiencia en radiología músculo-esquelética realizaron la medición sobre las imágenes 3D de TC de rodilla a 0° de flexión desde una visión medial estricta, mediante calibradores automáticos del software libre GeoGebra 4.4.

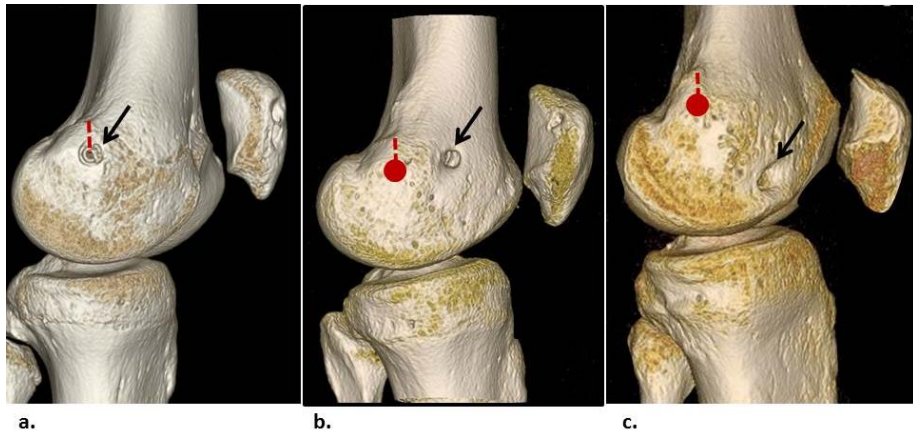
Cada rodilla fue medida 5 veces por cada radiólogo, de forma independiente y con un intervalo mínimo de 1 semana entre cada repetición. Antes de realizar la medición, los dos radiólogos acordaron y practicaron las marcas utilizadas para realizar la medición, en base al método anatómico descrito por Fujino y los métodos radiográficos de Schöttle y Stephen. En cada repetición se realizaron

cuatro medidas: porcentaje de solapamiento entre el túnel femoral anatómico y el túnel femoral creado con el método de Schöttle; porcentaje de solapamiento entre el túnel femoral anatómico y el túnel femoral creado con el método de Stephen; distancia entre el centro de los túneles anatómico y Schöttle (en mm); y distancia entre el centro de los túneles anatómico y Stephen (en mm). En total, cada radiólogo obtuvo 20 medidas por rodilla y se analizaron un total de 400 datos (200 medidas por radiólogo).

Se midió y evaluó la variabilidad de la medida de los dos métodos empleados (Schöttle y Stephen) en la detección del punto de anclaje femoral de la plastia de LPFM (variabilidad inter-método), así como la variabilidad entre los diferentes observadores (intra e inter-observador).

### **3.3.3. Posición de la inserción femoral de la plastia de LPFM**

En base a la inserción femoral anatómica ideal descrita por Fujino et al., se definió la buena posición de la inserción femoral y las posiciones mal establecidas. En la buena posición, la inserción femoral se encontró próxima del punto de inserción anatómico descrito por Fujino, con cualquier grado de solapamiento entre ambos túneles. En la mala posición, la inserción femoral del LPFM estaba alejada de este punto de inserción anatómico (Figura 27), sin solapamiento entre ambos puntos de inserción.



**Figura 27. Posición de la inserción femoral de la plastia de LPFM.**

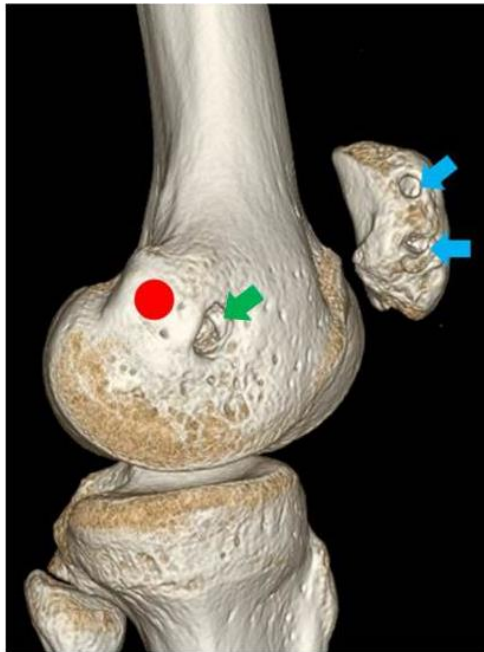
El círculo rojo marca el punto de inserción femoral anatómica de la plastia de LPFM, a 10.6 mm distal al tubérculo del aductor. **(a)** Buena posición de la inserción femoral de la plastia, que coincide con el punto anatómico. **(b y c)** Mala posición de la inserción femoral, anterior en **(b)** y muy anterior e inferior en **(c)**.

### **3.3.4. Cálculo de la longitud relativa y del patrón de cambio de longitud del injerto del LPFM y del LPFM nativo.**

Se eligió el modelo de rodilla 3D realizado a 0° de flexión de la rodilla como patrón de referencia. Para minimizar los errores técnicos en la medición, el modelo femoral a 0° de flexión se superpuso a cada modelo femoral a 30°, 60°, 90° y 120° de flexión utilizando el método de correspondencia de superficie a superficie.

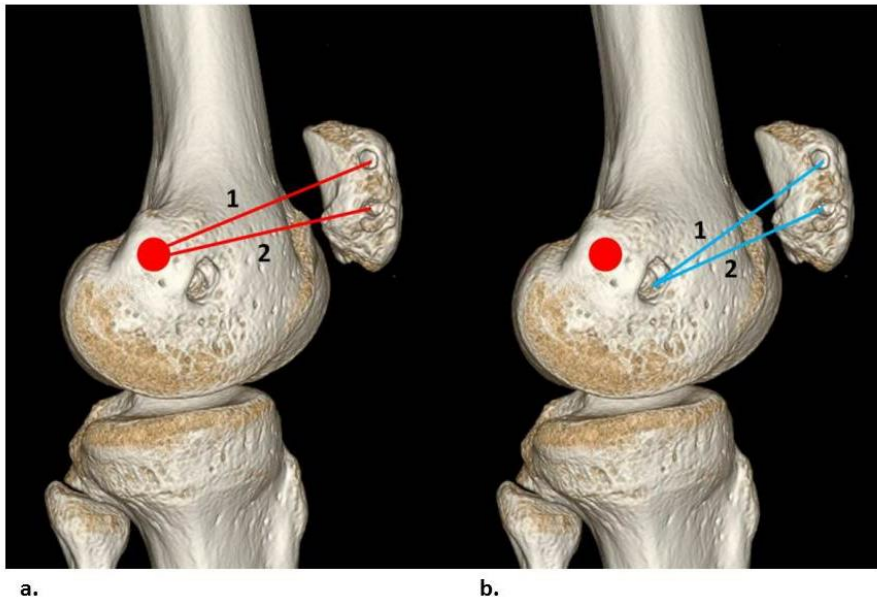
Para el cálculo de la longitud de la plastia de LPFM se localizaron los centros de los túneles quirúrgicos femoral y patelar en la imagen de rodilla de TC 3D desde una visión medial estricta, con superposición de la vertiente posterior de los cóndilos femorales (Figura 28). La longitud de la plastia de LPFM se definió

como la distancia en milímetros entre el centro del punto de inserción femoral y el centro del punto de inserción en la rótula (Figura 29). En los casos en los que no se realizó un túnel rotuliano (8 casos), se determinó la distancia cráneo-caudal máxima de la rótula y se marcó el punto de inserción rotuliana a 30% de esta distancia desde el polo superior de la rótula, según la técnica descrita por Yoo et al [71] (Figura 30).



**Figura 28. Detección de puntos de anclaje femoral y patelar de la plastia de LPFM.**

Se visualizan los dos puntos de anclaje patelar (flechas azules) y el punto de anclaje femoral no anatómico (flecha verde) de la plastia reconstruida quirúrgicamente con la técnica de doble fascículo. El círculo rojo representa la inserción femoral anatómica del LPFM según el método descrito por Fujino et al. El punto de anclaje femoral quirúrgico (flecha verde) está alejado de la inserción femoral anatómica (círculo rojo), lo que define la mala posición de la inserción femoral.



**Figura 29. Cálculo de la longitud del LPMF nativo virtual y de la plastia del LPMF.**

(a) Se creó un LPMF anatómico virtual en el modelo de rodilla 3D a 0° de flexión. La longitud del LPMF nativo virtual se definió como la distancia lineal entre el centro del punto de inserción femoral anatómico y el centro de la inserción patelar (líneas rojas). (b) La longitud del injerto de LPMF se definió como la distancia lineal entre el centro de la inserción quirúrgica femoral y el centro de la inserción patelar (líneas azules). Se trata de un paciente con reconstrucción de doble fascículo del LPMF con autoinjerto del tendón semitendinoso. Aunque se usa un modelo 3D, la medida se realiza en 2D. (1) Fascículo proximal. (2) Fascículo distal.



**Figura 30. Determinación del punto de inserción patelar según el método de Yoo en los casos de ausencia de túnel quirúrgico patelar.**

Se mide la distancia cráneo-caudal máxima de la rótula (línea azul). El punto que se localiza a 30% de esta línea desde el polo superior de la rótula representa el punto de inserción patelar (círculo rojo).

Para el cálculo de la longitud del LPFM nativo virtual se midió en las imágenes de rodilla de TC 3D desde una visión medial estricta la distancia en milímetros desde el punto de inserción femoral anatómico ideal o teórico hasta el centro de la inserción rotuliana realizada durante la cirugía (Figura 31). Tateishi et al. [76] ha demostrado que la posición del centro del agujero de perforación femoral es un determinante esencial en el patrón de cambio de longitud del injerto en la reconstrucción del LPFM. El punto de fijación femoral anatómico ideal se estableció de acuerdo con el método descrito por Fujino et al. [33], a 10,6 mm distal al ápex del tubérculo aductor y en paralelo con el eje largo del fémur. La

distancia medida desde el punto femoral anatómico ideal hasta el punto de inserción patelar sirvió como referencia para el cálculo de la longitud relativa de la plastia de LPFM reconstruida.

La longitud de la plastia de LPFM y del LPFM nativo se midió en los 5 ángulos diferentes de flexión de la rodilla (Figuras 31 y 32). De acuerdo con Smirk y Morris [10], el patrón del cambio de longitud se consideró isométrico cuando hubo menos de 5 mm de variación en la longitud del ligamento en todo el rango de movimiento. Por el contrario, se definió como patrón de cambio de longitud no-isométrico cuando hubo más de 5 mm de cambio de longitud del ligamento.

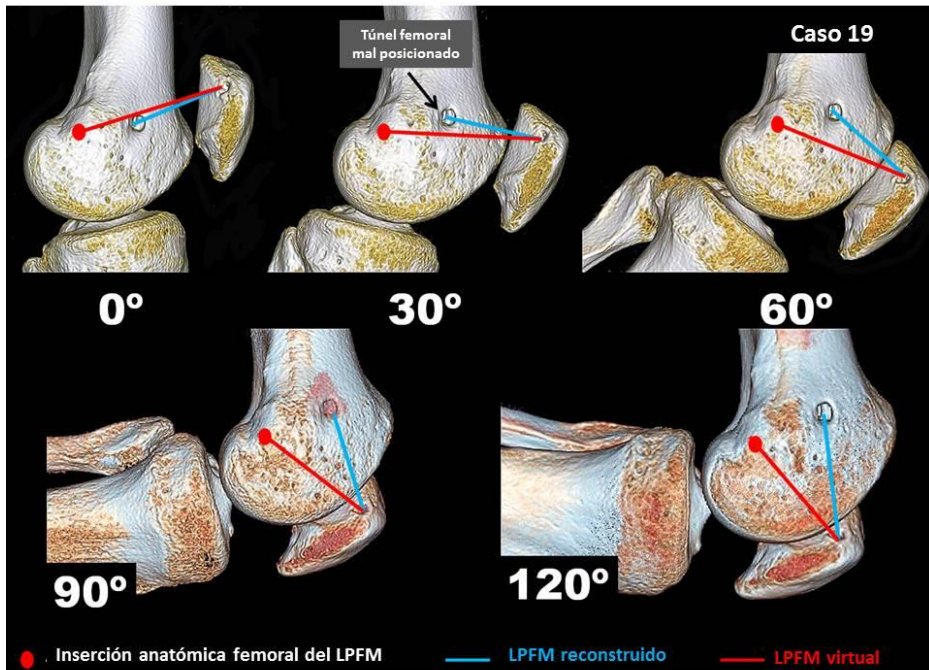


Figura 31. Medición de la longitud del LPFM reconstruido y del LPFM nativo virtual en los 5 grados de flexión de la rodilla en TC 3D.

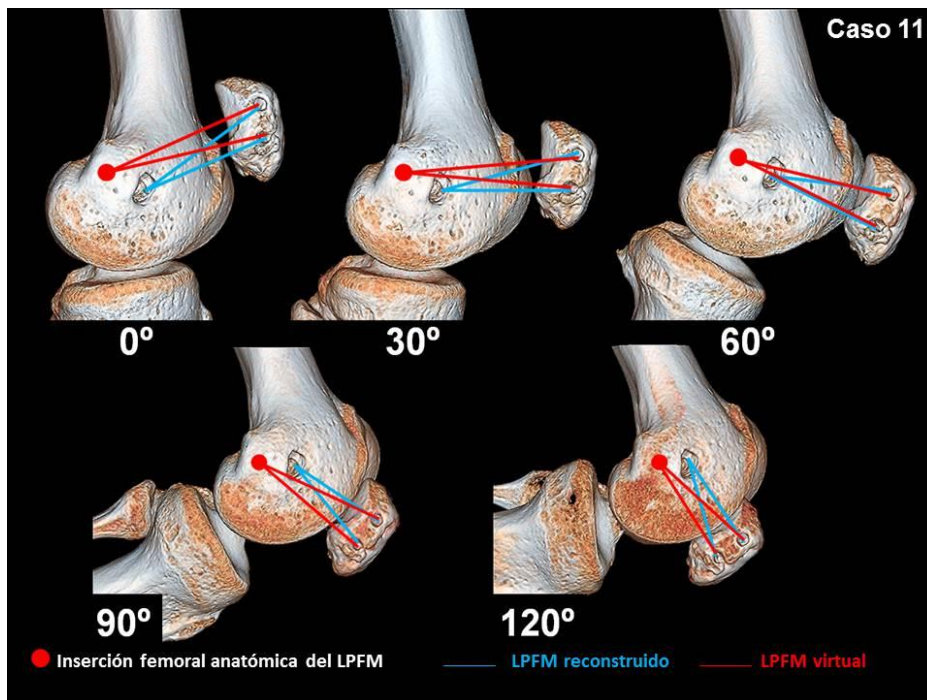


Figura 32. Medición de la longitud del LPFM reconstruido y del LPFM virtual de doble fascículo en los 5 grados de flexión de la rodilla en TC 3D.

### 3.4. Análisis estadístico

Se comparó el área de solapamiento y la distancia entre el centro de los círculos de inserción femoral obtenidos con los métodos radiográficos y el anatómico, y las diferencias de longitud del LPFM operado y nativo en las diferentes posiciones de flexión de la rodilla, mediante el empleo del test de Student pareado. Todos los valores se expresaron como la media  $\pm$  desviación estándar.

Se correlacionó el porcentaje de solapamiento de los métodos Schöttle-anatómico con cada una de las 6 variables estudiadas: presencia de displasia, displasia grave, sexo, patela alta, distancia TA-GT, y la coexistencia de displasia grave y sexo, mediante el análisis de las diferencias, valor p, e intervalo de



confianza. Se realizó un modelo de regresión para determinar los factores predictivos del solapamiento a partir de las citadas variables del estudio y se analizó el modelo de regresión a partir de la combinación de factores. Para ver si las diferencias fueron significativas se realizaron contrastes de hipótesis basados en el estadístico  $\chi^2$  (chi2), puesto que los pares de variables implicadas son cualitativas. Sin embargo, para la comparación de tres variables cualitativas (solapamiento, displasia y sexo) se utilizaron contrastes de proporciones.

También se correlacionó la distancia en milímetros entre los túneles creados con los métodos Schöttle-anatómico con las 6 variables estudiadas: displasia, displasia grave, sexo, patela alta, distancia TA-GT, y la coexistencia de displasia grave y sexo, mediante el test t-Student de muestras independientes, ya que no intervienen los mismos sujetos en la comparación de las variables. Se analizó la media, desviación típica, valor p, e intervalo de confianza.

En todos los casos se consideró como significativo un valor  $p < 0.05$ .

Todos los resultados estadísticos se calcularon mediante el uso del software SPS, versión 17 Institute (Cary, NC, USA).

### **Estudio de variabilidad**

Se midió la variabilidad inter-método, intra-observador e inter-observador de la medida de los métodos radiológicos en la detección del punto de anclaje femoral de la plastia de LPFM.

Para valorar la repetibilidad se calculó la media de los resultados obtenidos al aplicar cada método en cada uno de los sujetos de la muestra y por cada observador. Se calculó la diferencia numérica entre las medidas obtenidas en dos diferentes ocasiones y se llevó a cabo un análisis de la distribución de las

diferencias entre las dos visitas (inicial y final), extrayendo los intervalos de confianza al 95% para esta distribución. En este análisis, se calculó la media y la diferencia media (DM) como la raíz cuadrada de la varianza de los ítems. La desviación estándar (DE) se obtuvo como la raíz cuadrada de la varianza de la media de las variables. Se consideró que la diferencia media no era estadísticamente significativa cuando no se detectó ninguna diferencia al re-evaluar a los mismos sujetos en mayor o menor grado. Los intervalos de confianza se emplearon para acotar el rango de variación donde cabe esperar que se encuentren la diferencia media poblacional, con un nivel de confianza del 95%.

Para cada método (Schöttle y Stephen) la variabilidad intra e inter-observador se expresó en términos de coeficiente de correlación intraclase (CCI). Este coeficiente se calculó utilizando el software estadístico SPSS, considerando un modelo de efectos mixtos, donde los pacientes representan una muestra aleatoria de la población y los instrumentos de medida son fijos, pues son los que se utilizan en la investigación, de acuerdo con la clasificación de Shrout y Fleiss [77]. Este coeficiente resulta más adecuado para estudiar la relación entre variables repetidas que el coeficiente de correlación de Pearson. La razón para ello es que incorpora en el análisis otras fuentes de variabilidad adicionales, y no la variabilidad entre sujetos. Así, se considera la variabilidad intra – sujetos, la variabilidad entre observadores o jueces y la variabilidad debida al error. Este coeficiente se interpreta como el porcentaje de variabilidad que depende solo de la variabilidad entre sujetos. Este coeficiente indica que existe consistencia interna entre las medidas repetidas cuando alcanza valores superiores a 0.80, de acuerdo con Landis y Koch [78].

## **4. RESULTADOS**

---

### **4.1. Localización del punto de inserción femoral de la plastia de LPFM.**

#### **4.1.1. Muestra de pacientes**

La serie definitiva del estudio está compuesta por 100 rodillas de 80 sujetos que cumplieron los criterios de inclusión y no presentaron ninguna de las causas para ser excluidos del trabajo. Estaban constituidos por 73 mujeres y 27 hombres, con una edad media en el momento de realizarse el estudio de TC de 24 años (rango de 14-48 años, mediana de 21 años). En el Anexo II se muestran las características y resultados de las 100 rodillas incluidas.

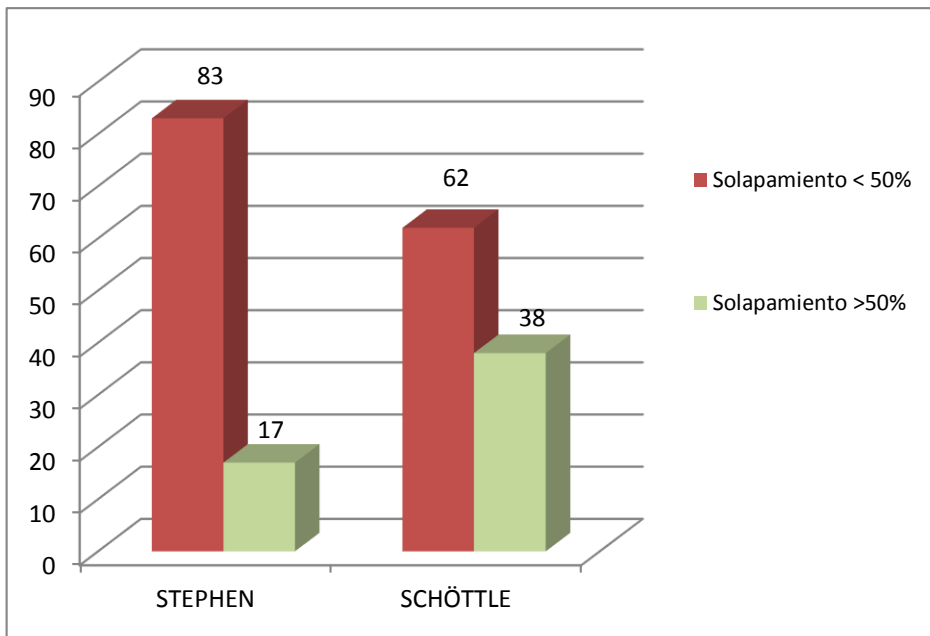
El grupo de pacientes fue heterogéneo en su presentación. Se incluyeron inestabilidades a todos los grados de flexión, así como pacientes con alteraciones del *mal-tracking*, condropatía, cuerpos libres y lesiones meniscales.

#### **4.1.2. Solapamiento entre túneles radiológicos y anatómico.**

El porcentaje medio del túnel femoral del LPFM creado con el método de Schöttle cubierto por el túnel femoral anatómico fue de  $38,97 \pm 23,58\%$  con un rango de 0 a 93,2 %. Cuando se usó el método de Stephen, la media del área de solapamiento con el túnel anatómico fue de  $28,23 \pm 23,58\%$ , con un rango de 0

a 97,85 %. La diferencia fue estadísticamente significativa entre las dos técnicas radiológicas ( $p = 0,002$ ), con un intervalo de confianza al 95% [-17.45 a -4.03].

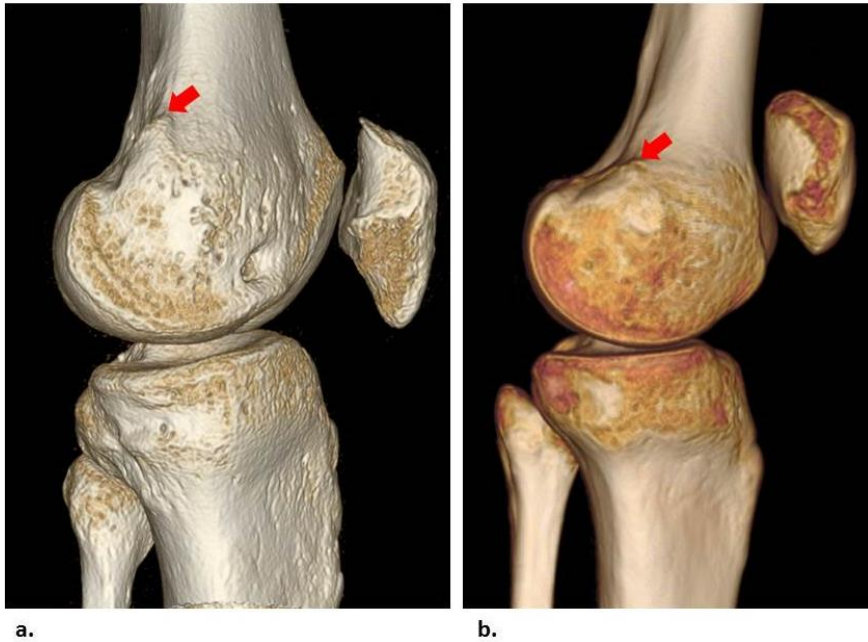
Si se considera como razonable un área de solapamiento mayor del 50% con el túnel anatómico, el método de Schöttle, que se utiliza ampliamente en la práctica clínica, sólo alcanzó este objetivo en 38 de los 100 casos estudiados. Utilizando el método de Stephen, sólo se logró un solapamiento mayor de 50% en el 17% de los casos (Gráfico 1).



**Gráfico 1. Solapamiento mayor del 50% de los métodos radiológicos con el método anatómico.**

Se consiguió un solapamiento mayor del 50% con el método anatómico en el 17% de los casos usando el método de Stephen y en el 38% de los casos usando el método de Schöttle.

Hubo una gran variabilidad anatómica en la posición del tubérculo aductor en las imágenes de TC 3D (Figura 33).



**Figura 33. Posición diferente del tubérculo aductor en imágenes de TC 3D de dos pacientes diferentes.**

Se puede observar en estos dos ejemplos como el tubérculo aductor (flechas) está localizado muy alto en la rodilla (a) pero bajo en la (b).

#### **4.1.3. Análisis individualizado de la distribución de los factores de riesgo de IRLC.**

##### *Displasia troclear*

De las 100 rodillas incluidas, 77 presentaron displasia troclear y 23 no tuvieron esta anomalía (Tabla 1). En cuanto al tipo de displasia de la clasificación de Dejour, en 12 de los 100 casos estudiados hubo una displasia troclear tipo A, en 11 casos una displasia tipo B, en 19 una displasia tipo C, en 35 una displasia tipo D. Al agrupar por grados de displasia, se encontró displasia grave (tipos C y D) en 54 de los 100 casos estudiados y una displasia leve (tipos A y B) / no displasia en el 46% restantes (Tabla 1).

### *Altura de la rótula*

El 45% de las rodillas estudiadas hubo patela alta y en las 55 restantes la altura de la rótula fue normal (Tabla 1).

### *Distancia TA-GT*

De los 100 casos estudiados, 61 presentaron una distancia TA-GT normal y el 39% restante tubo una TA-GT aumentada (mayor de 20 mm) (Tabla 1). La distancia TA-GT media fue de 19.12 mm, con un rango de 4-33 mm y una mediana de 19 mm.

### *Inclinación rotuliana*

En 30 casos la inclinación rotuliana fue normal y en 70 fue excesiva (ángulo de volteo mayor de 20°) (Tabla 1). El ángulo de inclinación medio fue de 26.87°, con un rango de 3°-62° y una mediana de 25°.

	<b>SI</b>	<b>NO</b>
<b>SOLAPAMIENTO SCHÖTTLE-ANATÓMICO &gt; 50%</b>	38%	62%
<b>PATELLA ALTA</b>	45%	55%
<b>DISPLASIA</b>	77%	23%
<b>DISPLASIA GRAVE</b>	54%	46%
<b>TA-GT AUMENTADA</b>	39%	61%
<b>INCLINACIÓN ROTULIANA AUMENTADA</b>	70%	30%

**Tabla 1 . Tabla de porcentajes de las respuestas (si/no) de cada variable**

#### **4.1.4. Variabilidad de la medición del solapamiento entre túneles radiológico y anatómico.**

Los resultados de las mediciones obtenidas por los dos radiólogos para el estudio de variabilidad se muestran en el Anexo III.

En las Tablas 2, 3 y 4 se muestran los resultados de media, diferencia media, desviación estándar de la diferencia media, intervalos de confianza del 95% y CCI.

Para ambas variables investigadas (porcentaje de área de solapamiento y distancia entre el centro de los túneles), la variabilidad intra e inter-observador difirió de forma notable según el método de medida, con niveles inferiores para las distancias y mayores para las áreas. Los resultados se muestran en gráficas de Bland y Altman (Gráficos 2, 3, 4 y 5).

##### *Porcentaje de solapamiento con el método Schöttle*

La variabilidad intra-observador (IC 95%) para la medida del porcentaje del área de túnel femoral anatómico cubierto por el túnel femoral creado con el método de Schöttle fue CCI del radiólogo 1 0.968 [ 0.921 – 0.991] y el CCI del radiólogo 2 de 0.968 [ 0.921 – 0.991].

Respecto a la variabilidad inter-observador, el CCI fue de 0.967 [0.868 – 0.992].

##### *Porcentaje de solapamiento con el método de Stephen*

La variabilidad intra-observador (IC 95%) para la medida del porcentaje del área de túnel femoral anatómico cubierto por el túnel femoral creado con el método

de Stephen fue CCI radiólogo 1: 0.948 [ 0.870 – 0.985], y el CCI del radiólogo 2 de 0.782 [0.457 – 0.938.].

Respecto a la variabilidad inter-observador, el CCI fue de 0.826 [0.298 – 0.957].

### *Distancia entre el centro de los túneles. Método de Schöttle*

La variabilidad intra-observador (IC 95%) para la medida de la distancia entre el centro del túnel femoral anatómico y el centro del túnel femoral creado con el método de Schöttle fue CCI radiólogo 1: 0.970 [0.924 – 0.991], y el CCI del radiólogo 2 de 0.975 [0.937 – 0.993].

Respecto a la variabilidad inter-observador, el CCI fue de 0.970 [0.878 – 0.992].

### *Distancia entre el centro de los túneles. Método de Stephen*

La variabilidad intra-observador (IC 95%) para la medida de la distancia entre el centro del túnel femoral anatómico y el centro del túnel femoral creado con el método de Stephen fue CCI para radiólogo 1 de 0.942 [0.856 – 0.984], y CCI para radiólogo 2 de 0.850 [0.625 – 0.957].

Respecto a la variabilidad inter-observador, el CCI fue de 0.810 [0.237 – 0.953].



	RADIÓLOGO 1				
MEDIDA	Media	DM	DE	CCI	IC 95%
Área solapamiento anatómico-Schöttle	47,13	28,06	2,22	0,968	0,921 - 0,991
Área solapamiento anatómico-Stephen	20,69	18,92	3,65	0,948	0,870 - 0,985
Distancia anatómico-Schöttle	3,18	1,93	0,15	0,970	0,924 - 0,991
Distancia anatómico-Stephen	4,92	1,38	0,26	0,942	0,856 - 0,984

**Tabla 2. Variabilidad intra-observador del radiólogo 1.**

DM: Diferencia media. DE: Desviación estándar. CCI: Coeficiente de correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza.

	RADIÓLOGO 2				
MEDIDA	Media	DM	DE	CCI	IC 95%
Área solapamiento anatómico-Schöttle	47,22	32,36	3,32	0,968	0,921 - 0,991
Área solapamiento anatómico-Stephen	25,79	17,87	4,07	0,782	0,457 - 0,938
Distancia anatómico-Schöttle	3,29	2,34	0,23	0,975	0,937 - 0,993
Distancia anatómico-Stephen	4,61	1,52	0,28	0,850	0,625 - 0,957

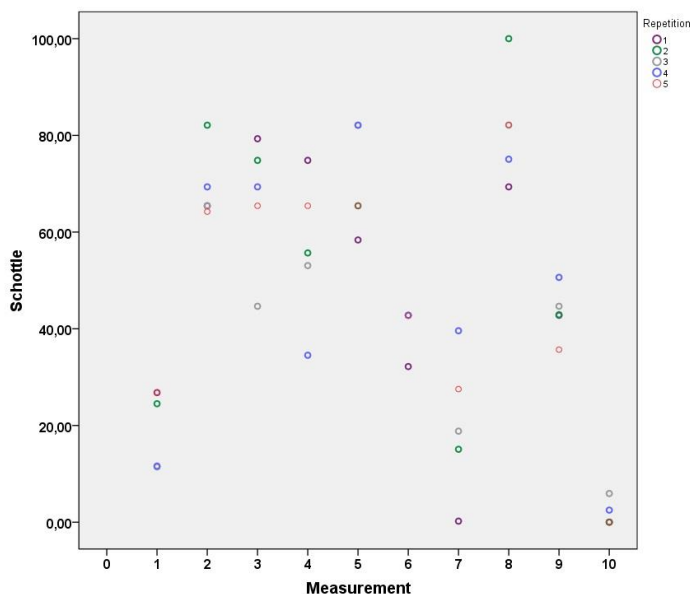
**Tabla 3. Variabilidad intra-observador del radiólogo 2.**

DM: Diferencia media. DE: Desviación estándar. CCI: Coeficiente de correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza.

MEDIDA	Media		DM		DE		CCI		IC 95%	
	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2
Área solapamiento anatómico-Schöttle	47,13	47,22	28,06	32,36	2,22	3,32	0,968	0,968	0,921 - 0,991	0,921 - 0,991
Área solapamiento anatómico-Stephen	20,69	25,79	18,92	17,87	3,65	4,07	0,948	0,782	0,870 - 0,985	0,457 - 0,938
Distancia anatómico-Schöttle	3,18	3,29	1,93	2,34	0,15	0,23	0,970	0,975	0,924 - 0,991	0,937 - 0,993
Distancia anatómico-Stephen	4,92	4,61	1,38	1,52	0,26	0,28	0,942	0,850	0,856 - 0,984	0,625 - 0,957

**Tabla 4. Variabilidad inter-observador.**

DM: Diferencia media. DE: Desviación estándar. CCI: Coeficiente de correlación intraclase. IC: Intervalo de confianza. R1: Radiólogo 1. R2: Radiólogo 2.



**Gráfico 2. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia intra-observador del método de Schöttle.**

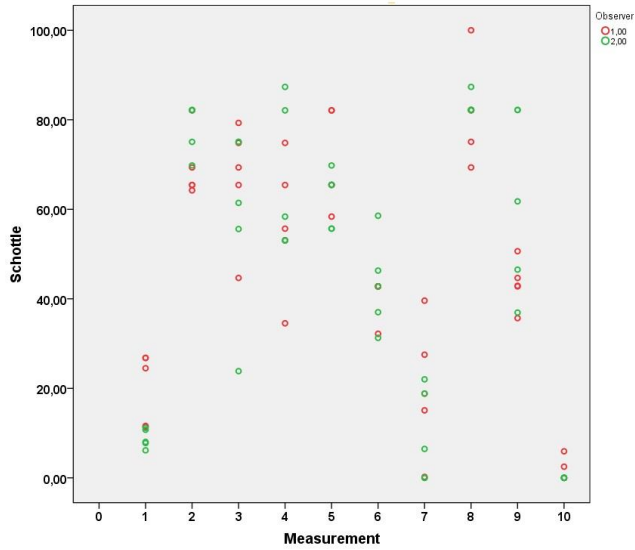


Gráfico 3. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia inter-observador del método de Schöttle.

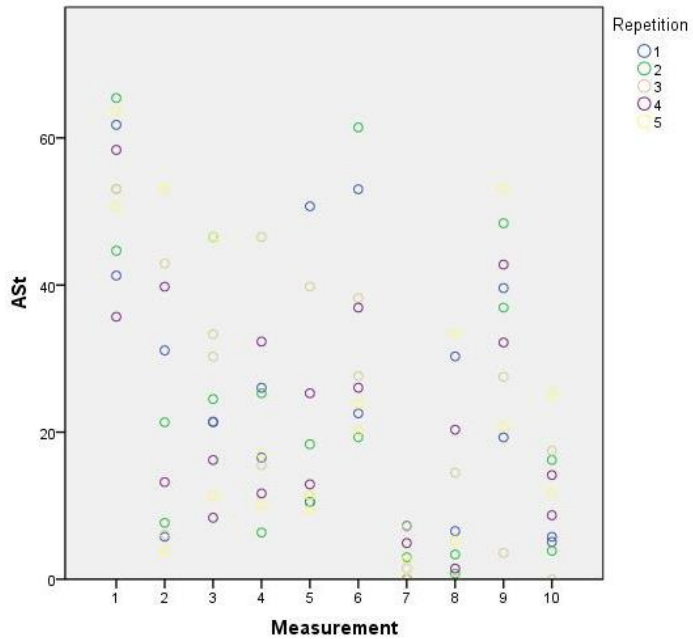


Gráfico 4. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia intra-observador del método de Stephen.

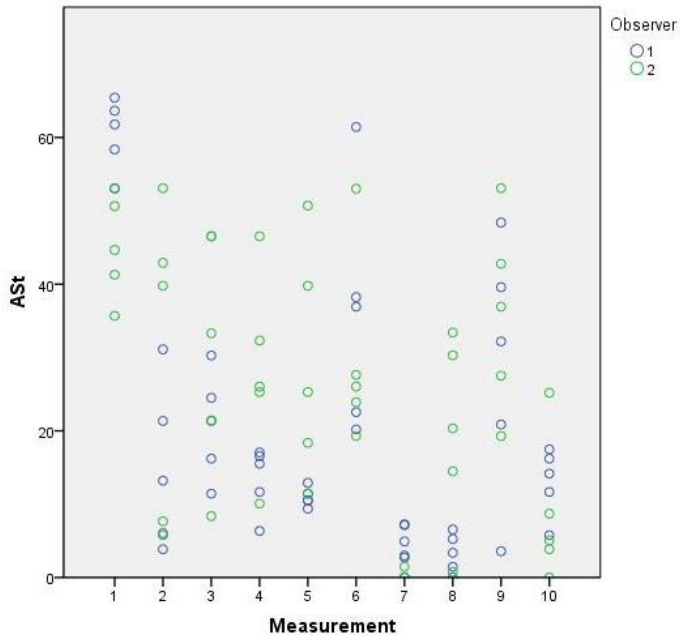


Gráfico 5. Gráfica de Bland y Altman correspondiente al estudio de concordancia inter-observador del método de Stephen.

#### 4.1.5. Correlación entre variables.

##### *Contrastes de hipótesis.*

Con el método Schöttle, que mostró mejores resultados en la detección del punto de anclaje femoral anatómico del LPFM que el método de Stephen, y que es la técnica empleada actualmente para este fin, se observaron algunas diferencias, aunque no significativas, entre el solapamiento superior al 50% con el método anatómico y la existencia de diferentes factores predisponentes de IRLC. Los mismos resultados se obtuvieron al contrastar las distancias entre los centros de los túneles Schöttle-anatómico y la existencia de anomalías anatómicas asociadas a la IRLC.

Sólo en el 30.91% de rodillas con displasia grave el área de solapamiento fue mayor del 50% comparado con el 46.7% de rodillas que no tenían displasia grave. Sin embargo, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ( $\chi^2=2.608$ ,  $p=0.1063$ , intervalo confianza 95%) (Tabla 5).

		Solapamiento NO	Solapamiento SI	Chi- Cuadrado	Sig
DISPLASIA GRAVE	No	24	38	2.608	0.106
	Si	21	17		

**Tabla 5. Análisis de la influencia de la displasia grave en el solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.**

Sólo en el 37.6% de rodillas con displasia el área de solapamiento fue mayor del 50% comparado con el 39.1% de casos sin displasia. Estas diferencias tampoco fueron significativas ( $\chi^2 = 0.016$ ,  $p = 0.898$ , intervalo confianza 95%) (Tabla 6).

		Solapamiento NO	Solapamiento SI	Chi- Cuadrado	Sig
DISPLASIA	No	14	48	0.016	0.899
	Si	9	29		

**Tabla 6. Análisis de la influencia de la displasia frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.**

Respecto a la distribución por sexo, el área de solapamiento fue mayor del 50% en el 44.4% de hombres frente al 35.6% en mujeres, diferencias que no fueron estadísticamente significativas ( $\chi^2 = 0.652$ ,  $p = 0.419$ , intervalo confianza 95%) (Tabla 7).

		Solapamiento NO	Solapamiento SI	Chi-Cuadrado	Sig
Sexo	Mujeres	47	26	0.652	0.419
	Hombres	15	12		

**Tabla 7. Análisis de la influencia del sexo frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.**

Al correlacionar las tres variables cualitativas (solapamiento, displasia y sexo), se obtuvo un solapamiento mayor del 50% del método de Schöttle con el anatómico en el 30% (n = 12 sobre 40) de mujeres con displasia grave, en comparación con el 66,7% (n = 7 sobre 12) de hombres sin displasia grave (z = -1.774, p = 0.076, intervalo de confianza 95%) (Tabla 8).

		Solapamiento	
Displasia	Sexo	No	Si
No	Hombre	41.67%	58.33%
	Mujer	57.58%	42.42%
Si	Hombre	66.67%	33.33%
	Mujer	70.00%	30.00%

**Tabla 8: Análisis de solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico frente al sexo y presencia de displasia grave.**

En cuanto a la altura de la rótula, sólo en el 36.17% de rodillas con patela alta el área de solapamiento del método de Schöttle con el anatómico fue mayor del 50%, comparado con el 39.62% de rodillas que no tuvieron patela alta, diferencias que no fueron estadísticamente significativas ( $\chi^2 = 0.126$ , p = 0.723, intervalo confianza 95%) (Tabla 9).

		Solapamiento NO	Solapamiento SI	Chi-Cuadrado	Sig
PATELA ALTA	No	32	21	0.126	0.723
	Si	30	17		

**Tabla 9: Análisis de la influencia de la patela alta frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.**

Respecto a la asociación con una distancia TA-GT patológica, se encontró un área de solapamiento mayor del 50% únicamente en el 33.3% de rodillas con distancia TA-GT aumentada (>20 mm), comparado con el 41.0% de rodillas que no presentaron una TA-GT patológica. Estas diferencias tampoco fueron significativas ( $\chi^2 = 0.591$ ,  $p = 0.442$ , intervalo confianza 95%) (Tabla 10).

		Solapamiento NO	Solapamiento SI	Chi- Cuadrado	Sig
TA-TG	No	36	26	0.591	0.442
	Si	25	13		

**Tabla 10: Análisis de la influencia de la distancia TA-GT frente al solapamiento >50% de los métodos Schöttle-anatómico.**

Al correlacionar la distancia entre los centros de los túneles Schöttle-anatómico con los 6 factores predisponentes de IRLC tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas: Se obtuvo una  $p=0,583$  al correlacionar con la presencia o no de displasia grave (Tabla 11), una  $p=0,344$  con la displasia (Tabla 12),  $p=0,562$  con el sexo (Tabla 13),  $p=0,642$  al correlacionar el sexo y la displasia grave (Tabla 14),  $p=0,659$  con la altura de la rótula (Tabla 15) y  $p=0,184$  con la distancia TA-GT (Tabla 16).

	Displasia grave	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	No (n=46)	3,623	1,871	-0,551	0.583	-0,952 – 0,538
	Si (n=54)	3,829	1,870			

**Tabla 11. Análisis de la influencia de la displasia grave en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.**

	Displasia	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	No (n=23)	4,060	1,852	0,959	0.344	-0,471 – 1,317
	Si (n=77)	3,637	1,868			

Tabla 12. Análisis de la influencia de la displasia en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.

	Sexo	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	Hombres (n=24)	3,956	2,229	-0,587	0.562	-1,303 – 0,720
	Mujeres (n=76)	3,664	1,744			

Tabla 13. Análisis de la influencia de la sexo en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.

	Sexo y displasia grave	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	Hombres sin displasia grave (n=9)	3,296	1,927	-0,479	0.642	-1,861 – 1,197
	Mujeres con displasia grave (n=39)	3,628	1,633			

Tabla 14. Análisis de la influencia de la displasia grave y el sexo en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.

	Patela alta	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	No (n=55)	3.659	1.831	-0,443	0.659	-0,918 – 0,583
	Si (n=45)	3,826	1,919			

Tabla 15. Análisis de la influencia de la altura de la rótula en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.



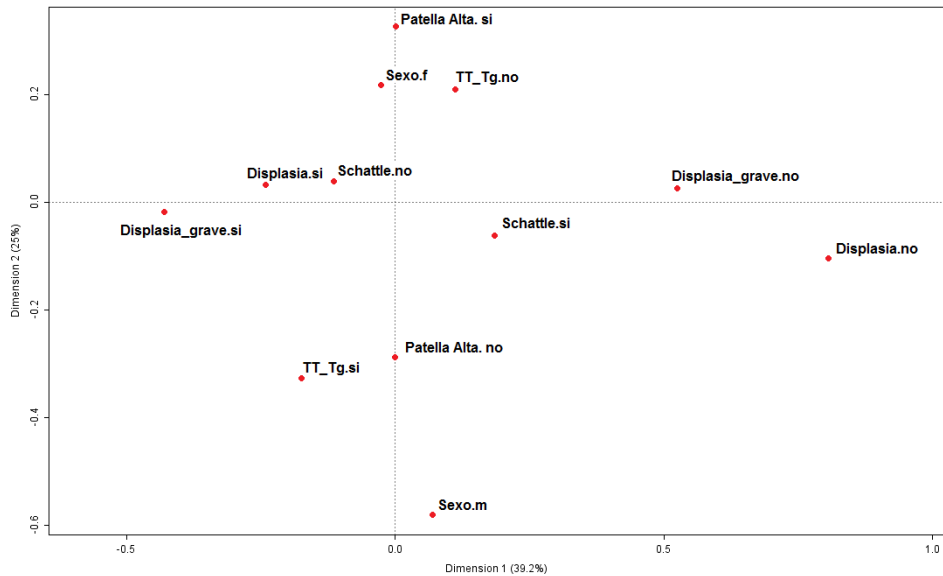
	TA-GT patológica	Media	Desviación típica	t	Sig	Intervalo Confianza
SCHÖTTLE (mm)	No (n=61)	3,526	1,691	-1,341	0.184	-1,328 – 0,260
	Si (n=39)	4,060	2,087			

**Tabla 16. Análisis de la influencia de la distancia TA-GT en la distancia entre los círculos de los métodos Schöttle-anatómico.**

### *Análisis de factores predictivos. Modelo de regresión*

Como técnicas de análisis multivariante se aplicó el análisis de correspondencias múltiples para observar la relación entre categorías de variables. Las categorías de variables que se sitúan cerca en el mapa están asociadas, mientras que las que estén separadas están poco asociadas. Asimismo, las categorías alejadas del origen son poco frecuentes, tanto en el eje de las X como en el eje de las Y.

En el mapa (Gráfico 6) se observa como la variables solapamiento de los métodos Schöttle-anatómico se sitúan en mayor medida sobre el eje horizontal. Es por ello que la presencia de displasia y la displasia grave son las variables que mejor se correlacionan con la presencia de un solapamiento >50% en los métodos Schöttle-anatómico, con efecto invertido, es decir la presencia de displasia grave se correlaciona con la no presencia de solapamiento. Este modelo explica el 64.2% de la variabilidad inicial en los datos.



**Gráfico 6. Gráfico de análisis multivariante**

Respecto a la regresión logística binaria, se codificó con 1 los pacientes masculinos y los casos con displasia, displasia grave, TA-GT aumentada y patela alta (Tabla 17).

		Frecuencia	Codificación de parámetros
			(1)
Sexo	f	37	,000
	m	18	1,000
Displasia	no	16	,000
	si	39	1,000
Disp Grave	no	28	,000
	si	27	1,000
TA-GT	no	30	,000
	si	25	1,000
Patela alta	no	26	,000
	si	29	1,000

**Tabla 17. Codificaciones de variables categóricas**

La Tabla 18 muestra el efecto de cada uno de estos factores a nivel 1, comparado con el nivel 0 (la otra categoría). Se puede observar que ningún factor tiene un efecto significativo sobre el porcentaje de Schöttle, únicamente padecer displasia grave podría ser un factor predictivo de no-solapamiento, aunque no presenta un valor estadísticamente significativo ( $p < 0.1$ ).

	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)
Paso 1 <sup>a</sup> Patela alta	-,070	,435	,026	1	,873	,933
Displasia	,663	,621	1,141	1	,285	1,941
Displasia Grave	-,977	,538	3,302	1	,069	,377
TA-GT aumentada	-,224	,456	,243	1	,622	,799
Sexo	-,481	,489	,967	1	,325	,618
Constante	-,012	,590	,000	1	,983	,988

**Tabla 18. Variables en la ecuación**

Variable(s) introducida(s) en el paso 1: patela alta, displasia, displasia grave, TA-GT aumentada y sexo. Se presenta el parámetro estimado (B), su error estándar (E.T.), su significación estadística con la prueba de Wald, que es un estadístico que sigue una ley Chi cuadrado con 1 grado de libertad (gl) y la estimación de la OR (Exp(B)).

## **4.2. Longitud relativa y patrón de cambio de longitud del injerto del LPFM y del LPFM nativo.**

### **4.2.1 Pacientes intervenidos de plastia de LPFM**

La serie de casos intervenidos de plastia de LPFM estuvo formada por 24 rodillas de 22 pacientes (18 mujeres y 6 hombres), con una media de edad en el momento de realizarse el estudio de TC de 23,3 años (rango 15-39; mediana 18). En el Anexo IV se muestran las características y resultados de las 24 rodillas.

El grupo de pacientes fue homogéneo y se caracterizó por presentar una IRLC debida a la incompetencia del LPFM, que se presentó entre 0° y 30° de flexión,

sin asociar alteraciones en el *mal-tracking*. En los 24 pacientes, el test de aprehensión era positivo antes de la cirugía por la incompetencia del LPFM y se hizo negativo después de la cirugía.

Ningún paciente asoció otros factores de inestabilidad que pudieran actuar como factores de confusión, como la patela alta y la displasia troclear. Aunque estos factores hubieran podido estar presentes y no haberse detectado, se consideró que no pudieron influir en la inestabilidad por no presentar los pacientes alteraciones en el *mal-tracking*.

Ningún paciente había sido sometido a otra intervención quirúrgica de inestabilidad rotuliana, como un alargamiento de la aleta rotuliana externa, trocleoplastia o corrección de la altura patelar. Tampoco hubo pacientes con cirugías previas de ligamento cruzado anterior, con cuerpos libres, lesiones condrales ni meniscales.

El tiempo de seguimiento clínico después de la cirugía de los pacientes intervenidos de plastia de LPFM fue de una media de 5 años (rango, 2-10 años).

La reconstrucción del LPFM se realizó mediante la técnica de un fascículo (cuádriceps de espesor parcial o injerto de tendón semitendinoso) en 16 casos, y con técnica de doble fascículo con autoinjerto de tendón semitendinoso en 8 casos.

Respecto al resultado clínico tras la cirugía en el seguimiento final, en 20 pacientes fue satisfactorio y en sólo 4 casos encontramos una cirugía fallida, en 3 casos debido a dolor anterior de rodilla severo como síntoma principal y en el otro caso secundario a una reaparición de la inestabilidad rotuliana lateral. En los 4 casos fallidos la técnica de reconstrucción de LPFM realizada fue de un fascículo (Figura 34).

En los tres casos que fallaron por dolor, el empeoramiento clínico comenzó un año y medio después de la cirugía y fue muy significativo en los 2 años de seguimiento.

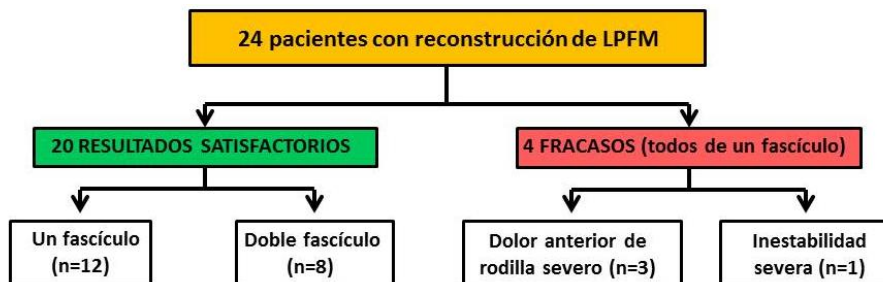


Figura 34. Resultados clínicos y tipo de reconstrucción de LPFM de los 24 casos incluidos.

#### 4.2.2. Distribución de los factores de riesgo de inestabilidad rotuliana.

##### *Displasia troclear*

De las 24 rodillas estudiadas, 22 (92%) presentaron displasia y 2 (8%) no tuvieron displasia (Tabla 19). En cuanto al tipo de displasia, en 8 (33%) de los 24 casos estudiados hubo una displasia troclear grado B, en 6 casos (25%) había un grado A de displasia, en 4 casos (17%) una displasia grado C y en otros 4 (17%) una displasia grado D. Se encontró displasia grave (tipos C y D) en 8 (33%) casos, frente a los 16 (67%) casos restantes que presentaron una displasia leve (tipos A y B) o no displasia (Tabla 19).

De los 3 casos fallidos a causa del dolor, 2 tenían una displasia troclear tipo A y uno tenía una displasia tipo B. El único paciente que fracasó por inestabilidad persistente presentó una displasia tipo C.

---

### *Altura de la rótula*

En 10 (42%) de las 24 rodillas analizadas se constató una patela alta, siendo en las 14 (58%) restantes la altura de la rótula normal (Tabla 19). De los 4 pacientes con fracaso clínico tras la cirugía, uno presentó patela alta y en los 3 restantes la altura de la rótula era normal.

### *Distancia TA-GT*

Nueve (37.5%) de los 24 casos estudiados presentaron una distancia TA-GT aumentada (mayor de 20 mm) y los 15 (62.5%) restantes una TA-GT normal (Tabla 19). De los 9 casos con TAGT aumentada, uno se observó en un paciente con fracaso clínico por dolor y los 8 restantes en pacientes con resultado satisfactorio.

### *Inclinación rotuliana*

En 11 (46%) casos la inclinación rotuliana fue normal y en 13 (54%) fue excesiva (Tabla 19). De los 4 pacientes que fracasaron hubo inclinación rotuliana excesiva en 2 y entre los pacientes con resultado clínico satisfactorio se encontró inclinación rotuliana excesiva en 11.

	SI	NO
<b>DISPLASIA</b>	92%	8%
<b>DISPLASIA GRAVE</b>	33%	67%
<b>PATELLA ALTA</b>	42%	58%
<b>TA-GT AUMENTADA</b>	37.5%	62.5%
<b>INCLINACIÓN ROTULIANA AUMENTADA</b>	54%	46%

**Tabla 19. Tabla de porcentajes de las respuestas (si/no) de cada variable.**

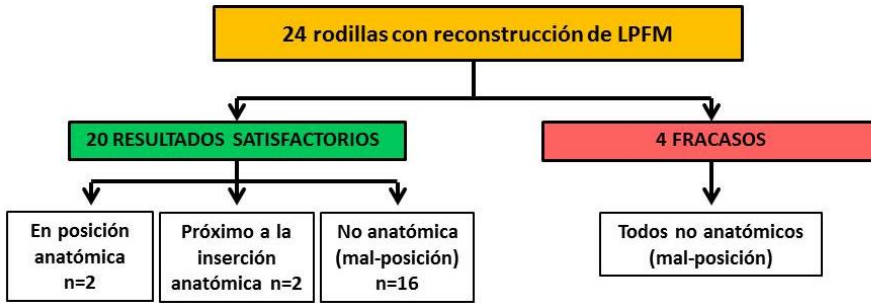
#### **4.2.3. Posición del túnel femoral quirúrgico respecto al anatómico.**

La TC 3D demostró una inserción femoral anatómica del LPFM reconstruido únicamente en 2 (8,3%) de las 24 rodillas reconstruidas (Figura 35). En una de ellas, el túnel femoral quirúrgico y el túnel anatómico coincidieron casi al 100% (Figura 36). En otras 2 (8,3%) rodillas hubo una posición del túnel quirúrgico femoral próxima a la anatómica, pero con un solapamiento entre ambos túneles menor del 50% (Figura 37). En las 20 (83.3%) rodillas restantes hubo mala posición del túnel femoral creado en la cirugía, que se localizó lejos de la inserción femoral anatómica (Figura 38).

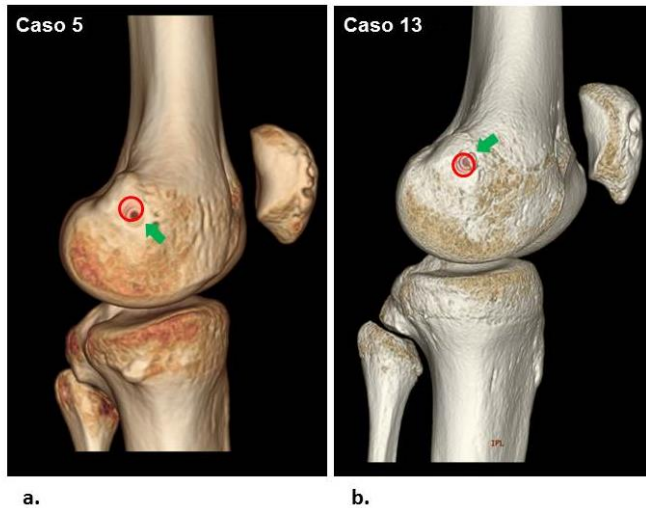
De los 20 pacientes con un resultado clínico satisfactorio, se encontró una buena posición de la inserción femoral quirúrgica del LPFM reconstruido en 4 (20%) pacientes y una mala posición en los 16 (80%) restantes (Figura 35). Por el contrario, todos los pacientes (n=4, 100%) en los que fracasó clínicamente la



reconstrucción del LPFM presentaron una llamativa mala posición del punto de fijación femoral (Figuras 35, 38 y 39).

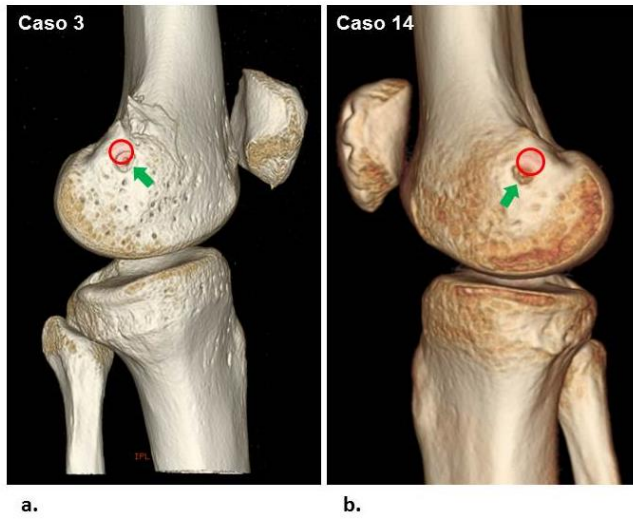


**Figura 35.** Diagrama de la posición del túnel femoral quirúrgico del LPFM reconstruido respecto al túnel anatómico.



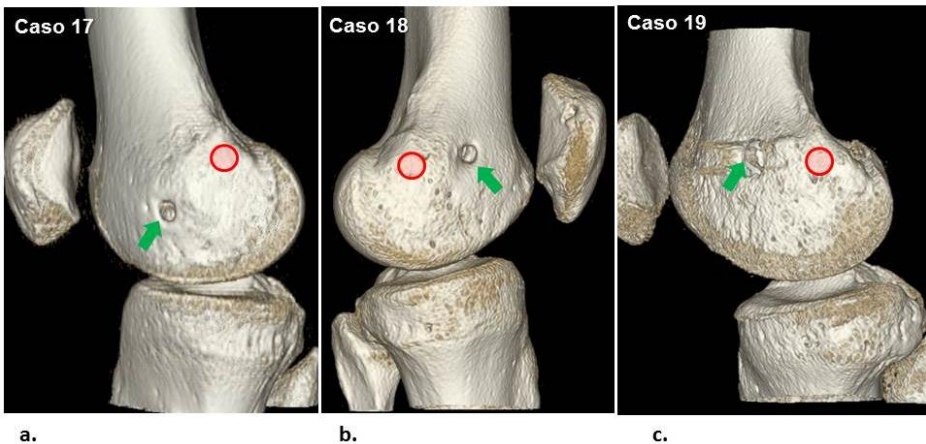
**Figura 36.** Inserción femoral anatómica del LPFM en 2 de los 24 pacientes incluidos con resultado clínico satisfactorio.

La flecha verde señala el anclaje femoral quirúrgico y el círculo rojo el anclaje femoral anatómico en reconstrucciones 3D de TC. En las dos rodillas hay un porcentaje alto de solapamiento entre ambos túneles, que en el caso 13 se aproxima al 100%.



**Figura 37. Inserción femoral del LPFM reconstruido próxima a la anatómica en 2 pacientes diferentes con resultado clínico satisfactorio.**

La flecha verde señala el anclaje femoral quirúrgico y el círculo rojo el anclaje femoral anatómico en imágenes de TC 3D. En las dos rodillas hay un solapamiento entre ambos túneles menor al 50%.



**Figura 38. Mala posición del anclaje femoral quirúrgico en los 3 pacientes con mal resultado clínico por dolor.**

Los anclajes femorales creados en la cirugía (flechas verdes) están muy alejados del túnel femoral anatómico (círculo rojo).



**Figura 39. Mala posición del anclaje femoral quirúrgico en el único paciente con mal resultado clínico por inestabilidad persistente.**

El túnel femoral creado en la cirugía presenta una posición no anatómica (flecha verde), se encuentra muy alejado del anclaje femoral anatómico (círculo rojo) en el caso 8.

#### **4.2.4. Longitudes del LPFM anatómico virtual y reconstruido**

La flexión de la rodilla tuvo un efecto significativo en la longitud de la línea trazada entre la inserción femoral y patelar del LPFM. Las mediciones de la longitud del LPFM anatómico virtual (inserción femoral anatómica), del LPFM con un resultado satisfactorio y del LPFM con un resultado no satisfactorio (dolor intenso) a 0°, 30°, 60°, 90° y 120° de flexión de la rodilla se resumen en la Tabla 20.

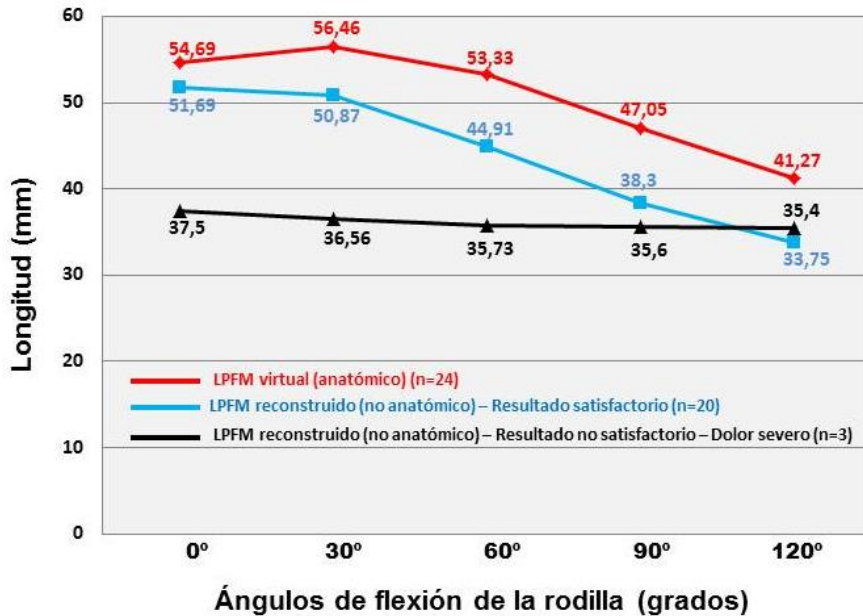
La longitud del LPFM anatómico virtual aumentó durante la flexión de 0° a 30°, disminuyó de forma no significativa de 30° a 60°, y disminuyó de forma significativa de los 60° a los 120°. Su longitud máxima fue de  $56,46 \pm 6,86$  mm a 30° de flexión de la rodilla, pero no fue estadísticamente mayor que la longitud medida a 0° ( $p = 0,35$ ) o 60° ( $p = 0,11$ ) de flexión de la rodilla. Sin embargo, la longitud a 0°, 30° y 60° fue estadísticamente mayor que su longitud en 90° y 120°

( $p < 0,001$ ) de flexión de la rodilla (Tabla 20 y Gráfico 7). Se consideró como un patrón de cambio de longitud específica del LPFM *in vivo*. Se observó un cambio en la longitud del injerto de 0 a 30° de flexión de la rodilla de  $2,80 \pm 1,62$  mm. El cambio de longitud a 60° de flexión de la rodilla fue de  $3,78 \pm 2,54$  mm, a 90° fue  $10,06 \pm 3,66$  mm y a 120° fue  $16,10 \pm 4,99$  mm, siempre en comparación con su longitud máxima. El LPFM anatómico virtual fue isométrico entre 0° y 30° (diferencia de longitud menor de 5 mm entre ambos ángulos de flexión de rodilla) en todos los casos. En 20 casos (83,3%) el ligamento fue isométrico de 0° a 60° de flexión de la rodilla. Por encima de los 60° de flexión de la rodilla el injerto se fue haciendo progresivamente laxo y la isometría se perdió. Por lo tanto, no se encontró en este análisis ningún LPFM anatómico virtual isométrico durante todo el rango de movimiento de la rodilla.

Ángulos de flexión de la rodilla (grados)	Reconstrucción anatómica virtual del LPFM (n=24)	LPFM reconstruido no anatómico con resultado clínico satisfactorio (n=20)	LPFM reconstruido no anatómico con severo dolor anterior de rodilla (n=3)
0°	$54.69 \pm 6.10$	$51.69 \pm 4.60$	$37.50 \pm 7.81$
30°	$56.46 \pm 6.86$	$50.87 \pm 5.47$	$36.56 \pm 9.20$
60°	$53.33 \pm 6.40$	$44.91 \pm 5.28$	$35.73 \pm 10.10$
90°	$47.05 \pm 5.77$	$38.30 \pm 4.91$	$35.60 \pm 7.96$
120°	$41.27 \pm 4.92$	$33.75 \pm 4.88$	$35.40 \pm 5,63$

**Tabla 20. Longitudes del LPFM anatómico virtual y reconstruido con resultado clínico satisfactorio y no satisfactorio debido a dolor anterior de rodilla severo en los diferentes ángulos de flexión de la rodilla.**

Los datos se presentan como media  $\pm$  desviación estándar (mm).

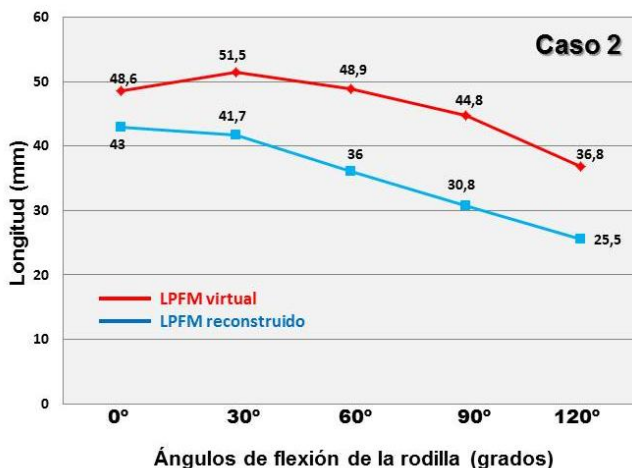


**Gráfico 7. Curvas de la longitud media del LPFM virtual anatómico y del LPFM reconstruido con resultado satisfactorio y con resultado no satisfactorio (dolor anterior de rodilla severo).**

Patrón fisiológico de cambio de longitud del LPFM virtual anatómico (línea roja) y del LPFM reconstruido con buen resultado clínico (línea azul), que son isométricos en los primeros grados de flexión y pierden la isometría a partir de 60° de flexión de la rodilla. El LPFM reconstruido no anatómico con mal resultado clínico por severo dolor anterior (línea negra) permanece isométrico de 0 a 120° (su longitud se modifica menos de 5 mm y está muy tenso en todos los ángulos de flexión), lo que condiciona una sobrecarga femoropatelar medial a altos grados de flexión, condropatía y dolor.

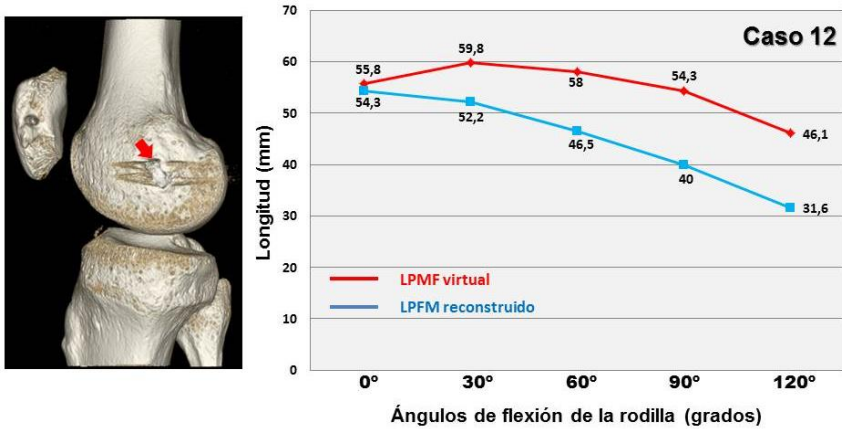
La longitud del LPFM reconstruido no anatómico con un resultado clínico satisfactorio disminuyó durante la flexión de 0° a 120°. Su longitud máxima fue de  $51,69 \pm 4,60$  mm a 0° de flexión de la rodilla, pero no fue estadísticamente mayor que la longitud medida a 30° ( $p = 0,62$ ) de flexión de la rodilla. Sin embargo, la longitud a 0° y 30° fue estadísticamente mayor que su longitud a 60°, 90° y 120° ( $p < 0,01$ ) de flexión de la rodilla (Tabla 20 y Gráfico 7). El patrón de cambio de longitud del LPFM virtual anatómico y del LPFM reconstruido no anatómico con un resultado satisfactorio fue casi similar (Gráfico 7 y Figuras 40,

41, 42 y 43). Se observó un cambio de longitud del injerto de 0 a 30° de flexión de la rodilla de  $2,41 \pm 1,57$  mm. El cambio de longitud a 60° de flexión de la rodilla fue de  $7,59 \pm 2,95$  mm, a 90° de flexión de la rodilla fue de  $14,21 \pm 5,23$  mm y a 120° de  $18,75 \pm 6,11$  mm. Los LPFM reconstruidos no anatómicos con resultados satisfactorios fueron isométricos entre 0° y 30° (menos de 5 mm de diferencia de longitud entre los dos ángulos de flexión de rodilla) en todos los casos. Sólo en 4 casos (20%) el ligamento fue isométrico de 0° a 60° de flexión de la rodilla. Sin embargo, por encima de los 60° de flexión de la rodilla el injerto se hizo progresivamente laxo y la isometría se perdió.



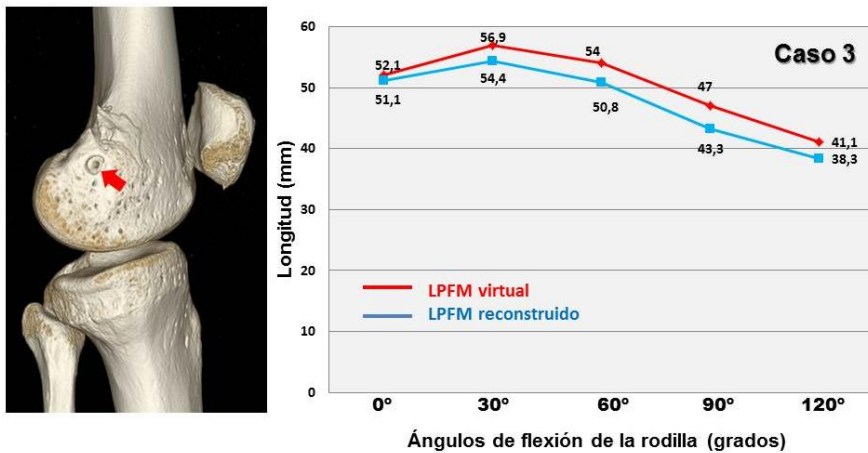
**Figura 40. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 2).**

Tanto el LPFM virtual anatómico (línea roja) como el LPFM reconstruido no-anatómico tienen un patrón de cambio de longitud similar. El LPFM virtual anatómico es isométrico de 0 a 60° de flexión de la rodilla y pierde la isometría a partir de los 60°. El LPFM reconstruido es isométrico de 0 a 30° y pierde la isometría a partir de los 30° de flexión. El LPFM reconstruido es discretamente más corto que el virtual. La flecha roja señala la posición no anatómica de la inserción femoral de la plastia de LPFM (mal-posición).



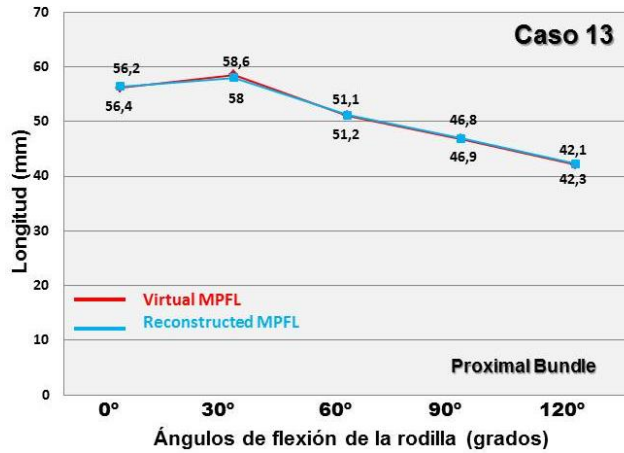
**Figura 41. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 12).**

Tanto el LPFM virtual anatómico (línea roja) como el LPFM reconstruido no-anatómico tienen un patrón de cambio de longitud similar. El LPFM virtual anatómico es isométrico de 0 a 60° de flexión de la rodilla y pierde la isometría a partir de los 60°. El LPFM reconstruido es isométrico de 0 a 30° y pierde la isometría a partir de los 30° de flexión. El LPFM reconstruido es discretamente más corto que el virtual. La flecha roja señala la posición no anatómica de la inserción femoral de la plastia de LPFM (mal-posición).



**Figura 42. Reconstrucción de LPFM con resultado clínico satisfactorio (caso 3).**

El punto de inserción femoral del LPFM reconstruido (flecha roja) está muy próximo a la inserción femoral anatómica. El LPFM virtual anatómico (línea roja) y el LPFM reconstruido (línea azul) tienen un patrón de cambio de longitud similar, son isométricos de 0 a 60° y pierden la isometría a partir de los 60° de flexión de la rodilla.

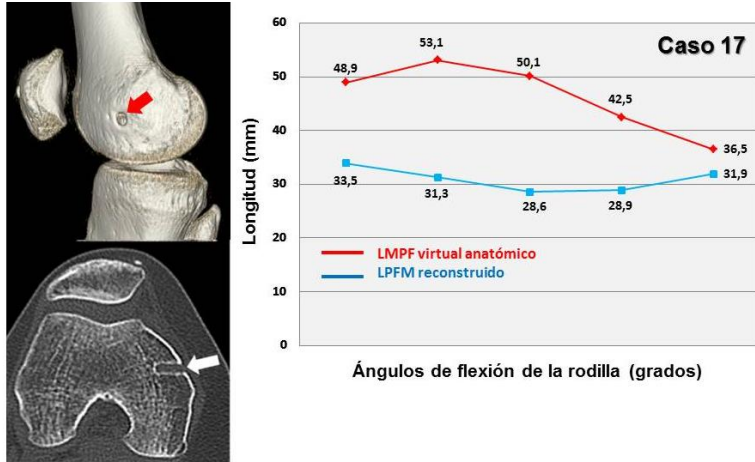


**Figura 43. Reconstrucción de LPM con resultado clínico satisfactorio (caso 13).**

El punto de inserción femoral del LPM reconstruido casi coincide con el anatómico. El patrón de cambio de longitud del LPM virtual anatómico (línea roja) y el del LPM reconstruido (línea azul) se superponen, son isométricos de 0° a 30° y pierden la isometría después.

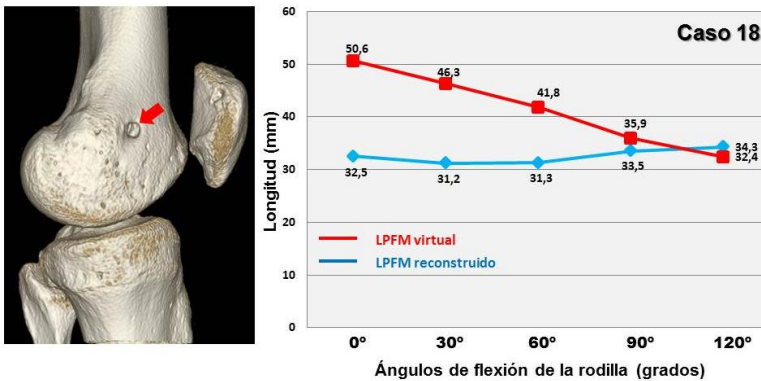
La longitud de la reconstrucción de LPM no-anatómico con un resultado no satisfactorio debido al dolor importante fue estadísticamente más corta a 0°, 30°, 60°, 90°, y 120° de flexión de la rodilla en comparación con la reconstrucción virtual y con la reconstrucción no anatómica con un resultado satisfactorio. Un LPM no anatómico con un resultado satisfactorio fue siempre más corto que un ligamento anatómico ( $8,55 \pm 6,30\%$ ). Una reconstrucción fallida de LPM fue significativamente más corta que un ligamento anatómico ( $27,15 \pm 13,36\%$ ) (Tabla 20 y Gráfico 7). En los 3 casos de una reconstrucción fallida de LPM debido a un dolor intenso, la reconstrucción fue isométrica de 0° a 120° de flexión de la rodilla (Figuras 44, 45 y 46).





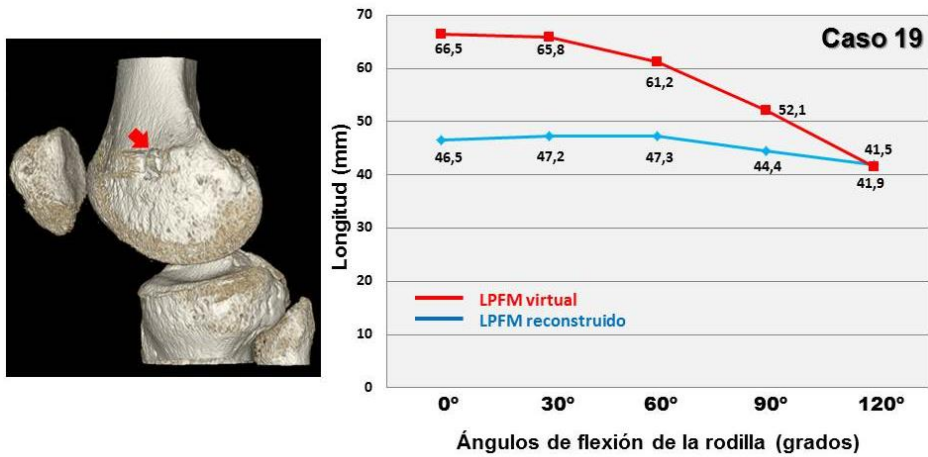
**Figura 44. Fracaso de la reconstrucción del LPMF por dolor anterior de rodilla severo (caso 17).**

Curvas de la longitud del LPMF virtual anatómico (línea roja) y del LPMF reconstruido con fracaso clínico por dolor anterior de rodilla severo (línea azul). El LPMF virtual tiene un comportamiento fisiológico, es isométrico de 0° a 60° y pierde la isometría después. El LPMF reconstruido no-anatómico mantiene la isometría de 0° a 120°. Se observa malposición anterior e inferior del punto de inserción femoral del LPMF reconstruido (flecha roja).



**Figura 45. Fracaso de reconstrucción de LPMF por dolor anterior de rodilla severo (caso 18).**

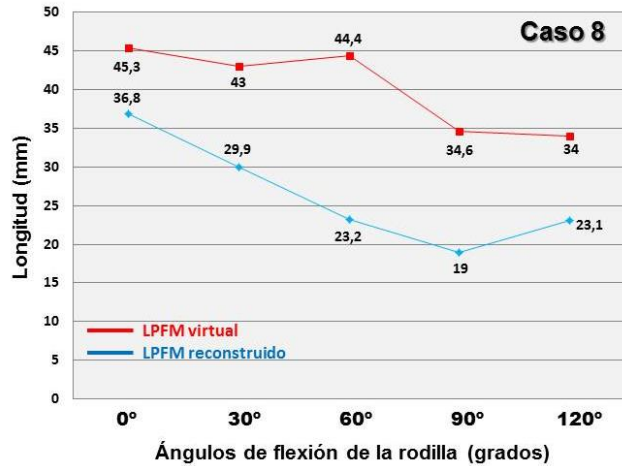
Curvas de la longitud del LPMF virtual anatómico (línea roja) y del LPMF reconstruido con fracaso clínico por dolor anterior de rodilla severo (línea azul). El LPMF virtual tiene un comportamiento fisiológico, es isométrico de 0° a 30° y pierde la isometría después. El LPMF reconstruido no-anatómico mantiene la isometría de 0° a 120°. Malposición anterior de la inserción femoral del LPMF reconstruido (flecha).



**Figura 46. Fracaso de reconstrucción de LPM por dolor anterior de rodilla severo (caso 19).**

Curvas de la longitud del LPM virtual anatómico (línea roja) y del LPM reconstruido con fracaso clínico por dolor anterior de rodilla severo (línea azul). El LPM reconstruido no-anatómico mantiene la isometría de 0° a 120°. La inserción femoral del LPM reconstruido es muy anterior (malposición, flecha).

El único caso de reconstrucción de LPM no anatómico con un resultado no satisfactorio debido a inestabilidad femoropatelar correspondió a un ligamento más corto a 0°, 30°, 60°, 90°, y 120° de flexión de la rodilla en comparación con la reconstrucción virtual y con la reconstrucción no anatómica con un resultado satisfactorio. El ligamento reconstruido no fue isométrico de 0 a 30°, es decir, su longitud se modificó más de 5 mm en este rango de flexión de la rodilla, lo que implica que se encuentra continuamente laxo y no cumple su función de evitar la luxación lateral de la rótula en los primeros grados de flexión (Figura 47).



**Figura 47. Fracaso de la reconstrucción del LPMF por inestabilidad femoropatelar (caso 8).**

Curvas de la longitud del LPMF virtual anatómico (línea roja) y del LPMF reconstruido con fracaso clínico por inestabilidad (línea azul). El LPMF reconstruido es más corto que el virtual y no es isométrico de 0 a 30°, (su longitud se modifica más de 5 mm), por lo que está completamente destensado y no cumple su función de 0 a 30° de evitar la luxación rotuliana. Marcada mala posición del punto de inserción femoral del LPMF reconstruido (flecha).

Las mediciones de la longitud del fascículo proximal y distal del LPMF virtual con técnica de doble fascículo y del LPMF reconstruido con técnica de doble fascículo, con un resultado clínico satisfactorio a 0°, 30°, 60°, 90° y 120° de flexión de la rodilla, se resumen en las Tablas 21 y 22. Las curvas de los fascículos proximales y distales fueron simétricas. En ambas situaciones (reconstrucciones anatómicas y no anatómicas), el patrón de cambio de longitud y la isometría fue similar utilizando ambas inserciones rotulianas (Gráficos 8 y 9). Sin embargo, la longitud del fascículo proximal en ambas reconstrucciones anatómicas y no-anatómicas fue estadísticamente mayor ( $p < 0,05$ ) que el fascículo distal a 0°, 30°, 60° y 90°. Sin embargo, a 120° de flexión de la rodilla las diferencias de longitud de los fascículos proximal y distal no fueron significativas ni en la reconstrucción anatómica ( $p = 0,11$ ) ni en la reconstrucción

no-anatómica ( $p = 0,42$ ). Por lo tanto, para la reconstrucción de LPFM de doble fascículo no hubo diferencias significativas en el patrón de cambio de longitud e isometría del ligamento entre los dos puntos de inserción patelar (Figuras 48 y 49).

Ángulos de flexión de la rodilla (grados)	Fascículo proximal virtual anatómico (n=8)	Fascículo distal virtual anatómico (n=8)
0°	53.87 ± 2.52	52.12 ± 2.33
30°	56.50 ± 3.00	54.77 ± 2.54
60°	53.05 ± 3.28	51.43 ± 2.91
90°	46.68 ± 3.00	45.17 ± 3.26
120°	41.11 ± 3.35	40.41 ± 3.50

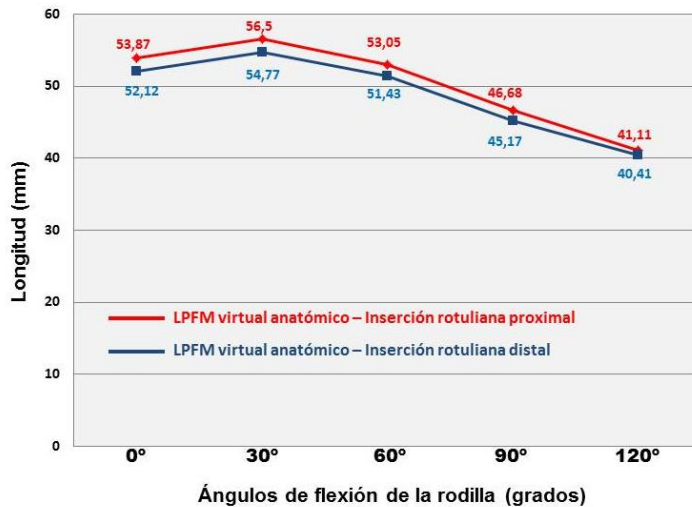
**Tabla 21. Longitud de los fascículos proximal y distal de un LPFM de doble fascículo reconstruido virtual anatómico a diferentes ángulos de flexión de la rodilla.**

Los datos se presentan como media ± desviación estándar (mm).

Ángulos de flexión de la rodilla (grados)	Fascículo proximal de LPFM reconstruido no anatómico con resultado clínico satisfactorio (n=8)	Fascículo distal de LPFM reconstruido no anatómico con resultado clínico satisfactorio (n=8)
0°	52.41 ± 2.73	48.52 ± 4.04
30°	51.02 ± 4.58	47.93 ± 5.35
60°	45.02 ± 5.41	42.82 ± 6.19
90°	38.32 ± 6.30	37.30 ± 6.35
120°	33.98 ± 5.35	34.47 ± 5.25

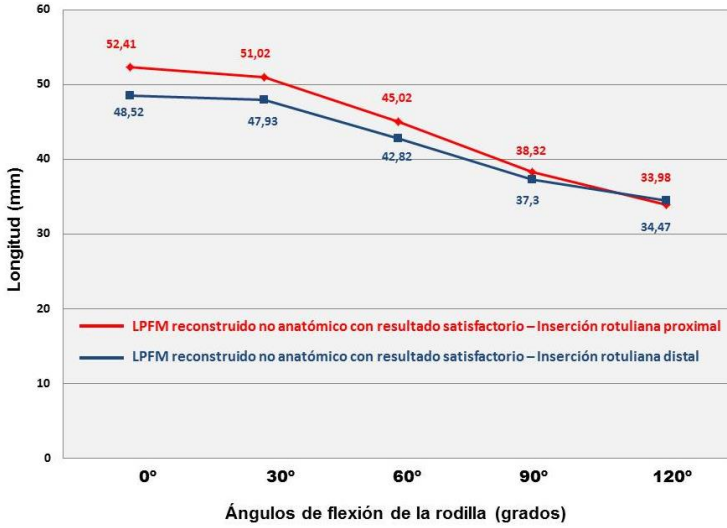
**Tabla 22.** Longitud de los fascículos proximal y distal de LPFM reconstruido no anatómico de doble fascículo con resultado clínico satisfactorio a diferentes ángulos de flexión de la rodilla.

Los datos se presentan como media ± desviación estándar (mm).



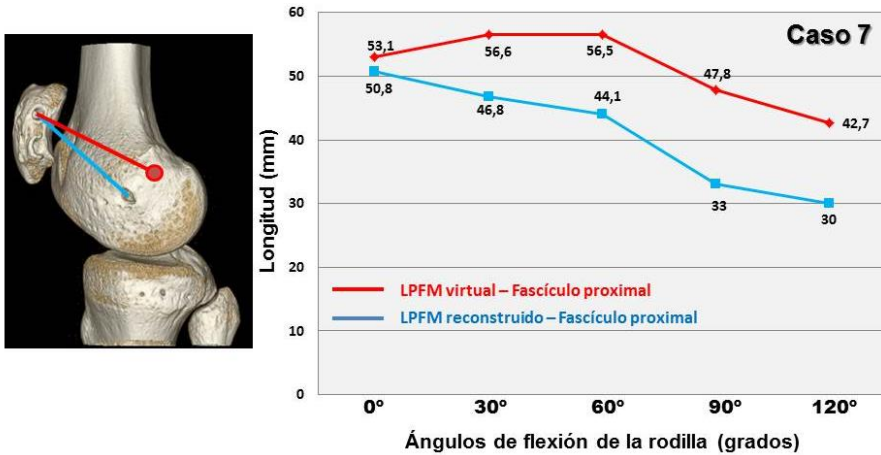
**Gráfico 8.** Patrón de cambio de longitud del injerto en los 8 casos de reconstrucción virtual anatómica del LPFM de doble fascículo.

No hubo diferencias significativas en el patrón de cambio de longitud e isometría del ligamento entre los dos puntos de inserción patelar. Los datos se expresan como la media (mm) de la longitud del ligamento en los diferentes grados de flexión de la rodilla.



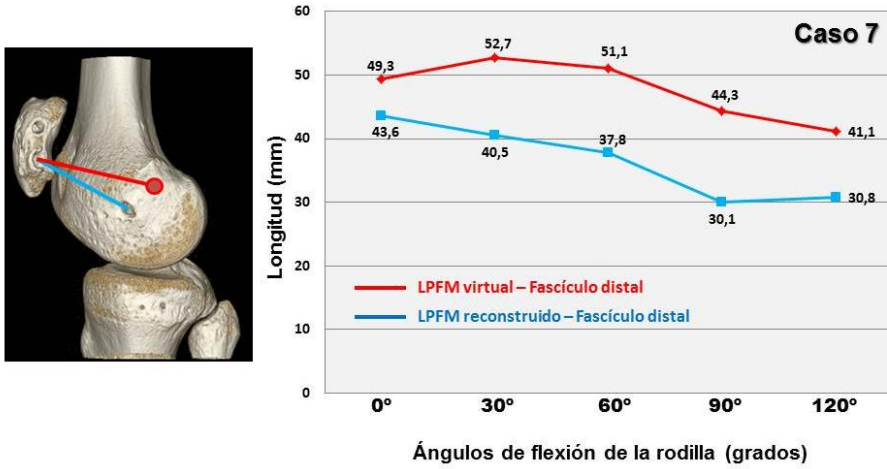
**Gráfico 9. Patrón de cambio de longitud del injerto en los 8 casos de reconstrucción de LPFM no anatómico de doble fascículo con resultado clínico satisfactorio.**

No hubo diferencias significativas en el patrón de cambio de longitud e isometría del ligamento entre los dos puntos de inserción patelar. Los datos se expresan como la media (mm).



**Figura 48. Reconstrucción de LPFM con técnica de doble fascículo y resultado clínico satisfactorio. Fascículo proximal.**

Las figuras 48 y 49 corresponden a la misma rodilla (caso 7) y muestran el mismo patrón de cambio de longitud e isometría del LPFM virtual y el reconstruidos entre los dos puntos de inserción patelar.



**Figura 49. Reconstrucción de LPFM con técnica de doble fascículo y resultado clínico satisfactorio. Fascículo distal.**

Las figuras 48 y 49 corresponden a la misma rodilla (caso 7) y muestran el mismo patrón de cambio de longitud e isometría del LPFM virtual y el reconstruido entre los dos puntos de inserción patelar





## 5. DISCUSIÓN

---

### 5.1. Principales resultados obtenidos e implicaciones clínicas.

El primer dato relevante del estudio es que en muchos casos los métodos radiográficos no permiten una elección anatómica del punto de anclaje femoral en la reconstrucción del LPFM. En nuestra serie, los métodos de Schöttle y Stephen únicamente permitieron obtener una inserción anatómica del injerto en el 38% y 17% de los casos respectivamente.

Actualmente, el método de Schöttle es la técnica más aceptada y de uso casi universal para determinar el punto de anclaje femoral en la reconstrucción del LPFM. Sin embargo, este método está basado en el análisis de sólo 8 rodillas normales de cadáver y no tiene en cuenta las diferentes anomalías anatómicas que pueden presentarse asociadas a la IRLC. Este es el primer estudio realizado *in vivo* en pacientes con IRLC. Aunque se han encontrado diferencias en el porcentaje del área de solapamiento del punto de inserción femoral del LPFM creado con el método radiográfico de Schöttle y el anatómico en cuanto a la presencia de displasia troclear grave y la distribución por sexo, éstas no han sido estadísticamente significativas.

Los resultados del estudio muestran una tendencia, no significativa, a que la fiabilidad del método de Schöttle en detectar el punto de fijación femoral anatómico del LPFM es baja en rodillas de mujeres con displasia grave, ya que en este grupo de pacientes sólo se encontró un solapamiento mayor del 50% entre el método de Schöttle y el anatómico en el 30% de casos (n=12 sobre 40), en comparación con el 66,7% de hombres sin displasia grave (n=7 sobre 12) ( $z=-$

1.774,  $p=0.076$ ). La obtención de resultados significativos al comparar estas variables sería clínicamente muy relevante debido a que la mayor parte de los pacientes con IRLC son mujeres [3] y a que la displasia troclear es la anomalía anatómica que más se asocia a IRLC, presente según Dejour en el 96% de los pacientes con una verdadera luxación de rótula [68]. También se ha observado una correlación entre la displasia troclear severa y el fracaso de la reconstrucción del LPFM [79][80], puesto que la mayor parte de fracasos clínicos tras la cirugía tienen lugar en rodillas con displasias graves. Cabe mencionar que la prueba de contraste de proporciones es aplicable en muestras grandes ( $n>30$ ) y el tamaño de muestra de una de las proporciones es de 12. Por lo tanto, se debe aumentar el tamaño de muestra de hombres sin displasia grave, para poder tener mayor fiabilidad en el resultado, si bien se encuentra la dificultad de que la prevalencia de la IRLC en este tipo de pacientes es baja.

Por otro lado, no parece existir en la literatura ningún trabajo publicado que haya estudiado la variabilidad intra ni inter-observador del método de Schöttle en la detección del punto de anclaje femoral del LPFM. Nuestra serie es la primera que muestra los resultados de variabilidad de la medida inter e intra-observador con un CCI muy alto.

Los resultados de este estudio validan la hipótesis de que el punto de inserción femoral es de máxima importancia en la longitud relativa y patrón de cambio de longitud del injerto de LPFM durante la flexión de la rodilla. Los dos factores influyen en la tasa de éxito y fracaso a largo plazo de la cirugía de reconstrucción del LPFM.

Se ha descrito *in vivo* la cinemática correcta del LPFM en rodillas con IRLC, demostrando que el LPFM fisiométrico está tenso en los primeros 0-30-60° de flexión y se destensa a mayores grados de flexión. Los resultados del estudio han demostrado una correlación entre la cinemática del LPFM y los resultados

clínicos obtenidos tras la cirugía, de forma que todos los pacientes con resultado clínico satisfactorio mostraron un LPFM con una longitud e isometría similar al ligamento nativo, mientras que todos los pacientes en los que la cirugía fracasó el LPFM reconstruido presentó un comportamiento no fisiométrico. Por lo tanto, aunque la posición del punto de anclaje femoral es crucial, el aspecto más importante en la cirugía de reconstrucción del LPFM es conseguir una cinemática correcta del LPFM.

Todos los pacientes con resultado clínico no satisfactorio presentaron una llamativa mala posición de la inserción femoral. Sin embargo, no todos los LPFM en posición no-anatómica se asociaron a inestabilidad o dolor tras la cirugía. Así, un alto porcentaje (80%) de injertos de LPFM no anatómicos mostraron un comportamiento fisiométrico y se correlacionaron con resultados clínicos satisfactorios.

Por lo tanto, la mala posición del LPFM no debe interpretarse de forma aislada como un fallo en la cirugía de reconstrucción del LPFM. Lo más importante no es la posición del injerto, sino conseguir un LPFM reconstruido con propiedades fisiométricas. La mejor manera de conseguirlo es eligiendo correctamente el punto de inserción femoral anatómico, que puede localizar el radiólogo mediante TC.

## **5.2. Importancia de la inserción femoral anatómica en la reconstrucción del LPFM.**

Varios estudios han demostrado la importancia de reproducir una inserción femoral anatómica nativa del LPFM reconstruido [10][24][69][81][82].

El estudio biomecánico de Elias y Cosgarea [69] mediante modelos computacionales de rodilla analizó la influencia de la reconstrucción del LPFM

en la distribución de presión y fuerzas en la articulación femoropatelar y concluyó que los fallos técnicos en la localización de la inserción femoral y la longitud del injerto de LPFM incrementan la fuerza de compresión sobre el cartílago del compartimento femoropatelar medial, con la consiguiente aparición de artrosis femoropatelar precoz, rotura de la plastia y reaparición de la inestabilidad y del dolor.

Bollier et al.[81] también mostraron, en su estudio clínico con 5 pacientes con reconstrucción de LPFM en posición no-anatómica y dolor que requirieron una nueva cirugía, que la mala posición del túnel femoral es causa de dolor recurrente por sobrecarga del cartílago femoropatelar medial. Esta mala posición produce además una inestabilidad lateral rotuliana recurrente por tensión inapropiada del injerto e inestabilidad iatrogénica medial, especialmente cuando la reconstrucción del LPFM va asociada a una liberación de la aleta rotuliana externa.

Thaunat y Erasmus [82] sugirieron que la posición de la inserción femoral y la tensión apropiada del injerto de LPFM son elementos cruciales en el éxito de la reconstrucción del LPFM. Estos autores mostraron que la posición demasiado anterior de un túnel femoral conduce a una laxitud de la plastia en extensión y a una tensión excesiva de la plastia en flexión, que se manifiesta clínicamente por un dolor anterior de rodilla y una pérdida de flexión. Además, la tensión excesiva de la plastia con la flexión de la rodilla puede estirar demasiado la plastia y provocar su fallo, provocando luxaciones rotulianas de repetición, incluso cuando el tendón usado para la reconstrucción del LPFM es más fuerte que el LPFM nativo. Por el contrario, un túnel femoral demasiado distal puede condicionar una excesiva tensión del injerto en extensión y una laxitud en flexión, manifestándose clínicamente como un déficit de extensión [82].

Finalmente, de acuerdo con Smirk y Morris [10] y Steensen et al.[24], se debería evitar la inserción femoral en el mismo tubérculo aductor porque puede determinar una sobretensión de la plastia en flexión y un aflojamiento inaceptable en extensión.

Sin embargo, en el estudio biomecánico de laboratorio de Melegari et al. [70] con 11 rodillas de cadáver se encontró que el uso de un punto de inserción femoral no-anatómico no alteró el área de contacto ni la presión de la articulación femoropatelar comparado con una inserción femoral anatómica.

De hecho, hoy en día hay todo un debate sobre los resultados clínicos de las reconstrucciones de LPFM no-anatómicas. En los pacientes con LPFM no-anatómicos de este estudio, sólo se han encontrado consecuencias clínicas negativas en puntos de fijación femorales demasiado anteriores y alejados del punto de inserción femoral anatómico. Por el contrario, el resto de pacientes con LPFM reconstruidos con puntos de fijación femoral no-anatómicos presentaron un buen resultado clínico tras la cirugía.

Hay pocos artículos publicados que correlacionan el punto de fijación femoral durante la cirugía de reconstrucción del LPFM con los resultados clínicos [67][83]. Servien et al. [67] evaluaron 29 pacientes con reconstrucciones de LPFM tras un periodo de seguimiento mínimo de 2 años tras la cirugía. De los 29 pacientes, 9 presentaron un LPFM con un punto de fijación femoral no anatómico en radiografía simple, valorado con la técnica de Schöttle [47], y 10 presentaron mala posición de la inserción femoral en RM. Los autores no encontraron una correlación entre la mala posición femoral y los resultados clínicos. Una posible explicación de este hallazgo es que la mala posición de la inserción femoral respecto a la inserción femoral anatómica ideal no fuera de suficiente magnitud como para provocar un efecto negativo en el resultado clínico. Además, el periodo de seguimiento de 2 años es demasiado corto

teniendo en cuenta el riesgo que tienen estos pacientes de desarrollar artrosis femoropatelar tardía.

Por otro lado, Camp et al. [83] demostró en su serie con 29 rodillas de 27 pacientes intervenidos de reconstrucción de LPFM que un punto de fijación femoral no anatómico, evaluado con la técnica de Schöttle [47], es un factor de riesgo de fallo de la cirugía, y observaron que el 80% de los pacientes con mala posición femoral del injerto sufrían luxación rotuliana en el periodo de seguimiento medio de 4 años tras la cirugía. Por el contrario, en nuestra serie de LPFM con puntos de fijación femoral no anatómicos, durante el periodo de seguimiento de 5 o más años no encontramos nuevas luxaciones rotulianas.

Por lo tanto, en base a los resultados de nuestro estudio se concluye que, aunque la mala posición del túnel femoral no implica necesariamente un fallo clínico en la reconstrucción del LPFM, una posición femoral del injerto demasiado alejada de la inserción femoral anatómica se correlaciona con un peor resultado clínico y que, de acuerdo con varios estudios clínicos y de laboratorio publicados previamente [10][24][69][81][82], el mejor método para evitar los problemas de sobretensión del injerto y sobrecarga condral citados anteriormente es que el túnel femoral imite la anatomía nativa del LPFM con la mayor exactitud como sea posible.

### **5.3. Métodos para elegir la inserción femoral anatómica del LPFM.**

Los resultados de este estudio avalan la creencia actual de que la elección de un punto de fijación femoral anatómico es crucial para conseguir el éxito de la cirugía de reconstrucción del LPFM [10][22][24][69][81][82].

Servien et al [67] demostró la dificultad de reproducir la reconstrucción del LPFM. Estos autores analizaron 29 túneles femorales mediante radiografía convencional y RM, y observaron que sólo 20 (69%) estaban bien posicionados, en el sentido de que eran reconstrucciones anatómicas. Esto nos lleva a buscar diferentes métodos reproducibles para determinar la localización del túnel femoral anatómico.

Schöttle et al [47] fue el primero en describir las marcas radiográficas fiables para realizar la reconstrucción del LPFM en su estudio de laboratorio realizado en 2007 con 8 rodillas normales de cadáver, y su método actualmente es el más empleado para determinar el punto de fijación femoral anatómico de la plastia de LPFM.

En un estudio de laboratorio con 8 rodillas normales de cadáver, Redfern et al.[46] también concluyó que el método radiográfico de Schöttle puede usarse para localizar con precisión la inserción femoral anatómica del LPFM.

Sin embargo, a pesar de estos métodos radiográficos reproducibles, el contorno curvo posterior de los cóndilos femorales varía como consecuencia de la historia de paciente de actividad de carga [48]. Por lo tanto, Stephen et al.[48] sugirió que la cortical posterior femoral no puede representar una marca radiográfica constante para determinar con fiabilidad la localización de la inserción femoral. Para evitar las limitaciones de los métodos anteriores, Stephen usó en su estudio con 8 rodillas normales de cadáver medidas normalizadas de la geometría articular y determinó la inserción femoral anatómica del LPFM en relación con el tamaño del cóndilo femoral medial. Sin embargo, el método de Stephen actualmente no se utiliza en la práctica clínica por su difícil reproducibilidad en el quirófano.

Estos métodos se basaron en estudios de laboratorio con rodillas normales de cadáver. El presente estudio realizado *in vivo* con pacientes con IRLC demuestra

que la fiabilidad del método de Schöttle en detectar el punto de inserción femoral es baja y se corre el riesgo de elegir un punto de fijación femoral incorrecto. Esto es debido a que este punto de inserción femoral viene determinado por la localización del tubérculo aductor y por la presencia de posibles variantes anatómicas que asocian los pacientes con IRLC.

El LPFM se inserta distal y anteriormente al tubérculo aductor [22][33][84]. Existe una gran variabilidad en la posición del tubérculo aductor (Figura 50) que se ha mostrado en este estudio y, por lo tanto, hay que considerar que la inserción femoral del LPFM está caracterizada por una variabilidad anatómica individual notable [61], por lo que la localización de la inserción femoral anatómica con un método radiográfico puede no ser precisa en cada paciente particular. Por otro lado, como se ha descrito anteriormente, en este estudio se ha demostrado una disminución de la precisión del método de Schöttle en la detección anatómica del punto de inserción femoral del LPFM en pacientes mujeres con displasia troclear grave, aunque los resultados no han sido significativos.



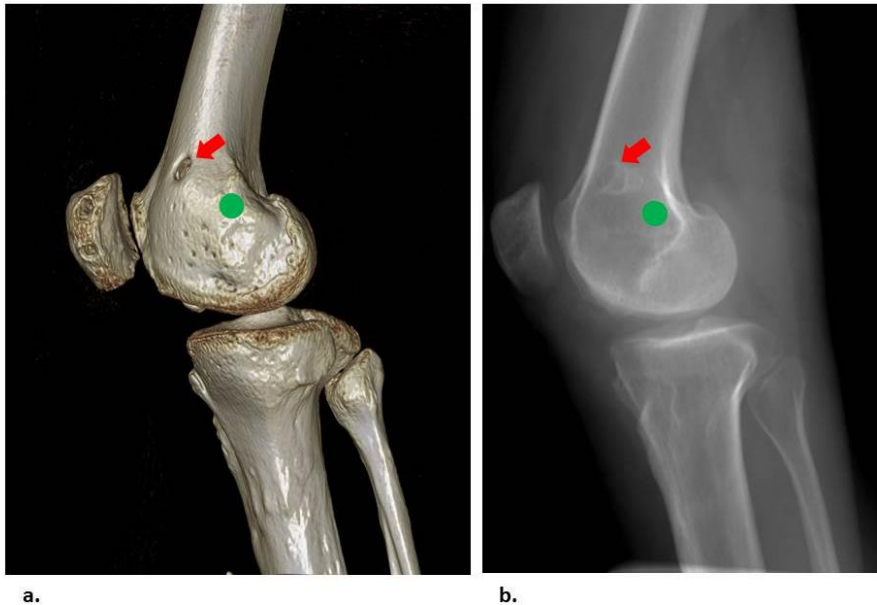
**Figura 50. Posición diferente del tubérculo aductor en dos piezas de disección de rodillas de cadáver.**



Por estos motivos, y a la luz de los resultados de este estudio, se debe individualizar el punto de inserción femoral, como también recomiendan otros autores [61], dado que este punto varía con cada individuo. El radiólogo debe identificar el punto de inserción femoral anatómico en cada rodilla particular, mediante la visualización de la anatomía de superficie ósea de la parte medial del fémur distal con las imágenes de TC 3D, que permiten localizar con precisión el tubérculo aductor. Fujino et al [33] identificó como hallazgo constante durante la disección de rodillas de cadáver que la inserción femoral del LPFM se localiza 10,6 mm distal al ápex del tubérculo aductor. Por esta razón, el punto femoral identificado siguiendo el método de Fujino puede considerarse el anatómico.

Por lo tanto, la colocación final del injerto debe estar basada en un entendimiento de la anatomía más relevante, que sólo puede planificarse adecuadamente mediante la TC 3D prequirúrgica. Con los resultados de este estudio, se propone localizar de forma preoperatoria con TC 3D el punto de anclaje femoral del LPFM, lo que puede tener potenciales y significativas implicaciones en la cirugía de reconstrucción del LPFM. Para ello, se debe realizar una TC de rodilla a 0° de flexión antes de la cirugía. En una estación de trabajo para el posproceso de la imagen, en nuestro caso se usó la *Extended Brilliance Workspace Portal* de Philips, el radiólogo debe localizar el tubérculo aductor en las imágenes de TC 3D y colocar en una visión medial estricta un círculo de 7 mm, que representa el tamaño del túnel creado en la cirugía, a una distancia de 10,6 mm distal al tubérculo aductor (Figura 51). Desde la visión 3D se cambia a una reconstrucción media de la imagen, con un grosor de corte muy amplio de aproximadamente 100 mm, obteniendo una imagen muy similar a la fluoroscópica que se obtiene en quirófano y que contiene la marca anatómica del punto de fijación femoral del injerto (Figura 51). De esta forma, el cirujano ortopédico en quirófano reproduce la imagen radiográfica con la escopia y realiza la fijación precisa del LPFM mediante una cirugía percutánea mínimamente invasiva, con incisiones

pequeñas de apenas 5 mm y realizando un abordaje personalizado para cada paciente.



**Figura 51. Método creado para localizar de forma prequirúrgica el punto de anclaje femoral anatómico del LPFM mediante TC 3D.**

Se localiza el punto de inserción femoral anatómico (círculo verde) en la imagen de TC 3D desde una visión medial (a). Se cambia a una reconstrucción media con un grosor de corte muy amplio, obteniendo una imagen similar a la radiográfica (b) que contiene la marca de la inserción femoral anatómica del injerto. Se trata de una plastia de LPFM con doble fascículo y con llamativa mala posición de la fijación femoral (flecha roja) que se encuentra muy anterior y proximal respecto al túnel anatómico.

## 5.4. Cinemática del LPFM

En este estudio se ha evaluado *in vivo* tanto la cinemática del injerto usado para reconstruir el LPFM como la cinemática del LPFM anatómico nativo virtual representado por el punto de inserción femoral del método descrito por Fujino et al. [33].

Hay varios trabajos publicados que analizan la longitud del LPFM reconstruido en rodillas normales de cadáver [8][10][20][24]. Sin embargo tienen la limitación de no permitir evaluar el efecto de las partes blandas en la dinámica articular. La TC 3D ha permitido superar las limitaciones de los estudios en cadáver, proporcionando un análisis del movimiento de cualquier articulación *in vivo* y de la longitud de un ligamento de forma no invasiva. Este método se ha usado previamente para medir *in vivo* la longitud de los ligamentos cruzados a diferentes ángulos de flexión [85][86]. Sin embargo, hasta la fecha, únicamente se han publicado 5 estudios que evalúan la cinemática del LPFM *in vivo* [71][74][87][73][72]. No obstante, todos ellos están realizados con rodillas de sujetos sanos mediante TC 3D [71][74][73][72] o RM abierta [87]. Pero la biomecánica *in vivo* del LPFM en pacientes con IRLC todavía no se había determinado.

Respecto al patrón de cambio de longitud del LPFM anatómico virtual durante la flexión, los resultados del estudio muestran que su longitud aumenta durante la flexión de 0° a 30°, alcanza una longitud máxima a 30° de flexión de la rodilla, y disminuye de forma significativa cuando la rodilla está flexionada más de 60°, de acuerdo con los resultados obtenidos en cuatro recientes estudios publicados [10][71][72][87]. Yoo et al. [71] analizaron 10 rodillas de sujetos sanos mediante TC 3D de la rodilla a diferentes ángulos de flexión (0°, 30°, 60°, 90° y 120°), estableciendo cuatro puntos diferentes de inserción femoral y dos puntos de inserción rotuliana. Detectaron el mismo patrón de cambio de longitud del LPFM nativo creado de forma virtual cuando los puntos de inserción femoral se localizaron en el punto medio entre el tubérculo aductor y el epicóndilo medial, y en el punto localizado 10 mm distal al tubérculo del aductor, la misma referencia que en nuestro estudio.

Song et al. [72] evaluaron el patrón de cambio de longitud del LPFM en 11 rodillas de sujetos sanos, mediante TC 3D con los mismos cinco ángulos de

flexión de la rodilla. Para ello, midieron las distancias entre el punto de inserción femoral del LPFM, evaluado con el método de Schöttle et al. [47] y cinco puntos de inserción rotuliana localizados en el 20%, 30%, 40%, 50% y 60% de la distancia craneocaudal máxima de la rótula, desde su polo superior. Los autores demostraron un patrón similar de cambio de longitud de las fibras superiores del LPFM, localizadas al 20% y 30% de distancia del polo superior de la rótula, con incremento de su longitud de 0° a 30° de flexión de la rodilla, alcanzando una longitud máxima a 30° y disminuyendo a mayores grados de flexión.

Por otro lado, Higuchi et al. [87] evaluaron 20 rodillas de 20 sujetos sanos mediante RM abierta a los mismos cinco ángulos de flexión de la rodilla. Tras seleccionar la imagen axial de RM donde el ligamento era visible en su extensión completa, dividieron el LPFM entre tres y cinco segmentos para realizar una medición directa de la longitud del ligamento sin curvaturas, calculando en cada ángulo de flexión una medida total del LPFM. Los autores detectaron un aumento de longitud del LPFM desde 0° a 60°, con disminución significativa de su longitud a partir de 60°.

Por último, los resultados de este estudio también son similares a los publicados por Smirk y Morris [10] que evaluaron el patrón del cambio de longitud del LPFM en 4 rodillas normales de cadáver tras aplicar carga con un sistema de polea y establecieron para un LPFM anatómico con un punto de inserción femoral localizado 10 mm distal y 5 mm posterior al tubérculo aductor, y un punto de inserción rotuliano en el tercio superior de la rótula, una longitud mayor del LPFM entre los 20° y 60° de flexión de la rodilla, y una longitud menor con la flexión máxima.

Sin embargo, los resultados de este estudio son diferentes a los de Graf et al. [73] y los publicados en estudios de rodillas de cadáver [6][26]. En el estudio de Graf et al. [73], los autores analizaron 10 rodillas de 10 sujetos sanos en carga

fisiológica mediante TC 3D realizada a cuatro grados diferentes ángulos de flexión (0°, 30°, 60°, 90° y 120°), al contrario que en el presente estudio en el cual el análisis se realizó sin carga. Los autores determinaron con un método automático basado en un algoritmo matemático la longitud del LPFM entre un único punto de inserción femoral del LPFM, el tubérculo aductor, y dos puntos de inserción rotuliana localizados en la vertiente más proximal y distal del tercio superior de la rótula, y mostraron una longitud máxima del LPFM a 0° de flexión y una longitud mínima a 30° de flexión. El estudio anatómico realizado por Nomura et al. [6] con 10 rodillas normales de cadáver mostró un LPFM muy tenso a 0° de flexión y relajado a 30° de flexión cuando se aplicó carga.

Este parece ser el primer estudio que correlaciona en pacientes con IRLC el patrón de cambio de longitud del injerto de LPFM con los resultados clínicos tras la cirugía. Nuestros resultados muestran un patrón de cambio de longitud en los injertos de LPFM con inserción femoral no anatómica y resultado clínico satisfactorio similar al del LPFM virtual, con la mayor separación de los puntos de inserción durante los primeros 30° de flexión y aproximación significativa de los puntos de fijación femoral y patelar a más de 30° de flexión. Por el contrario, este patrón de cambio de longitud se perdió en las cirugías de reconstrucción del LPFM con inserción femoral no anatómica que tenían resultados clínicos no satisfactorios.

En nuestros casos de reconstrucciones de LPFM con doble fascículo, no se encontraron diferencias significativas en los cambios de longitud del LPFM entre los dos puntos de inserción patelar, tanto en reconstrucciones anatómicas como no anatómicas. Estos resultados son similares a los obtenidos por Yoo et al. [71] y Tateishi et al. [76], y demuestran que los cambios de longitud del LPFM dependen más del punto de inserción femoral que del punto de inserción rotuliano. Por este motivo, la elección del punto de inserción femoral es crucial para el éxito de la cirugía de reconstrucción del LPFM en rodillas con IRLC. Sin

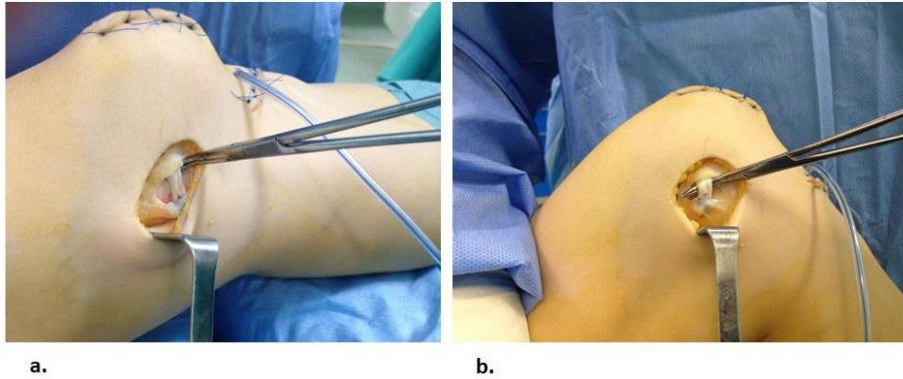
embargo, el reciente estudio publicado por Song et al. [72] sí que encuentra diferencias en el patrón de cambio de longitud del LPFM entre los diferentes puntos que establece de inserción rotuliana en rodillas de sujetos sanos. Los autores demuestran un patrón de cambio de longitud similar al obtenido en nuestro estudio para las fibras superiores del LPFM que se insertan al 20% y 30% de la distancia craneocaudal máxima de la rótula desde su polo superior, con aumento de la longitud de 0° a 30°, alcanzando una longitud máxima a 30° y disminuyendo a mayores grados de flexión de la rodilla. Sin embargo, para las fibras medias del LPFM que se insertan a una distancia de 40% y 50% del polo superior de la rótula, detecta un aumento de longitud de 0° a 30°, con máxima longitud de 30° a 60° y disminución de longitud a partir de 60° de flexión; y para las fibras inferiores del LPFM que se insertan al 60% de la distancia del polo superior de la rótula, encuentran un aumento de longitud de 0° a 30°, una longitud máxima de 30° a 90° y un descenso de longitud a partir de 90° de flexión. Así, los autores concluyen que las fibras superiores del LPFM muestran una longitud máxima en los primeros grados de flexión de la rodilla, y las fibras medias presentan una longitud máxima en los grados medios de flexión, demostrando que el LPFM es una estructura compleja constituida por varias fibras, de las cuales unas están tensas y otras laxas durante el movimiento de flexión de la rodilla. Sin embargo, los estudios anatómicos de laboratorio muestran que el LPFM se inserta en el tercio superior de la rótula o en la unión del tercio superior con los dos tercios inferiores [6][22][24][25], por lo que establecer un punto de inserción al 50% y 60% de la distancia craneocaudal de la rótula desde su polo superior es un elemento de presunción.

Otro elemento clave para conseguir un resultado clínico satisfactorio en la cirugía de reconstrucción del LPFM es la correcta longitud del injerto, que está íntimamente en relación con la localización del punto de inserción femoral. En nuestro estudio, hemos observado que un injerto demasiado corto está asociado con un peor resultado clínico. En este sentido, estudios experimentales [69] han

mostrado que la tensión de un injerto corto se incrementa con la flexión de la rodilla y que esto con el tiempo será la causa de fallo e inestabilidad. El injerto demasiado corto también incrementa las fuerzas de compresión y la presión femoropatelar a cualquier grado de flexión de la rodilla, y puede ser el responsable de la aparición de una condropatía y con el tiempo del desarrollo de una artrosis femoropatelar, que se manifiesta clínicamente con dolor anterior de rodilla y, por lo tanto, con un peor resultado clínico.

Otro aspecto controvertido y de relevancia clínica en la cirugía del LPFM es conocer el grado de flexión de la rodilla más adecuado para fijar el injerto, que debe ser el óptimo que permita estabilizar la rótula a lo largo de todo el rango de movimiento de la rodilla, evitando sobretensar el injerto. Thauinat y Erasmus [88] recomiendan que el ligamento esté tenso en la extensión completa de la rodilla. Para comprobar esto, hicieron de polea proximalmente con la rótula con un gancho de hueso y aplicaron mayor tensión en el tendón rotuliano que en el injerto de LPFM durante la contracción cuadricepsital máxima. Farr y Schepesis [89] tensionaron el injerto con la rodilla a 30° de flexión, resultando un injerto de LPFM tenso con la extensión máxima de la rodilla y laxo con la flexión. Actualmente, no existe un consenso sobre este aspecto, y los ángulos de flexión publicados para la fijación del injerto varían desde 20° hasta 60° [35][39][53][56][62][87][90][91][92][93][94]. En teoría, el injerto debe fijarse en el ángulo de flexión en el cual su longitud es máxima [11], de forma que el LPFM esté tenso sólo para evitar la traslación lateral de la rótula permitiendo un rango completo de movimiento de la rodilla. Los resultados del presente estudio sugieren que el mejor ángulo de flexión para la fijación de la plastia es 30° en los casos con un punto de fijación femoral anatómico (Figura 52), ya que éste es el ángulo de flexión en el que el injerto es de mayor longitud, de acuerdo con los resultados de Yoo et al [71]. Un injerto fijado a 60° de flexión como recomienda Higuchi et al. [87] implicaría una tensión excesiva con la rodilla a 30° de flexión,

y este incremento de tensión del injerto podría causar fallo por estiramiento excesivo del ligamento.



**Figura 52. Test de isometría en quirófano.**

Con unas pinzas se comprueba la tensión correcta de la plastia, que está tirante a los 30° de flexión y laxa a los 110°.

Un tema controvertido es la isometría del LPFM. El concepto de isometría fue introducido en la década de 1960 en la cirugía del LCA. La fijación isométrica del LCA implica que se puede alcanzar el rango completo de movilidad de la rodilla sin una elongación del ligamento evidente, permitiendo que la longitud del ligamento permanezca constante a lo largo de todo el movimiento articular. Así, la isometría previene el fallo del injerto por estiramiento excesivo del mismo. Sin embargo, la experiencia clínica ha mostrado que esta presunción no es válida. Actualmente, el objetivo de la reconstrucción del LCA no es conseguir la isometría sino reproducir la anatomía y función del LCA, es decir, realizar una reconstrucción anatómica.

Si se extrapolan los conceptos aprendidos de la reconstrucción del LCA a la del LPFM, se debería conseguir reproducir la anatomía y función del ligamento



nativo más que esforzarse por una isometría absoluta. Por este motivo, el conocimiento de la anatomía y funcionalidad del LPPM es crucial.

Actualmente, muchos autores defienden que el LPPM no es isométrico durante el rango completo de flexo-extensión de la rodilla [10][24][95]. Smirk y Morris [10] realizaron un estudio de disección anatómica de 25 rodillas de cadáver y evaluaron la isometricidad de 0° a 120° de flexión de la rodilla. Estos autores definieron isometría como un cambio de longitud del ligamento inferior a 5 mm durante todo el rango de movimiento de la rodilla y mostraron que el LPPM permanece isométrico sólo desde la extensión completa hasta los 70° de flexión.

En otro estudio de cadáver que evaluó la isometría, Steensen et al. [24] encontró un cambio de longitud de 5,4 mm entre la inserción femoral y rotuliana desde los 0° hasta los 90° de flexión; desde 0° hasta 120° el cambio de longitud fue de 7,2 mm. Concluyeron que el LPPM no es isométrico.

Victor et al. [95] confirmaron que el LPPM no es isométrico en un estudio de laboratorio al demostrar diferencias en la no-isometría entre los dos fascículos del LPPM: el fascículo proximal estaba tenso a 0°, mientras que el distal estaba tenso a 30° de flexión de la rodilla.

Sin embargo, en un artículo publicado recientemente por Stephen et al. [48], los autores encontraron que el LPPM fue isométrico de 0 a 110° y atribuyeron este hallazgo al hecho de que su método de evaluación tenía una resolución mayor que los métodos usados por otros autores. Sin embargo, estos autores analizaron las rodillas anatómicas normales de cadáver, lo cual podría influir en los resultados.

Los métodos experimentales usados para evaluar la isometría del LPPM pueden explicar los resultados contradictorios en los estudios mencionados, ya que todos ellos fueron realizados en rodillas normales de cadáver.

En nuestra serie de reconstrucciones anatómicas virtuales del LPFM, observamos que la isometría se mantuvo de 0° a 60°, siguiendo el criterio de isometría de Smirk y Morris [10] y de acuerdo con los resultados de Steensen et al. [24] y Victor et al [95]. Este concepto de isometría, que establece menos de 5 mm de diferencia de longitud del ligamento a lo largo del rango de movimiento de la rodilla, es completamente arbitrario, aunque ampliamente usado. Como se ha mencionado previamente, la rótula es más vulnerable a la luxación en los primeros 30° de flexión. Por lo tanto, si el injerto permanece isométrico de 0° a 30°, la rótula estará protegida de la luxación lateral y no será importante que el injerto pierda tensión a mayores grados de flexión de la rodilla [10].

Estudios previos del LCA han mostrado que pequeños cambios en la inserción femoral tienen un gran efecto en el patrón de cambio de longitud del ligamento a lo largo de todo el rango de movimiento de la rodilla. Este concepto también se cumple en el LPFM y se ha demostrado en este estudio.

En estudios de cadáver, Steensen et al. [24] y Stephen et al. [48] encontraron que la posición de la inserción del injerto de LPFM afecta de forma significativa a su patrón de cambio de longitud, mientras que la posición de la inserción rotuliana tiene muy poco efecto. Sin embargo, estos estudios no indican si la posición del túnel femoral es importante para la reconstrucción *in vivo* de un LPFM.

Tateishi et al. [76] mostraron en un estudio clínico que la posición de la inserción femoral es fundamental en los patrones de cambio de longitud del LPFM reconstruido y confirmaron que el centro del túnel femoral determina el patrón de cambio de longitud de la plastia.

Si la inserción femoral tiene un gran efecto en el patrón de cambio de longitud del injerto y este cambio es importante para predecir un buen resultado clínico postquirúrgico, entonces la posición correcta del túnel femoral es crucial para obtener un buen resultado clínico tras la cirugía.

Erasmus [96] mostró que la altura de la rótula es muy importante en la isometría del LPFM. De forma específica, a mayor altura de la rótula, mayor la anisometría del ligamento. Por lo tanto, en casos de patela alta severa se debería considerar realizar una transferencia distal de la tuberosidad tibial anterior para que descienda la anisometría del LPFM. Además, esta transferencia distal permitirá una tensión más precisa del ligamento reconstruido. Estos hallazgos están en concordancia con los descritos por Tateishi et al. [76], que demostraron clínicamente que la anisometría del LPFM estaba relacionada con el grado de patela alta.

Triantafillopoulos et al. [97] estudiaron la isometría del LPFM reconstruido con autoinjerto de tendón semitendinoso con una fijación dinámica con dos poleas distintas: el septo intermuscular medial y el tercio posterior del ligamento colateral medial. Cuando se usó el septo intermuscular medial como polea, la diferencia media en la longitud del injerto de 0° a 90° de flexión de la rodilla fue de 4 mm; cuando se usó el ligamento colateral medial como polea, la diferencia fue de 1 mm. Sin embargo, aunque la polea del septo intermuscular medial fue menos isométrica que la del ligamento colateral medial, la del septo intermuscular medial fue más estable, permitiendo restaurar mejor la estabilidad rotuliana.

Parker et al. [98] compararon la cinemática femoropatelar de reconstrucciones de LPFM isométricas vs anatómicas en un estudio de cadáver y mostraron que la reconstrucción isométrica del LPFM no restauró la cinemática normal de la articulación femoropatelar a ningún grado de flexión de la rodilla, mientras que la reconstrucción anatómica del LPFM restauró la alineación de la rótula desde la extensión máxima de la rodilla hasta los 28° de flexión. Ninguna técnica fue capaz de restaurar la cinemática normal de la rótula a mayores grados de flexión, aunque la reconstrucción de LPFM no isométrica restauró la cinemática de la rótula mejor que la reconstrucción isométrica.

Por lo tanto, el injerto de LPFM reconstruido debería reproducir la no-isometría del LPFM nativo. En nuestras reconstrucciones de LPFM no anatómicas con resultado clínico satisfactorio, la isometría se consiguió de 0° a 30° y la longitud del injerto fue al menos similar al ligamento anatómico virtual. En los casos en los que la cirugía falló este patrón normal de isometría se perdió.

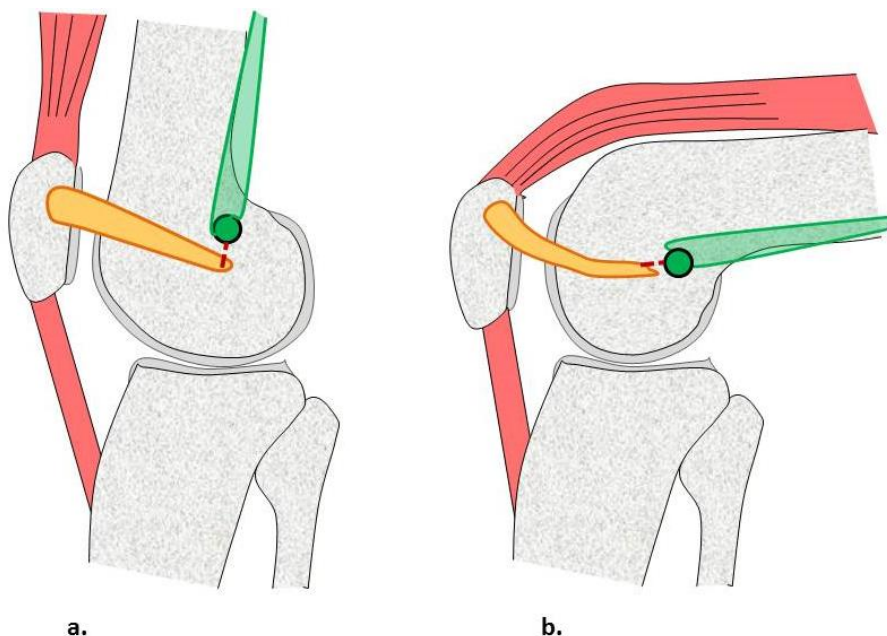
Nuestros hallazgos pueden tener implicaciones potencialmente significativas para los clínicos en la cirugía de reconstrucción del LPFM. En teoría, una rodilla sana con un LPFM nativo isométrico durante todo el rango de movimiento de la rodilla no debería tener una repercusión negativa en la articulación femoropatelar, ya que el LPFM no es una estructura robusta, incluso ocasionalmente es muy débil, y la articulación femoropatelar no presentará condropatía subyacente. Sin embargo, en una rodilla patológica con inestabilidad lateral rotuliana crónica, con frecuencia se encuentra cierto grado de condropatía en la faceta medial de la rótula. Si se considera esto, como el injerto que se usa para reemplazar el LPFM es más robusto y rígido que un LPFM nativo, se podría esperar que el mantenimiento de la isometría durante todo el rango de flexión de la rodilla tuviera un mayor efecto de compresión femoropatelar en una articulación con condropatía medial pre-existente, que conllevaría evidentemente un peor resultado clínico. Por lo tanto, en una rodilla con IRLC, el objetivo debería ser conseguir un injerto de LPFM isométrico de 0° a 30° de flexión de la rodilla, que reproduzca la isometría del ligamento nativo, lo que Thauat y Erasmus [88] llamaron una “isometría favorable”. De esta forma, el ligamento reconstruido debería estar tenso en extensión y laxo en flexión, con un patrón de cambio de longitud de al menos 5 mm desde la extensión completa a la flexión máxima, lo que protegería a la rótula que tiende a la luxación de 0° a 30° de flexión y evitaría así los problemas anteriormente mencionados.

## 5.5. Tensión del injerto de LPFM

Aunque no se ha medido la tensión del ligamento, muchos autores han demostrado que un cambio en la longitud del ligamento refleja un cambio en su tensión particular [99][100][101]. Por lo tanto, se puede inferir que el ligamento anatómico nativo tiene mayor tensión en los primeros 30° de flexión y pierde tensión de forma considerable a mayores grados de flexión de la rodilla (Figura 53). Esto indica, tal y como han mostrado estudios previos [19][27][31], que el LPFM contribuye a resistir la luxación lateral de la rótula en los primeros 30° de flexión, mientras que no proporciona estabilidad rotuliana lateral a altos grados de flexión. Precisamente, a partir de los 30° de flexión de la rodilla, la estabilidad de la rótula depende más de la tróclea femoral que del LPFM [19][27]. Esto significa que la rótula es más vulnerable a la luxación lateral durante los primeros 30° de flexión por la ausencia de protección que proporciona el cóndilo femoral lateral en la flexión inicial.

Incluso un injerto con un punto de inserción perfecta puede dar problemas si está fijado demasiado tenso. Thauinat and Erasmus [82] publicaron dos casos de restricción del movimiento de la rodilla después de una reconstrucción de LPFM con sobretensión. En un caso se produjo una pérdida de extensión y en el otro una limitación a la flexión de la rodilla. Si el LPFM está demasiado tenso, puede provocar una subluxación rotuliana medial cuando la rodilla está flexionada. Dado que hay mayor prevalencia de lesiones condrales mediales en estos pacientes, se debe tener cuidado evitando sobrecargar la articulación femoropatelar medial durante la reconstrucción del LPFM. Además, una tensión excesiva del injerto puede ser causa de fallo del mismo. La sobretensión del injerto, particularmente si va asociada a una liberación del retináculo lateral, puede llevar a una subluxación patelar medial iatrogénica [81] y por lo tanto debe ser evitada. Sin embargo, una ausencia de tensión adecuada de la plastia (como

una tensión excesivamente baja) puede conducir a una inadecuada limitación medial de la rótula y a una inestabilidad lateral rotuliana recurrente.



**Figura 53. Representación esquemática de la tensión del LPFM anatómico con la extensión y flexión de la rodilla.**

El LPFM nativo anatómico (representado en amarillo) con un anclaje justo distal al tubérculo aductor (círculo verde) presenta la tensión máxima en los primeros 30° de flexión en (a) y se vuelve laxo a a mayores grados de flexión de la rodilla (b).

Sin embargo, desde este punto de vista conceptual la llamada tensión del injerto no es correcta, dado que el LPFM no está bajo tensión en su estado nativo y solo está bajo tensión cuando una fuerza lateral actúa sobre la rótula [45]. Por ello, la tensión del injerto puede restringir el rango de movimiento de la rodilla. El objetivo de la reconstrucción del LPFM debería ser reemplazar el ligamento roto por un injerto significativamente más fuerte que el LPFM nativo que compense los factores de riesgo de inestabilidad lateral de rótula subyacentes, pero con una tensión similar a la de antes de su rotura.

---

Con una anatomía normal de la tróclea, es fácil aplicar una tensión adecuada al injerto de LPFM sin producir hiperpresión en la faceta rotuliana medial. Sin embargo, con una displasia troclear severa, existe una ausencia de marcas anatómicas normales intraoperatorias y es más difícil conseguir una tensión adecuada del LPFM, con tendencia a sobretensionarlo.

Por lo tanto, es una cuestión primordial identificar la tensión más apropiada del injerto para restaurar la dinámica femoropatelar óptima. En un estudio biomecánico de laboratorio con rodillas de cadáver, Beck et al. [102] concluyeron que una tensión baja (2 N) aplicada al injerto de LPFM estabiliza la rótula sin causar un aumento de la presión femoropatelar medial. Tensiones mayores restringen el desplazamiento lateral de la rótula e incrementan la presión femoropatelar medial.

Las nuevas líneas de investigación deben ir encaminadas a estimar la tensión del LPFM *in vivo* a partir de técnicas incruentas como la simulación computacional por elementos finitos. En pacientes con IRLC se puede crear un modelo de rodilla 3D mediante la aplicación de algoritmos de mallado que reconstruyen la geometría del fémur de forma virtual. A este modelo 3D se deben especificar las condiciones de contorno para la simulación a partir de datos experimentales de rigidez obtenidos en literatura mediante técnicas *ex vivo* en cada uno de los elementos implicados: fémur distal, tibia proximal, rótula, LPFM y resto de elementos del complejo ligamentoso colateral medial y lateral, ligamentos cruzados anterior y posterior, meniscos, aparato extensor (tendón rotuliano y cuádriceps) y las superficies articulares femorotibial y femoropatelar. Una vez definida la geometría 3D del modelo y las condiciones de contorno, se debe resolver numéricamente el problema, proporcionando como solución las tensiones en cada uno de los nodos de la malla.

## **5.6. La importancia de los factores de riesgo de IRLC en el resultado clínico.**

Una de las complicaciones tras una reconstrucción de LPFM es la inestabilidad rotuliana lateral recurrente. En muchas ocasiones se desconoce si el fallo del injerto está causado por su rotura o aflojamiento, o si influyen otros factores de inestabilidad rotuliana adicionales. Como se ha visto, la etiología de la IRLC es con frecuencia multifactorial, afectando no sólo la incompetencia del LPFM sino también la displasia troclear, la desalineación (la posición demasiado lateral de la tuberosidad tibial anterior, con una distancia entre el surco troclear y la tuberosidad tibial anterior mayor de 20 mm), la inclinación rotuliana lateral excesiva (con un ángulo de inclinación mayor de 20°) y una patela alta [68]. La reconstrucción aislada del LPFM puede no ser suficiente para obtener un buen resultado clínico si estos factores de riesgo impiden su éxito, por lo que puede ser necesario junto a la reconstrucción del LPFM tratar los factores de riesgo.

Wagner et al. [80] encontraron que la displasia troclear grave se correlaciona con un peor resultado clínico. Esto puede explicarse porque el injerto de LPFM se sobrecarga en estas situaciones de displasia troclear. Por lo tanto, Wagner et al. concluyeron que en casos con displasia troclear de alto grado debería considerarse realizar una trocleoplastia. Sin embargo, esta conclusión está basada en su estudio de series de caso (nivel de evidencia IV). En series de casos separados, Steiner et al. [62] no encontraron relación en entre la displasia troclear y los resultados de la reconstrucción de LPFM. Incluso en casos de displasia troclear grave, está indicado como primera línea terapéutica antes de una trocleoplastia realizar otros procedimientos dirigidos a tratar los factores de riesgo asociados a la inestabilidad rotuliana, como la deficiencia de partes blandas medial, el incremento de la distancia TA-GT o la patela alta [103]. La corrección de estos factores pueden compensar el defecto de la tróclea y proporcionar estabilidad articular [103]. Debido a la alta tasa de complicaciones,



la trocleoplastia debería reservarse para los casos de displasias severas en los que las otras opciones quirúrgicas no proporcionen la estabilidad articular, esto es, la trocleoplastia debe ser únicamente un procedimiento quirúrgico de rescate [103].

Wagner et al. [80] encontraron patela alta en el 58% de los pacientes de su serie. Sin embargo, en el 70% de sus casos con patela alta, el índice patelar estuvo en el rango de 1,2 y 1,3, lo que puede explicar que este factor de riesgo para inestabilidad rotuliana no influyera negativamente en los resultados clínicos de sus pacientes. Hasta el momento, se desconoce el índice de patela alta que debe tratarse con una distalización de la tuberosidad tibial anterior.

Finalmente, Wagner et al. [80] también encontraron peores resultados clínicos en pacientes con una distancia TA-GT patológica, llevando a estos autores a recomendar una osteotomía medializadora para restablecer la distancia TA-GT normal (de aproximadamente 12 mm).

El objetivo final debe ser reducir la sobrecarga sobre el injerto de LPFM. La indicación ideal para realizar una reconstrucción aislada de LPFM es una luxación lateral rotuliana en un paciente con una distancia TAGT < 20 mm, un test de aprehensión positivo hasta los 30°, un índice de Caton-Deschamps < 1,5 y una ausencia de displasia troclear o displasia troclear tipo A.

## **5.7. Ventajas de la TC en la valoración de la reconstrucción del LPFM**

Como se ha descrito anteriormente, la TC 3D se ha usado previamente *in vivo* para evaluar el punto de inserción femoral en pacientes intervenidos de LCA [85][86][104]. También se ha empleado para analizar el punto de inserción femoral en la reconstrucción de LPFM y el patrón de cambio de longitud *in vivo*

con sujetos sanos [71][74]73][73][72] . Otros autores han empleado RM para este propósito [87].

La TC ofrece ventajas significativas frente a la RM en la valoración del punto de inserción femoral y patrón de cambio de longitud de la plastia de LPFM, motivo por el cuál se ha escogido como técnica empleada en este estudio. En primer lugar, la TC ofrece mejor resolución espacial que la RM, con una excelente definición de la anatomía de superficie ósea en las reconstrucciones 3D, permitiendo una localización más precisa de la localización del punto de inserción femoral anatómico del LPFM descrito por Fujino et al. [33], es decir, a 10,6 mm distal al tubérculo aductor. Por otro lado, la mayor amplitud del *gantry* permite realizar los estudios a altos grados de flexión y en sujetos altos; finalmente, la TC produce menos artefacto metálico postquirúrgico que la RM.

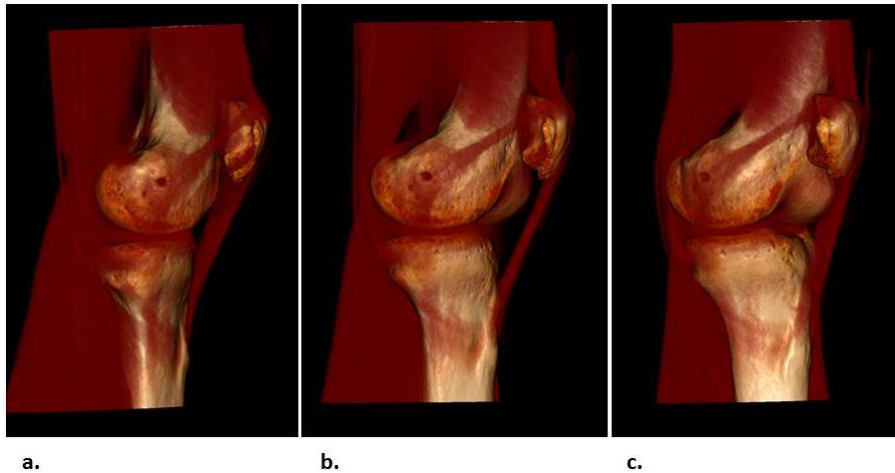
Aunque la desventaja de la TC es el uso de radiaciones ionizantes, no se incluyó ningún órgano crítico en la región de estudio y la posibilidad de generar un cáncer de hueso radio-inducido con los equipos actuales es incierta.

Un valor añadido de la TC 3D es la visualización directa en muchos casos de la plastia de LPFM cuando ésta es de suficiente grosor, por medio de la manipulación de transparencias en las tablas de opacidad, ofreciendo información de gran utilidad al cirujano ortopédico sobre la posición y orientación del injerto de LPFM en relación con las diferentes estructuras que componen la articulación de la rodilla en su conjunto (Figura 54), especialmente cuando se desea realizar cirugías de revisión por fallos de la reconstrucción de LPFM.

Por otro lado, como se ha descrito en el apartado 5.3, la TC puede usarse en la detección prequirúrgica del punto de inserción femoral anatómico del injerto de LPFM de forma individualizada para cada paciente, al permitir combinar la

imagen 3D que visualiza el tubérculo aductor con la imagen 2D con reconstrucción media, similar a la radiográfica (Figura 51).

Por último, la TC, de forma similar a la RM, permite realizar una valoración de los factores de riesgo asociados a la IRLC, que tienen una gran importancia en la valoración del paciente intervenido de LPFM.



**Figura 54. Visualización de la plastia de LPFM en TC 3D.**

La manipulación de transparencias de la imagen de reconstrucción de volumen en TC permite visualizar las diferentes estructuras de la rodilla (tanto hueso como partes blandas).

## 5.8. Fortalezas del estudio

El estudio tiene importantes fortalezas. La principal es que es un estudio realizado *in vivo*, al contrario que los estudios realizados en cadáver, que preserva el efecto que tiene los tejidos blandos y las fuerzas musculares adyacentes en la alineación femoropatelar. Además, en este estudio y al contrario que en los estudios realizados en cadáveres, las rodillas son de pacientes jóvenes con estigmas anatómicos de una rodilla con IRLC, como la patela alta y la

displasia troclear. Por lo tanto, se han superado las limitaciones de los estudios en cadáver. Lo mismo puede decirse de los estudios realizados hasta ahora que utilizan la TC 3D en rodillas de sujetos sanos, sin los estigmas anatómicos de la inestabilidad lateral de la rótula [71][72][73][74][87].

En segundo lugar, es el primer estudio en mostrar una correlación entre el patrón de cambio de longitud del injerto de LPFM y los resultados clínicos tras la cirugía.

Por último, es el primer estudio que compara los dos métodos radiográficos descritos actualmente para la localización del punto de inserción femoral anatómico del LPFM y evalúa su variabilidad intra e interobservador.

### **5.9. Limitaciones del estudio**

En el estudio que evalúa el punto de inserción femoral del LPFM en pacientes con IRLC no se ha podido demostrar que el método de Schöttle tenga menos precisión en mujeres y en pacientes con los estigmas morfológicos de IRLC, a pesar de observar una tendencia clara a obtener peores resultados de este método en la detección del anclaje femoral anatómico de pacientes mujeres con displasia troclear grave. Esta limitación puede estar debida al bajo número de casos al realizar subgrupos y contrastes de proporciones, y no tanto a que las diferencias sean pequeñas. Por lo tanto, sería necesario incrementar el número de casos para poder obtener diferencias significativas si las hubiera, lo que supone una dificultad ya que la IRLC afecta predominantemente a mujeres con displasia troclear, siendo raro encontrar esta patología en varones sin displasia.

El estudio que evalúa la cinemática del LPFM en pacientes intervenidos tiene varias limitaciones. Primero, la muestra de pacientes estudiados (24 rodillas) es relativamente pequeña. Sin embargo, esta serie representa un número

considerable de casos teniendo en cuenta la baja incidencia de pacientes intervenidos de LPFM. Además, no se han encontrado trabajos publicados previos que realicen este estudio con pacientes intervenidos.

En segundo lugar, el injerto se analizó en unas condiciones de reposo sin carga. Es por ello que no se puede conocer el efecto de la carga y la dinámica en la articulación femoropatelar. Las nuevas líneas de investigación deben ir encaminadas a estimar la tensión del LPFM *in vivo* a partir de técnicas incruentas como la simulación computacional por elementos finitos.

Otra limitación es que a pesar de que el modelo del estudio es una TC 3D de la rodilla con una muy alta resolución espacial, el ligamento no es una estructura estrictamente lineal, sino más bien curvilínea, lo que puede dificultar su visualización por reconstrucciones multiplanares.

Finalmente, hasta donde conocemos, esta metodología para estudiar la articulación femoropatelar y evaluar el LPFM ha sido usada por pocos autores, por lo que se necesitan más estudios para validar este método de evaluación y confirmar nuestros resultados.



## 6. CONCLUSIONES

---

1. No es posible obtener el punto de inserción femoral anatómico de la plastia de LPFM con los métodos radiográficos de Schöttle y Stephen. La identificación con escopia del punto de fijación femoral es sólo una aproximación y no debe emplearse para localizar la inserción femoral. La única forma de asegurar la fijación anatómica femoral del injerto en la cirugía de reconstrucción del LPFM es realizar una incisión quirúrgica lo suficientemente larga para identificar de forma inequívoca la marca anatómica más importante, el tubérculo aductor. La TC prequirúrgica con reconstrucciones 3D de la superficie ósea ofrece una imagen similar a la radiográfica y además contiene la marca anatómica de la inserción femoral del injerto. Las proyecciones radiográficas intraoperatorias pueden ser útiles en rodillas grandes cuando las marcas anatómicas son difíciles de identificar.
2. Se ha obtenido una buena variabilidad de la medida inter e intra-observador del método de Schöttle y Stephen en la detección del punto de anclaje femoral del LPFM, obteniendo unos valores de coeficiente de correlación intraclase altos que validan nuestros resultados.
3. Por primera vez se ha descrito la cinemática *in vivo* del LPFM en rodillas con IRLC, mostrando que el LPFM fisiométrico está tenso en los primeros 0-30-60° de flexión y se destensa a mayores grados de flexión.

4. Existe una correlación entre la cinemática del LPFM y los resultados clínicos obtenidos tras la cirugía. El objetivo de una reconstrucción de LPFM anatómica es restaurar la anatomía normal del LPFM y la cinemática normal de la articulación femoropatelar. Establecer un punto de fijación femoral anatómico durante la cirugía de reconstrucción del LPFM permite conseguir una longitud y patrón de cambio de longitud óptimos del injerto, obteniendo resultados clínicos buenos a largo plazo. No hay ningún trabajo publicado que establezca que un punto de inserción femoral no-anatómico no sea bueno. En esta tesis doctoral se ha demostrado que una reconstrucción femoral no-anatómica puede también conseguir un adecuado patrón de cambio de longitud del injerto, una isometría óptima y un resultado clínico bueno a largo plazo. Por este motivo, una fijación femoral no-anatómica no debe ser la responsable en todos los casos de un dolor o inestabilidad persistente después de una cirugía de reconstrucción de LPFM, y por ello no justifica una cirugía de revisión para establecer un punto de fijación femoral anatómico. En estos casos, se deberán evaluar otras causas de fallo por dolor y/o inestabilidad de la reconstrucción de LPFM.



## 7. BIBLIOGRAFÍA

---

1. Waterman BR, Belmont PJ, Owens BD. Patellar dislocation in the United States: role of sex, age, race, and athletic participation. *J. Knee Surg.* 2012;25:51–7.
2. Mitchell J, Magnussen RA, Collins CL, Currie DW, Best TM, Comstock RD, et al. Epidemiology of Patellofemoral Instability Injuries Among High School Athletes in the United States. *Am. J. Sports Med.* 2015;43:1676–82.
3. Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Silva P, Davis DK, Elias DA, et al. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 2004;32:1114–21.
4. Mäenpää H, Lehto MU. Patellar dislocation. The long-term results of nonoperative management in 100 patients. *Am. J. Sports Med.* 1997;25:213–7.
5. Cash JD, Hughston JC. Treatment of acute patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 1988;16:244–9.
6. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2005;13:510–5.
7. Ahmad CS, Stein BE, Matuz D, Henry JH. Immediate surgical repair of the medial patellar stabilizers for acute patellar dislocation. A review of eight cases. *Am. J. Sports Med.* 2000;28:804–10.
8. Nomura null, Horiuchi null, Kihara null. Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *The Knee.* 2000;7:121–7.
9. Sallay PI, Poggi J, Speer KP, Garrett WE. Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *Am. J. Sports Med.* 1996;24:52–60.
10. Smirk C, Morris H. The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *The Knee.* 2003;10:221–7.
11. Sanchis-Alfonso V. Guidelines for medial patellofemoral ligament reconstruction in chronic lateral patellar instability. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2014;22:175–82.

12. Leathers MP, Merz A, Wong J, Scott T, Wang JC, Hame SL. Trends and Demographics in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the United States. *J. Knee Surg.* 2015;28:390–4.
13. Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA. Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *Am. J. Sports Med.* 2013;41:1030–8.
14. Zaffagnini S, Dejour D, Grassi A, Bonanzinga T, Marcheggiani Muccioli GM, Colle F, et al. Patellofemoral anatomy and biomechanics: current concepts. *Joints.* 2013;1:15–20.
15. Luyckx T, Didden K, Vandenneucker H, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta?: influence of patellar height on patellofemoral contact force, contact area and contact pressure. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009;91:344–50.
16. Elias DA, White LM. Imaging of patellofemoral disorders. *Clin. Radiol.* 2004;59:543–57.
17. Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 1998;16:136–43.
18. Goh JC, Lee PY, Bose K. A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1995;77:225–31.
19. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am. J. Sports Med.* 1998;26:59–65.
20. Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyon B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2009;17:475–9.
21. Senavongse W, Amis AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2005;87:577–82.
22. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2007;89:2000–10.
23. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1979;61:56–62.
24. Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG. The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2004;32:1509–13.

25. Arendt EA. Medial Side Patellofemoral Anatomy: Surgical Implications in Patellofemoral Instability. In: Zaffagnini S, Dejour D, Arendt EA, editors. *Patellofemoral Pain Instab. Arthritis* [Internet]. Springer Berlin Heidelberg; 2010 [cited 2015 Jun 18]. p. 149–52. Available from: [http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-05424-2\\_17](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-05424-2_17)
26. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*. 2003;10:215–20.
27. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin. Orthop*. 1998;174–82.
28. Panagiotopoulos E, Strzelczyk P, Herrmann M, Scuderi G. Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2006;14:7–12.
29. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J. Bone Joint Surg. Am*. 1981;63:351–6.
30. Feller JA, Feagin JA, Garrett WE. The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 1993;1:184–6.
31. Conlan T, Garth WP, Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am*. 1993;75:682–93.
32. Tuxøe JJ, Teir M, Winge S, Nielsen PL. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2002;10:138–40.
33. Fujino K, Tajima G, Yan J, Kamei Y, Maruyama M, Takeda S, et al. Morphology of the femoral insertion site of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2013;
34. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2010;18:1511–6.
35. LeGrand AB, Greis PE, Dobbs RE, Burks RT. MPFL reconstruction. *Sports Med. Arthrosc. Rev*. 2007;15:72–7.
36. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am. J. Sports Med*. 2007;35:484–92.
37. Mochizuki T, Nimura A, Tateishi T, Yamaguchi K, Muneta T, Akita K. Anatomic study of the attachment of the medial patellofemoral ligament and its characteristic

relationships to the vastus intermedius. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2013;21:305–10.

38. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth C-J. In vitro measurement of patellar kinematics following reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2007;15:276–85.

39. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M. A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*. 2005;13:522–8.

40. Senavongse W, Farahmand F, Jones J, Andersen H, Bull AMJ, Amis AA. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 2003;21:780–6.

41. Heegaard J, Leyvraz PF, Van Kampen A, Rakotomanana L, Rubin PJ, Blankevoort L. Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clin. Orthop.* 1994;235–43.

42. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin. Orthop.* 1979;9–15.

43. Buckens CFM, Saris DBF. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for treatment of patellofemoral instability: a systematic review. *Am. J. Sports Med.* 2010;38:181–8.

44. Howells NR, Barnett AJ, Ahearn N, Ansari A, Eldridge JD. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a prospective outcome assessment of a large single centre series. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012;94:1202–8.

45. Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C. A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 2012;40:1916–23.

46. Redfern J, Kamath G, Burks R. Anatomical confirmation of the use of radiographic landmarks in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2010;38:293–7.

47. Schöttle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A. Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2007;35:801–4.

48. Stephen JM, Lumpaopong P, Deehan DJ, Kader D, Amis AA. The medial patellofemoral ligament: location of femoral attachment and length change patterns

resulting from anatomic and nonanatomic attachments. *Am. J. Sports Med.* 2012;40:1871–9.

49. Wijdicks CA, Griffith CJ, LaPrade RF, Johansen S, Sunderland A, Arendt EA, et al. Radiographic identification of the primary medial knee structures. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2009;91:521–9.

50. Carmont MR, Maffulli N. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a new technique. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2007;8:22.

51. Christiansen SE, Jacobsen BW, Lund B, Lind M. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft in transverse patellar drill holes. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2008;24:82–7.

52. Davis DK, Fithian DC. Techniques of medial retinacular repair and reconstruction. *Clin. Orthop.* 2002;38–52.

53. Deie M, Ochi M, Adachi N, Shibuya H, Nakamae A. Medial patellofemoral ligament reconstruction fixed with a cylindrical bone plug and a grafted semitendinosus tendon at the original femoral site for recurrent patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 2011;39:140–5.

54. Dodson CC, Shindle MK, Dines JS, Altchek DW. Arthroscopic suture anchor repair for lateral patellar instability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2010;18:143–6.

55. Giordano M, Falciglia F, Aulisa AG, Guzzanti V. Patellar dislocation in skeletally immature patients: semitendinosus and gracilis augmentation for combined medial patellofemoral and medial patellotibial ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2012;20:1594–8.

56. Han H, Xia Y, Yun X, Wu M. Anatomical transverse patella double tunnel reconstruction of medial patellofemoral ligament with a hamstring tendon autograft for recurrent patellar dislocation. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2011;131:343–51.

57. Macura M, Veselko M. Simultaneous reconstruction of ruptured anterior cruciate ligament and medial patellofemoral ligament with ipsilateral quadriceps grafts. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2010;26:1258–62.

58. Maeno S, Hashimoto D, Otani T, Masumoto K, Fukui Y, Nishiyama M, et al. Medial patellofemoral ligament reconstruction with hanger lifting procedure. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2010;18:157–60.

59. Nomura E, Inoue M. Hybrid medial patellofemoral ligament reconstruction using the semitendinosus tendon for recurrent patellar dislocation: minimum 3 years' follow-

up. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2006;22:787–93.

60. Panni AS, Alam M, Cerciello S, Vasso M, Maffulli N. Medial patellofemoral ligament reconstruction with a divergent patellar transverse 2-tunnel technique. *Am. J. Sports Med.* 2011;39:2647–55.

61. Siebold R, Borbon CAV. Arthroscopic extraarticular reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft - surgical technique. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2012;20:1245–51.

62. Steiner TM, Torga-Spak R, Teitge RA. Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia. *Am. J. Sports Med.* 2006;34:1254–61.

63. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB. Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2010;18:147–51.

64. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2005;13:516–21.

65. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2005;13:516–21.

66. Matthews JJ, Schranz P. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a longitudinal patellar tunnel technique. *Int. Orthop.* 2010;34:1321–5.

67. Servien E, Fritsch B, Lustig S, Demey G, Debarge R, Lapra C, et al. In vivo positioning analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2011;39:134–9.

68. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 1994;2:19–26.

69. Elias JJ, Cosgarea AJ. Technical errors during medial patellofemoral ligament reconstruction could overload medial patellofemoral cartilage: a computational analysis. *Am. J. Sports Med.* 2006;34:1478–85.

70. Melegari TM, Parks BG, Matthews LS. Patellofemoral contact area and pressure after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2008;36:747–52.

71. Yoo Y-S, Chang HG, Seo Y-J, Byun JC, Lee GK, Im H, et al. Changes in the length of the medial patellofemoral ligament: an in vivo analysis using 3-dimensional computed tomography. *Am. J. Sports Med.* 2012;40:2142–8.
72. Song SY, Pang C-H, Kim CH, Kim J, Choi ML, Seo Y-J. Length change behavior of virtual medial patellofemoral ligament fibers during in vivo knee flexion. *Am. J. Sports Med.* 2015;43:1165–71.
73. Graf M, Diether S, Vlachopoulos L, Fucentese S, Frnstahl P. Automatic string generation for estimating in vivo length changes of the medial patellofemoral ligament during knee flexion. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2014;52:511–20.
74. Oka S, Matsushita T, Kubo S, Matsumoto T, Tajimi H, Kurosaka M, et al. Simulation of the optimal femoral insertion site in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2014;22:2364–71.
75. Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P. [Dysplasia of the femoral trochlea]. *Rev. Chir. Orthopdique Rparatrice Appar. Mot.* 1990;76:45–54.
76. Tateishi T, Tsuchiya M, Motosugi N, Asahina S, Ikeda H, Cho S, et al. Graft length change and radiographic assessment of femoral drill hole position for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2011;19:400–7.
77. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol. Bull.* 1979;86:420–8.
78. Landis JR, Koch GG. A review of statistical methods in the analysis of data arising from observer reliability studies (Part I)\*. *Stat. Neerlandica.* 1975;29:101–23.
79. Hopper GP, Leach WJ, Rooney BP, Walker CR, Blyth MJ. Does degree of trochlear dysplasia and position of femoral tunnel influence outcome after medial patellofemoral ligament reconstruction? *Am. J. Sports Med.* 2014;42:716–22.
80. Wagner D, Pfalzer F, Hingelbaum S, Huth J, Mauch F, Bauer G. The influence of risk factors on clinical outcomes following anatomical medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using the gracilis tendon. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2013;21:318–24.
81. Bollier M, Fulkerson J, Cosgarea A, Tanaka M. Technical failure of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2011;27:1153–9.
82. Thauinat M, Erasmus PJ. Management of overtight medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2009;17:480–3.

83. Camp CL, Krych AJ, Dahm DL, Levy BA, Stuart MJ. Medial patellofemoral ligament repair for recurrent patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 2010;38:2248–54.
84. Baldwin JL. The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *Am. J. Sports Med.* 2009;37:2355–61.
85. Jeong W-S, Yoo Y-S, Kim D-Y, Shetty NS, Smolinski P, Logishetty K, et al. An analysis of the posterior cruciate ligament isometric position using an in vivo 3-dimensional computed tomography-based knee joint model. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2010;26:1333–9.
86. Yoo Y-S, Jeong W-S, Shetty NS, Ingham SJM, Smolinski P, Fu F. Changes in ACL length at different knee flexion angles: an in vivo biomechanical study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2010;18:292–7.
87. Higuchi T, Arai Y, Takamiya H, Miyamoto T, Tokunaga D, Kubo T. An analysis of the medial patellofemoral ligament length change pattern using open-MRI. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2010;18:1470–5.
88. Thaanat M, Erasmus PJ. The favourable anisometry: an original concept for medial patellofemoral ligament reconstruction. *The Knee.* 2007;14:424–8.
89. Farr J, Schepsis AA. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent patellar instability. *J. Knee Surg.* 2006;19:307–16.
90. Ahmad CS, Brown GD, Stein BS. The docking technique for medial patellofemoral ligament reconstruction: surgical technique and clinical outcome. *Am. J. Sports Med.* 2009;37:2021–7.
91. Goorens CK, Robijn H, Hendrickx B, Delpont H, De Mulder K, Hens J. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for patellar instability using an autologous gracilis tendon graft. *Acta Orthop. Belg.* 2010;76:398–402.
92. Nomura E, Inoue M. Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2003;19:E47.
93. Noyes FR, Albright JC. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with autologous quadriceps tendon. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 2006;22:904.e1–7.
94. Ronga M, Oliva F, Longo UG, Testa V, Capasso G, Maffulli N. Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am. J. Sports Med.* 2009;37:1735–42.



- 
95. Victor J, Wong P, Witvrouw E, Sloten JV, Bellemans J. How isometric are the medial patellofemoral, superficial medial collateral, and lateral collateral ligaments of the knee? *Am. J. Sports Med.* 2009;37:2028–36.
96. Erasmus PJ. [The medial patellofemoral ligament: function, injury, and treatment]. *Orthop.* 2008;37:858, 860–3.
97. Triantafillopoulos IK, Panagopoulos A, van Niekerk L. Isometric behavior of the reconstructed medial patellofemoral ligament using two different femoral pulleys: a cadaveric study. *Med. Sci. Monit. Int. Med. J. Exp. Clin. Res.* 2007;13:BR181–7.
98. Parker DA, Alexander JW, Conditt MA, Uzodinma ON, Bryan WJ. Comparison of isometric and anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a cadaveric study. *Orthopedics.* 2008;31:339–43.
99. Good L. In-vitro correlation between tension and length change in an anterior cruciate ligament substitute. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 1995;10:200–7.
100. Moritomo H, Noda K, Goto A, Murase T, Yoshikawa H, Sugamoto K. Interosseous membrane of the forearm: length change of ligaments during forearm rotation. *J. Hand Surg.* 2009;34:685–91.
101. Tan J, Xu J, Xie RG, Deng AD, Tang JB. In vivo length and changes of ligaments stabilizing the thumb carpometacarpal joint. *J. Hand Surg.* 2011;36:420–7.
102. Beck P, Brown NAT, Greis PE, Burks RT. Patellofemoral contact pressures and lateral patellar translation after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2007;35:1557–63.
103. Bollier M, Fulkerson JP. The role of trochlear dysplasia in patellofemoral instability. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2011;19:8–16.
104. Kopf S, Forsythe B, Wong AK, Tashman S, Irrgang JJ, Fu FH. Transtibial ACL reconstruction technique fails to position drill tunnels anatomically in vivo 3D CT study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA.* 2012;20:2200–7.



## 8. ANEXOS

---

### 8.1. Anexo I: Autorización del Comité Ético de Investigación Biomédica



Dra. Cristina Ramírez Fuentes  
Servicio de Radiología

*Asunto: Autorización Inicio Estudio.*

Valencia, 29 de Noviembre de 2013.

Adjunto le remito copia de los Informes Científico y Ético de Investigación, en el que se acuerda informar **favorablemente**.

A la vista de los dictámenes emitidos, el Proyecto de Investigación titulado: "MEDIDA DE LA DISTANCIA ENTRE EL PUNTO DE INSERCIÓN FEMORAL Y PATELAR DE LA PLASTIA DE RECONSTRUCCIÓN DEL LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL CON LA FLEXIÓN DE RODILLA. ANÁLISIS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 3D EN VIVO", puede iniciarse y llevarse a cabo.

Atentamente,



Dr. Jose V. Castell, PhD., MD.  
Director General



Comisión de Investigación

D. José Vte. Castell Ripoll, Presidente de la Comisión de Investigación del Hospital Universitario La Fe de Valencia,

**INFORMA:**

Que el Proyecto de Investigación titulado: "MEDIDA DE LA DISTANCIA ENTRE EL PUNTO DE INSERCIÓN FEMORAL Y PATELAR DE LA PLASTIA DE RECONSTRUCCIÓN DEL LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL CON LA FLEXIÓN DE RODILLA. ANÁLISIS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 3D EN VIVO" que presenta el/la Dr./Dra. **Cristina Ramírez Fuentes** del Servicio de Radiología del Hospital La Fe de Valencia, contiene elementos objetivos suficientes en cuanto a la Hipótesis, Planteamientos y Plan de Trabajo que, a juicio de esta Comisión, permiten pronunciarse **positivamente** en cuanto a su viabilidad.

P.O.

Valencia a 29 de Noviembre de 2013.



Instituto de Investigación Sanitaria La Fe  
Bulevar Sur s/n, Hospital U. y P. La Fe, Torre A, Planta 7ª, 46026 Valencia  
Teléfono: 96 124 66 00 // Fax: 96 124 66 20  
Email: [cominvest\\_lafe@gva.es](mailto:cominvest_lafe@gva.es) // web: [www.iislafe.es](http://www.iislafe.es)



## DICTAMEN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA

Don Serafín Rodríguez Capellán, Secretario del Comité Ético de Investigación Biomédica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe,

### CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado en su sesión de fecha **5 de noviembre de 2013**, el Proyecto de Investigación titulado **"MEDIDA DE LA DISTANCIA ENTRE EL PUNTO DE INSERCIÓN FEMORAL Y PATELAR DE LA PLASTIA DE RECONSTRUCCIÓN DEL LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL CON LA FLEXIÓN DE RODILLA. ANÁLISIS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 3D EN VIVO."**, con nº de registro **2013/0341**.

Que dicho proyecto se ajusta a las normativas éticas sobre investigación biomédica con sujetos humanos y es viable en cuanto al planteamiento científico, objetivos, material y métodos, etc, descritos en la solicitud, así como la Hoja de Información al Paciente y el Consentimiento Informado.

En consecuencia este Comité acuerda emitir **INFORME FAVORABLE** de dicho Proyecto de Investigación que será realizado en el Hospital Universitario y Politécnico La Fe por el/la **Dr. / Dra. CRISTINA RAMIREZ FUENTES** del servicio de **RADIOLOGIA** como Investigador Principal.

Miembros del CEIB:

**Presidente:**

Dr. JUAN BAUTISTA SALOM SANVALERO (Unidad de Circulación Cerebral Experimental)

**Vicepresidente:**

Dr. JOSE VICENTE CERVERA ZAMORA (Hematología)

**Secretario:**

D. SERAFIN RODRIGUEZ CAPELLAN (Asesor jurídico)

**Miembros:**

Dr. SALVADOR ALIÑO PELLICER (Catedrático Farmacólogo Clínico)

Dra. BELEN BELTRAN NICLOS (Medicina Digestiva)

Dra. INMACULADA CALVO PENADES (Reumatología Pediátrica)

Dr. JOSE VICENTE CASTELL RIPOLL (Director de Investigación)

Dra. REMEDIOS CLEMENTE GARCIA ((Medicina Intensiva) (Miembro CBA))

Dra. MARIA JOSE GOMEZ-LECHON MOLINER (Investigadora del Grupo Acreditado en Hepatología Experimental)

Dr. RAMIRO JOVER ATIENZA (Doctor en biología-Universidad de Valencia- Unidad de Bioquímica y Biología Molecular)

Dr. FRANCISCO PEMAN GARCIA (Investigador del Grupo Acreditado multidisciplinar para el estudio de la Infección Grave)

Dr. ALFREDO JOSE PERALES MARIN (Jefe de Servicio - Obstetricia)

Dr. JOSE LUIS PONCE MARCO ((Unidad de Cirugía Endocrino Metabólica)

Dr. JOSE LUIS VICENTE SANCHEZ (Jefe de sección-Unidad de Reanimación)



Dra. PILAR SAENZ GONZALEZ (Neonatología)  
Dr. MELCHOR HOYOS GARCIA (Gerente del Departamento de salud nº 7-La Fe)  
Dra. BEGOÑA POLO MIQUEL ((Gastroenterología Pediátrica)  
Dr. ISIDRO VITORIA MIÑANA (Pediatria)  
Dra. EUGENIA PAREJA IBARS (Unidad de Cirugía y Trasplante Hepático)  
Dr. JAIME SANZ CABALLER (Investigador del Grupo Acreditado en Hematología y Hemoterapia)  
Dra. MARIA LUISA MARTINEZ TRIGUERO (Análisis Clínicos)  
Dra. MARIA TORDERA BAVIERA (Farmacéutica del Hospital)  
Dr. JESUS DELGADO OCHANDO (Diplomado en Enfermería) (Miembro Comisión de Investigación))  
Dr. JOSE MULLOR SANJOSE (Investigador del Grupo de Investigación Traslacional en Enfermedades Neurosensoriales)  
Dr. JOSE ANTONIO AZNAR LUCEA (Jefe de Unidad - Hemostasia y Trombosis)  
Dr. ENRIQUE VIOSCA HERRERO (Jefe de Servicio - Medicina Física y Rehabilitación)  
Dr. RAFAEL BOTELLA ESTRADA (Dermatología)

Lo que firmo en Valencia, a 5 de noviembre de 2013



Fdo.: Don Serafín Rodríguez Capellán  
Secretario del Comité Ético de Investigación Biomédica

## 8.2. Anexo II: Resultados de las 100 rodillas incluidas para el estudio del punto de inserción femoral del LPFM.

CASO	Edad	Sexo	Área solapamiento Stephen (%)	>50% con Stephen	Área solapamiento Schöttle (%)	>50% con Schöttle	Distancia Stephen (mm)	Distancia Schöttle (mm)
1	18	f	41,29	no	2,52	no	3,36	6,46
2	15	f	69,35	si	24,5	no	1,7	4,48
3	15	f	55,59	si	26,6	no	2,5	4,27
4	32	f	38,23	no	74,83	si	3,56	1,39
5	39	f	32,19	no	34,53	no	3,95	3,79
6	26	m	33,31	no	58,37	si	3,87	2,33
7	48	m	20,76	no	74,83	si	4,75	1,39
8	24	f	16,56	no	74,83	si	5,08	1,39
9	33	m	0	no	0	no	7	7
10	25	m	10,49	no	58,37	si	5,59	2,33
11	24	f	7,38	no	2,3	no	5,89	6,5
12	18	f	74,83	si	42,78	no	1,39	3,27
13	25	m	22,56	no	32,19	no	4,62	3,95
14	28	f	10,74	no	41,29	no	5,57	3,36
15	17	f	36,93	no	69,35	si	3,64	1,7
16	23	f	0,01	no	55,59	si	6,99	2,5
17	18	f	15,08	no	7,77	no	5,2	5,85
18	16	f	31,11	no	23,84	no	4,02	4,53
19	18	f	26,78	no	15,86	no	4,32	5,13
20	34	m	0	no	71,56	si	10,14	1,58
21	21	f	9,93	no	17,41	no	5,64	5,01
22	16	m	22,56	no	82	si	4,62	0,99
23	15	m	0	no	55,59	si	7,95	2,5
24	17	f	25,88	no	11	no	4,38	5,51
25	27	f	53,02	si	23,19	no	2,65	4,57
26	27	f	61,43	si	65,43	si	2,16	1,93
27	17	f	44,66	no	0	no	3,15	7
28	22	m	0	no	33,31	no	8,43	3,87
29	29	f	0	no	44,66	no	7	3,15
30	30	m	12,15	no	22,56	no	5,44	4,62
31	29	m	8,65	no	3,81	no	5,77	6,29
32	24	f	55,59	si	1,03	no	2,5	6,7
33	21	m	6,54	no	69,35	si	5,98	1,7
34	16	f	5,77	no	0	no	6,06	7
35	24	m	39,59	no	42,78	no	3,47	3,27
36	15	f	4,83	no	74,83	si	6,17	1,39
37	28	f	34,47	no	74,83	si	3,8	1,39
38	15	f	38,23	no	3,29	no	3,56	6,36
39	14	f	29,26	no	8,03	no	4,15	5,83
40	38	m	36,93	no	50,63	si	3,64	2,79
41	19	f	21,35	no	38,23	no	4,71	3,56
42	24	f	22,56	no	30,28	no	4,62	4,08
43	39	f	22,56	no	61,43	si	4,62	2,16
44	18	f	26,02	no	74,83	si	4,37	1,39
45	25	f	6,35	no	46,31	no	6	3,05
46	42	m	4,78	no	7,03	no	5,93	6,17
47	12	f	17,41	no	0	no	5,01	7,02
48	18	f	74,83	si	50,63	si	1,39	2,79
49	19	f	36,93	no	55,59	si	3,64	2,5
50	20	f	0,98	no	31,11	no	6,72	4,02

## Capítulo 8

CASO	Edad	Sexo	Área solapamiento Stephen (%)	>50% con Stephen	Área solapamiento Schöttle (%)	>50% con Schöttle	Distancia Stephen (mm)	Distancia Schöttle (mm)
51	15	f	29,36	no	0	no	4,14	7
52	15	f	35,68	no	33,31	no	3,72	3,87
53	37	m	30,28	no	2,58	no	4,08	6,45
54	21	m	0	no	0	no	7,6	7
55	36	m	8,55	no	41,3	no	5,78	3,36
56	15	f	58,37	si	41,29	no	2,33	3,36
57	16	f	50,63	si	41,29	no	2,79	3,36
58	15	f	34,52	no	61,75	si	3,8	2,14
59	16	m	11,92	no	74,83	si	5,46	1,39
60	15	f	48,4	no	11,43	no	2,92	5,51
61	19	f	53,02	si	50,63	si	2,65	2,79
62	41	m	0	no	34,47	no	7,29	3,8
63	41	m	18,83	no	75,07	si	4,9	1,38
64	14	f	48,4	no	5,07	no	2,92	6,14
65	19	f	48,51	no	42,78	no	2,92	3,27
66	40	f	69,35	si	10,74	no	1,7	5,57
67	29	f	0,6	no	50,71	si	6,8	2,79
68	15	f	82,1	si	26,02	no	0,99	4,37
69	20	f	75,07	si	74,83	si	1,38	1,39
70	28	f	42,78	no	30,28	no	3,27	4,08
71	18	f	21,95	no	55,59	si	4,66	2,5
72	14	f	9,69	no	39,59	no	5,67	3,47
73	36	f	7,01	no	28,48	no	5,93	4,2
74	37	f	28,48	no	26,81	no	4,2	4,32
75	33	f	0	no	42,92	no	7	3,26
76	33	f	0	no	3,76	no	7,95	6,3
77	36	f	71,56	si	69,35	si	1,58	1,7
78	36	f	97,85	si	50,63	si	0,12	2,79
79	37	f	41,29	no	46,31	no	3,36	3,05
80	15	f	34,52	no	61,75	si	3,8	2,14
81	15	f	27,52	no	58,37	si	4,27	2,33
82	19	f	17,05	no	64,43	si	5,04	2,16
83	19	f	48,51	no	42,78	no	2,92	3,27
84	40	f	74,83	si	82,1	si	1,39	0,99
85	20	f	18,83	no	17,79	no	4,9	4,98
86	21	f	44,66	no	12,62	no	3,15	5,4
87	23	m	2,44	no	0	no	6,47	8,04
88	23	m	0	no	0	no	11,66	7,21
89	19	f	23,84	no	42,78	no	4,53	3,27
90	24	m	0	no	11,17	no	7,52	5,53
91	39	f	0	no	93,2	si	9,72	0,37
92	17	f	36,93	no	50,63	si	3,64	2,79
93	17	f	21,35	no	14,75	no	4,71	5,22
94	20	f	10,33	no	48,4	no	5,61	2,92
95	20	f	82,1	si	38,68	no	0,99	3,72
96	16	f	13,5	no	77,63	si	5,33	1,24
97	22	f	0	no	21,35	no	7	4,71
98	22	f	25,18	no	82,1	si	4,43	0,99
99	39	f	42,78	no	55,68	si	3,27	2,49
100	39	f	7,9	no	77,63	si	5,84	1,24



CASO	Patela alta	Displasia troclear	Grado displasia	Displasia grave	TA-GT >20 mm	TA-GT (mm)	Volteo rotuliano	Grado volteo
1	si	no	0	no	no	20	no	15
2	no	no	0	no	no	12	no	9
3	si	si	C	si	no	16	no	19
4	no	si	A	no	no	13	no	16
5	no	no	0	no	si	21	si	18
6	no	si	D	si	si	33	si	41
7	no	si	D	si	si	22	si	24
8	si	no	0	no	no	20	no	16
9	no	si	D	si	no	19	si	23
10	no	no	0	no	no	11	no	13
11	si	no	0	no	si	31	si	26
12	no	si	D	si	si	24	si	41
13	no	si	C	si	si	26	si	38
14	si	si	D	si	no	18	no	18
15	no	no	0	no	no	16	si	21
16	no	si	A	no	si	25	si	31
17	no	si	B	no	no	14	si	23
18	no	si	B	no	no	17	no	9
19	si	si	C	si	no	19	no	3
20	no	si	C	si	si	24	si	26
21	si	no	0	no	no	17	no	12
22	si	si	A	no	no	20	si	23
23	no	si	C	si	no	19	si	29
24	no	si	C	si	si	26	si	34
25	si	si	C	si	no	18	no	18
26	si	si	C	si	no	11	no	10
27	si	si	A	no	si	26	si	31
28	no	no	0	no	si	26	no	18
29	no	si	D	si	no	20	no	15
30	si	si	B	no	no	18	si	22
31	si	si	C	si	no	19	si	24
32	si	si	C	si	si	24	si	37
33	si	no	0	no	si	23	no	17
34	si	no	0	no	no	15	si	24
35	si	si	D	si	si	29	no	14
36	si	no	0	no	no	14	no	8
37	si	si	D	si	si	23	si	32
38	no	si	0	si	si	24	no	8
39	si	si	D	si	si	22	si	28
40	si	no	0	no	si	22	no	20
41	no	si	D	si	si	21	si	32
42	si	si	B	no	no	18	si	25
43	si	si	A	no	no	13	no	15
44	si	si	A	no	no	8	no	16
45	no	si	B	no	no	19	si	34
46	no	si	si	si	no	14	si	21
47	si	si	D	si	no	19	si	35
48	si	si	B	no	no	17	si	36
49	no	si	D	si	si	25	si	39
50	no	si	C	si	si	29	si	25

## Capítulo 8

---

CASO	Patela alta	Displasia troclear	Grado displasia	Displasia grave	TA-GT >20 mm	TA-GT (mm)	Volteo rotuliano	Grado volteo
51	si	no	0	no	si	24	si	27
52	si	no	0	no	si	23	si	28
53	no	no	0	no	si	22	si	38
54	no	si	C	si	si	24	si	34
55	si	si	D	si	no	17	si	34
56	si	si	B	no	si	22	si	32
57	no	no	0	no	no	15	no	13
58	no	si	A	no	no	14	no	14
59	no	si	B	no	si	24	si	35
60	no	si	C	si	no	19	si	38
61	si	si	D	si	no	13	si	49
62	no	si	D	si	no	13	si	49
63	si	si	D	si	no	15	si	47
64	no	si	A	no	no	20	si	22
65	no	si	D	si	no	17	si	33
66	si	si	D	si	si	25	si	60
67	no	si	D	si	no	15	si	27
68	no	si	D	si	si	23	si	50
69	si	si	A	no	no	19	si	36
70	si	si	D	si	no	17	no	19
71	si	no	0	no	no	4	no	12
72	no	si	D	si	no	16	si	21
73	si	si	D	si	no	16	si	31
74	no	si	B	no	no	12	si	29
75	no	si	D	si	no	18	si	34
76	si	si	A	no	no	17	si	26
77	no	si	C	si	no	15	si	47
78	si	si	D	si	no	18	si	62
79	si	si	C	si	no	14	si	36
80	no	si	A	no	no	14	no	14
81	no	si	A	no	no	19	si	25
82	no	si	A	no	no	14	no	16
83	no	si	C	si	no	17	si	33
84	si	si	D	si	no	17	si	30
85	no	no	0	no	no	14	si	26
86	si	si	C	si	no	8	no	18
87	no	si	C	si	si	21	si	32
88	no	si	C	si	si	23	si	40
89	no	no	0	no	no	20	no	19
90	no	no	0	no	si	21	si	21
91	no	si	D	si	si	22	si	39
92	no	no	0	no	no	19	no	18
93	no	no	0	no	si	22	si	21
94	si	si	D	si	no	20	si	22
95	si	si	D	si	si	23	si	40
96	no	si	B	no	no	13	si	25
97	no	si	D	si	si	25	si	33
98	no	si	D	si	si	25	si	35
99	si	si	D	si	si	23	si	40
100	no	si	D	si	si	21	si	25

**8.3. Anexo III. Resultados del estudio de variabilidad intra e inter-observador de los métodos radiológicos en la detección del punto de inserción femoral anatómico del LPFM.**

<b>RADIÓLOGO 1</b>									
CASO	A1 Stephen (%)	D1 Stephen (mm)	A1 Schöttle (%)	D1 Schöttle (mm)	A2 Stephen (%)	D2 Stephen (mm)	A2 Schöttle (%)	D2 Schöttle (mm)	
1	61,78	2,13	26,8	4,32	65,43	1,93	24,5	4,47	
2	31,11	4,01	65,43	1,93	21,35	4,71	82,1	0,98	
3	21,35	4,71	79,3	1,14	24,5	4,48	74,83	1,39	
4	16,56	5,08	74,83	1,39	6,36	6	55,68	2,49	
5	10,49	5,59	58,37	2,33	10,54	5,59	65,43	1,93	
6	22,56	4,62	32,19	3,95	61,43	2,16	42,78	3,27	
7	7,26	5,9	0,21	6,88	2,99	6,39	15,08	5,2	
8	6,54	5,98	69,35	1,7	3,37	6,35	100	0	
9	39,59	3,47	42,78	3,27	48,4	2,92	42,92	3,26	
10	5,77	6,06	0	7	16,21	5,1	0	7	
<b>RADIÓLOGO 2</b>									
CASO	A1 Stephen (%)	D1 Stephen (mm)	A1 Schöttle (%)	D1 Schöttle (mm)	A2 Stephen (%)	D2 Stephen (mm)	A2 Schöttle (%)	D2 Schöttle (mm)	
1	41,29	3,36	7,77	5,85	44,66	3,15	11,17	5,53	
2	5,77	6,06	82,17	0,98	7,67	5,86	82,17	0,98	
3	21,43	4,7	55,59	2,5	46,53	3,04	61,43	2,16	
4	26,04	4,37	87,34	0,7	25,29	4,42	53,02	2,65	
5	50,71	2,79	65,47	1,92	18,36	4,93	55,68	2,49	
6	53,02	2,65	31,28	4,01	19,31	4,86	42,78	3,27	
7	0	7,95	18,83	4,9	0	7	0	7	
8	30,3	4,08	82,19	0,98	0,77	6,77	82,19	0,98	
9	19,29	4,86	82,19	0,98	36,93	3,64	82,19	0,98	
10	5,07	6,14	0	7	3,87	6,28	0	7	

<b>RADIÓLOGO 1</b>		A3 Stephen (%)	D3 Stephen (mm)	A3 Schöttle (%)	D3 Schöttle (mm)	A4 Stephen (%)	D4 Stephen (mm)	A4 Schöttle (%)	D4 Schöttle (mm)
CASO									
1		53,08	2,64	11,44	5,51	58,37	2,33	11,6	5,49
2		6,03	6,03	65,43	1,93	13,2	5,35	69,35	1,7
3		30,28	4,08	44,66	3,15	16,21	5,1	69,35	1,7
4		15,52	5,16	53,07	2,64	11,67	5,49	34,53	3,79
5		11,43	5,51	82,1	0,99	12,91	5,38	82,1	0,99
6		38,23	3,56	42,78	3,27	36,93	3,64	42,78	3,27
7		7,13	5,92	18,83	4,9	4,92	6,16	39,59	3,47
8		0	7	82,1	0,99	1,46	6,63	75,07	1,38
9		3,58	6,32	44,66	3,15	32,19	3,95	50,63	2,79
10		17,48	5	5,93	6,04	14,17	5,27	2,5	6,46
<b>RADIÓLOGO 2</b>									
CASO									
1		53,02	2,65	10,74	5,57	35,68	3,72	6,14	6,02
2		42,92	3,26	75,07	1,38	39,78	3,46	82,17	0,98
3		33,31	3,87	75,07	1,38	8,37	5,79	23,84	4,53
4		46,53	3,04	53,08	2,64	32,31	3,94	82,1	0,99
5		39,78	3,46	69,79	1,68	25,29	4,42	65,47	1,92
6		27,63	4,26	58,56	2,32	26,04	4,37	37,01	3,63
7		1,47	6,63	6,46	5,99	0	7,07	22,01	4,66
8		14,49	5,25	87,34	0,7	20,33	4,78	82,19	0,98
9		27,52	4,27	61,78	2,13	42,78	3,27	36,93	3,64
10		0	7,52	0	7,77	8,7	5,76	0	7

<b>RADIÓLOGO 2</b>		<b>A5 Stephen (%)</b>	<b>D5 Stephen (mm)</b>	<b>A5 Schöttle (%)</b>	<b>D5 Schöttle (mm)</b>
<b>CASO</b>	<b>A5 Stephen (%)</b>	<b>D5 Stephen (mm)</b>	<b>A5 Schöttle (%)</b>	<b>D5 Schöttle (mm)</b>	
1	50,63	2,79	8,03	5,83	
2	53,08	2,64	69,79	1,68	
3	46,53	3,04	75,07	1,38	
4	10,09	5,63	58,37	2,33	
5	11,44	5,51	55,68	2,49	
6	23,9	4,52	46,31	3,05	
7	0	7,6	0	7	
8	33,39	3,87	82,19	0,98	
9	53,08	2,64	46,52	3,04	
10	25,18	4,43	0	7,77	

A: Área de solapamiento entre círculos  
D: Distancias entre el centro de los círculos

## 8.4. Anexo IV: Resultados de las 24 rodillas incluidas para el estudio de la cinemática del LPFM reconstruido.

CASO	VIRTUAL 0º PROXIMAL (mm)	VIRTUAL 0º DISTAL (mm)	VIRTUAL 30º PROXIMAL (mm)	VIRTUAL 30º DISTAL (mm)	VIRTUAL 60º PROXIMAL (mm)	VIRTUAL 60º DISTAL (mm)	VIRTUAL 90º PROXIMAL (mm)	VIRTUAL 90º DISTAL (mm)	VIRTUAL 120º PROXIMAL (mm)	VIRTUAL 120º DISTAL (mm)
1	67,6		68,2		64,3		61		54,4	
2	48,6		51,5		48,9		44,8		36,8	
3	52,1		56,9		54		47		41,1	
4	47,7		50,7		47,1		43,9		39,9	
5	53,3	51,8	52,7	51,7	49,7	48,1	43,2	41,9	37,5	37,7
6	56,8	53,7	57,9	55,8	55,3	52,7	44,4	43,2	35,2	34,5
7	53,1	49,3	56,6	52,7	56,5	51,1	47,8	44,3	42,7	41,1
8	45,3		43		44,4		34,6		34	
9	52,8		54,2		50,8		46,5		36,6	
10	58,4		55		51		46,9		42,2	
11	49,3		49,1		49,1		45,9		43,8	
12	55,8		59,8		58		54,3		46,1	
13	56,2	54,9	58,6	56,5	51,1	50,4	46,8	46,1	42,1	41,8
14	57,3	55,5	61	59,4	58,1	57,4	52,6	51,7	43,8	44,9
15	50,6	50,3	52,1	52,3	48,6	48	44,5	42,8	45,2	43,3
16	50,2	48,9	54,1	53,1	50,5	50,1	44,5	42,5	38,5	36,5
17	48,9		53,1		50,1		42,5		36,5	
18	50,6		46,3		41,8		35,9		34,3	
19	66,5		65,8		61,2		52,1		41,5	
20	69		72,6		67,7		54,4		47,6	
21	60,7		66,9		63,8		54,8		49	
22	56,6		59,1		57,2		48,6		42,8	
23	51,7		51		46,3		42,5		35,2	
24	53,5	52,6	59	56,7	54,6	53,7	49,7	48,9	43,9	43,5

CASO	RESULTADO CLÍNICO	TIPO DE DISPLASIA TROCLEAR	DISPLASIA GRAVE	DISPLASIA CLASIFICACIÓN	PATELA ALTA	TA-GT (mm)	VOLTEO ROTULIANO
1	SATISFACTORIO	C	si	grave	SI	SI	SI
2	SATISFACTORIO	D	si	grave	NO	SI	SI
3	SATISFACTORIO	D	si	grave	SI	NO	SI
4	SATISFACTORIO	D	si	grave	SI	NO	NO
5	SATISFACTORIO	D	si	grave	SI	NO	NO
6	SATISFACTORIO	C	si	grave	NO	SI	SI
7	SATISFACTORIO	C	si	grave	SI	NO	NO
8	FRACASO POR INESTABILIDAD	C	si	grave	SI	NO	NO
9	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	SI	SI
10	SATISFACTORIO	A	no	leve	NO	SI	SI
11	SATISFACTORIO	A	no	leve	SI	NO	NO
12	SATISFACTORIO	A	no	leve	NO	NO	NO
13	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	SI	NO
14	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	NO	NO
15	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	NO	NO
16	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	NO	SI
17	FRACASO POR DOLOR	B	no	leve	NO	NO	SI
18	FRACASO POR DOLOR	A	no	leve	NO	NO	NO
19	FRACASO POR DOLOR	A	no	leve	NO	SI	SI
20	SATISFACTORIO	B	no	leve	SI	NO	SI
21	SATISFACTORIO	B	no	leve	NO	SI	SI
22	SATISFACTORIO	A	no	leve	SI	SI	SI
23	SATISFACTORIO	no displasia	no	no displasia	NO	NO	SI
24	SATISFACTORIO	no displasia	no	no displasia	SI	NO	NO

