

**EVALUACIÓN DINÁMICA DE LA
INESTABILIDAD
FEMOROPATELAR.**

**THE
QUADRICEPS ACTIVE RATIO**

**TESIS DOCTORAL
MENCIÓN INTERNACIONAL**

**SERGIO BARROSO ROSA
ULPGC – THE ORIQL
MAYO 2020**

D. PETER Mc EWEN y D. JUAN FRANCISCO LORO FERRER

INFORMAN:

Que el trabajo de investigación titulado “EVALUACIÓN DINÁMICA EN LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR. THE QUADRICEPS ACTIVE RATIO”, ha sido realizado por **D. Sergio Barroso Rosa** en el Departamento de Ciencias Clínicas de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y The Orthopaedic Research Institute of Queensland, bajo su dirección y asesoramiento técnico y científico, y que una vez revisada la presente Memoria, la encuentra apta para su defensa ante tribunal.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, extiende el presente certificado en Las Palmas de Gran Canaria a 25 de Mayo de 2020.

Los Directores

Peter Mc Ewen

Juan Francisco Loro Ferrer

**D/D^a JUAN FRANCISCO LORO FERRER, COORDINADOR DEL
PROGRAMA DE DOCTORADO INVESTIGACIÓN APLICADA A LAS
CIENCIAS SANITARIAS DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN
CANARIA, INFORMA,**

Que la Comisión Académica del Programa de Doctorado, en su sesión de fecha tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada “EVALUACIÓN DINÁMICA DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR. THE QUADRICEPS ACTIVE RATIO” presentada por el doctorando D. SERGIO BARROSO ROSA, dirigida por el Dr. PETER MCWEM y codirigida por el Dr. JUAN FRANCISCO LORO FERRER.

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Artº 11 del Reglamento de Estudios de Doctorado (BOULPGC 7/10/2016) de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a...de Mayo de dos mil veinte.

**UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
ESCUELA DE DOCTORADO**

Programa de doctorado: Investigación Aplicada a las Ciencias Sanitarias

Título de la Tesis

**EVALUACIÓN DINÁMICA EN LA
INESTABILIDAD FEMOROPATELAR. THE
QUADRICEPS ACTIVE RATIO**

Tesis Doctoral presentada por D. SERGIO BARROSO ROSA

Dirigida por el DR. D. PETER MC EWEN

Codirigida por el DR. D. JUAN FRANCISCO LORO FERRER

El/la Director/a,

El/la Codirector/a

El/la Doctorando/a,

Las Palmas de Gran Canaria, a 25 de Mayo de 2020

A las mujeres más importante en mi vida. Según fueron apareciendo en ella;
Elisabel, Nieves, Leticia, Xenia, Valentina, Anna y Carlota.

AGRADECIMIENTOS

Podría escribir otro libro del mismo tamaño que el que en este momento tiene en sus manos para detallar todas y cada de las aportaciones con las que me han obsequiado tantas personas, y sin las que esta tesis nunca hubiera visto la luz. En primer lugar, me veo obligado a nombrar a Peter, por la confianza que demostró en mi al elegirme como fellow bajo su tutela. A los otros directores de The ORIQL, Kosh y Matt, por, junto a Peter, nombrarme investigador asociado de la institución, y hacerme responsable de la línea del quads active. A Andrea Grant, por haber sido y seguir siendo mi auténtico nexo en la distancia con el centro de investigación. A Kenji, por sus excelentes consejos y magistral manejo de la estadística clínica. A Juan Francisco Loro, por su apoyo como tutor y director de tesis. A José Santana, Alfonso Durán, Yeray Aguilar, y a los técnicos de resonancia magnética del CHUIMI, por su impagable colaboración. A Beatriz Navarro, Sergio García, Joana Peñate y técnicos colaboradores por su desinteresada contribución.

A Xenia, Valentina y Anna: por todo el tiempo que os correspondía a vosotras y me entregasteis para culminar este trabajo.

FICHA TÉCNICA

Universidad	Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (España)
Centro internacional de desarrollo de la tesis	The Orthopaedic Research Institute of Queensland - The ORIQL - (Townsville, Australia)
Doctorando	Sergio Barroso Rosa
Programa de Doctorado	Investigación Aplicada a las Ciencias Sanitarias
Tutor de Tesis	Juan Francisco Loro Ferrer - ULPGC
Directores	Peter McEwen (The ORIQL) Juan Francisco Loro Ferrer (ULPGC)





La bolita fuera.
Valentina Barroso Alonso, 2020.

ÍNDICE

▪ SUMMARY	11
▪ PARTE I. INTRODUCCIÓN A LA ARTICULACIÓN FEMOROPATELAR	14
→ INTRODUCCIÓN	15
→ ANATOMÍA DE LA RODILLA	21
→ BIOMECÁNICA FEMOROPATELAR	37
• Funciones de la rótula	37
• Alineación estática	41
• Cinemática femoropatelar	44
• Fuerza de reacción femoropatelar	51
▪ PARTE II. LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR COMO ENTIDAD CLÍNICA	55
→ ESPECTRO CLÍNICO	56
→ FACTORES PREDISPONENTES	60
• Patela alta	60
• Displasia troclear	61
• Morfología rotuliana	63
• Desequilibrio neuromuscular	65
• Lesión del ligamento femoropatelar medial	69
• Disbalance retinacular	70
• Anomalías en el eje de la extremidad inferior	71
• Hiperlaxitud ligamentosa	74
• Factores neuro-psicógenos	75
→ CLASIFICACIÓN DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR	79
→ ESTADO ACTUAL DEL DIAGNÓSTICO DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR	80
• Anamnesis	80
• Exploración física	84
• Escalas de valoración	99
• Pruebas complementarias	101

Radiología simple	103
Ecografía	119
Resonancia magnética	121
Tomografía axial computerizada	130
Otras modalidades	133

▪ **PARTE III. ANÁLISIS DINÁMICO EN LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR. EL QUADRICEPS ACTIVE RATIO COMO CONTRIBUCIÓN ORIGINAL**

134

→ ANÁLISIS HISTÓRICO DEL ESTUDIO DINÁMICO EN LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR	135
• Material y métodos	138
• Resultados	140
Exploración física	140
Evaluación artroscópica	143
Ecografía bidimensional	146
Resonancia magnética	150
Tomografía axial computerizada	162
Técnicas combinadas	168
Otras modalidades	170
• Aplicabilidad actual	173
→ EL ORÍGEN DEL QUADRICEPS ACTIVE RATIO	176
→ FASES DEL PROYECTO QUADRICEPS ACTIVE RATIO	182
→ FASE A: VALIDACIÓN CLÍNICA DE UTILIDAD DIAGNÓSTICA Y CONSISTENCIA ENTRE OBSERVACIONES MÚLTIPLES DEL QUÁDRICEPS ACTIVE RATIO	183
• Contraste de hipótesis	183
• Material y métodos	184
• Resultados	195
→ FASE B: VALIDACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA DE LA CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA NECESARIA PARA LA OBTENCIÓN DEL QUADRICEPS ACTIVE RATIO	201
• Contraste de hipótesis	201
• Material y métodos	202
• Resultados	205
→ FASE C: OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE IMAGEN PARA EL QUADRICEPS ACTIVE RATIO	209
• Contraste de hipótesis	213
• Material y métodos	214
• Resultados	217
→ DISCUSIÓN	223

→ REACCIONES AL QUADRICEPS ACTIVE RATIO	237
→ LIMITACIONES	240
→ LÍNEAS FUTURAS	243
▪ CONCLUSIONS	247
▪ REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	252
▪ ANEXOS	270
→ ABREVIATURAS	271
→ VINCULACIÓN A CENTRO DE INVESTIGACIÓN	273
→ AUTORIZACIONES COMITÉS DE ÉTICA	274
→ VALORACIÓN DE EXPERTOS INTERNACIONALES	277
→ PUBLICACIONES ORIGINALES DEL AUTOR DE LA TESIS	281

SUMMARY

Patellofemoral instability (IFP, in Spanish) is defined as an abnormal movement occurring between the femoral trochlea and the patellar bone when the knee joint moves. As a result, the latter tends to escape from the natural restraints provided by the bony groove in the femoral side, generally with a lateral direction. Clinical presentation is evident around skeletal maturity; in consequence it becomes a common cause for consultation among young individuals attending knee clinics. In severe cases, the dislocation episodes can be recurrent, severely affecting the functionality of the lower limb, and thus jeopardizing the chances of these individuals to integrate in leisure and occupational activities at the same level of others in their age bracket.

The cause of this condition is multifactorial. Diverse anatomic features in the joint are related to a higher incidence of IFP; the most relevant among them are a high riding patella, a flattened or convex troclear groove and a disbalanced extensor retinaculum, especially due to an injury of the medial patellofemoral ligament. Historically, special attention has also been paid to the contributing role of muscular imbalance in the lower limb. Several other rotational or postural alterations in the femoral, tibial and foot bones are considered as risk factors, too. The list of predisposing elements is vast, including hyperlaxity, patellar morphology, knee alignment and even certain personality traits.

One of the most demanding challenges in IFP management is objectively defining these alterations. Traditionally, physical examination manoeuvres and imaging for this entity have been performed with the patient in a resting attitude. In such scenario, muscles are relaxed, and therefore the result of their action in the patellofemoral joint is neglected. As a consequence, knees are evaluated from an “in vitro” inspection, that may not be a reflection of the actual dynamics happening during a dislocation episode, generally associated with pivoting, jumping or cutting movements.

Hence, during the last decades, several researchers have advocated for a more dynamic avenue in the study of this condition. Following this stream, a number of studies have analysed the relations in the patellofemoral joint while muscular forces are applied to the knee. These studies, with certainly diverse methodology, have allowed for a better understanding of the joint functioning, and particularly to the knowledge of why IFP is favoured in certain knee configurations.

The Orthopaedic Research Institute of Queensland - The ORIQL, in Townsville (Australia) has also produced an original contribution to the field of dynamic studies: ***the quadriceps active ratio***. I have been part of the research team in charge of developing this novel method to calculate patellar height since 2015, thanks to a Research and Clinical Fellowship in the Institute. This ratio analyses the direct contact between the articular surfaces of the patella and the femoral trochlea by means of sagittal magnetic resonance imaging, obtained during quadriceps voluntary

activation. A distinctive characteristic is the fact that all measurements are obtained within the patellofemoral joint, avoiding external (historically tibial) referencing.

The quadriceps active ratio has been validated in a clinical study including 94 patients attending a knee clinic associated with The ORIQL. It showed a high accuracy in the detection of patients with clinically manifest IFP, superior to classic and/or current methods such as Insall-Salvati or Blackburne-Peel ratios. Moreover, the reliability during consecutive observations and among diverse evaluators was sound. Electromyographic tests also confirmed the feasibility of the voluntary muscular contraction required for this assessment. In sum, the test is reliable, reproducible and clinically applicable, with no relevant additional costs.

Our contribution has been positively accepted in specialized forums where it has been presented. We obtained the Award for the Best Oral Communication in the 2019 Spanish Knee Society – Spanish Arthroscopic Association Combined Annual Meeting, and the 2019 “*Doctor Jaraba*” Special Research Award from the Medical Council of Las Palmas (Spain). Several distinguished authors have backed the results of our research, and thanks to these collaborations we have developed optimized image acquisition protocols to further improve our technique.

In this thesis, an extensive approximation to the aetiology of IFP is displayed, as well as a wide description of clinical presentation and other aspects of practical relevance. Diagnostic techniques are thoroughly discussed, with a dedicated focus on dynamic methods, where the quadriceps active ratio is framed.

PARTE I

**INTRODUCCIÓN A LA
ARTICULACIÓN
FEMOROPATELAR**

INTRODUCCIÓN

La articulación de la rodilla, sin lugar alguno a la duda, es una de las articulaciones del cuerpo humano que más interés ha despertado a lo largo de la historia. Si bien otros segmentos de las extremidades, como las manos, han sido mucho más determinantes para el desarrollo y evolución de nuestra especie, la rodilla ha sido también un recurrente objeto de estudio, observación e incluso de discusión desde diversos ángulos.

Las articulaciones del miembro inferior han tenido y tienen un papel protagonista en una gran cantidad de aspectos de la vida del ser humano. El desplazamiento de un lugar a otro, importante para los primeros homínidos nómadas y para los actuales urbanitas en una tarde de compras. El mantenimiento de la postura erguida, necesario para los primeros recolectores de frutos, para el pescador de orilla y para el presentador de televisión. La consecución de una sedestación prolongada, fundamental para los primeros talladores de flechas y para los programadores informáticos que permitieron poner al hombre en la luna. El movimiento ágil y libre en pequeños espacios, presente en las danzas tribales, la batalla cuerpo a cuerpo en innumerables conflictos a lo largo de la historia y en la explosión del deporte en tiempos recientes. Todo ello es posible cuando las estructuras de la rodilla están sanas, pero cuando no es así, las consecuencias también son relevantes: un homínido nómada que no pudiera caminar sería abandonado a su suerte hasta morir de inanición o atacado por sus predadores, un guerrero que no pudiera moverse ágilmente en el campo de batalla sería un blanco fácil para sus adversarios, un trabajador de la construcción incapaz de arrodillarse no podría realizar eficazmente su cometido... Por todo ello, el interés en el conocimiento de las articulaciones del miembro inferior siempre ha estado teñido de un matiz eminentemente práctico, dadas las implicaciones sociales que sus alteraciones han supuesto en todos los momentos de la historia humana conocida.

Con el desarrollo de la marcha en bipedestación, que aparece con el *ardipithecus ramidus*¹, los cuartos traseros de los homínidos se especializan en las labores de desplazamiento y mantenimiento de la postura estática, mientras que los delanteros se especializan en el manejo de objetos. Este pequeño cambio evolutivo supuso la piedra angular para nuestro desarrollo como la especie animal con el sistema cognitivo más desarrollado del Reino Animal. La posibilidad de manejar objetos llevó consigo, a lo largo de cientos de miles de años, el desarrollo de un cerebro cada vez más grande y complejo, un órgano que nos ha convertido en la especie que hoy en día somos. Del mono trepador de árboles al *homo sapiens* que escribe textos científicos como éste.

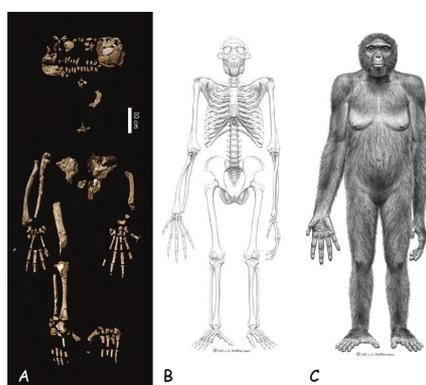


Imagen 1. Restos arqueológicos del *ardipithecus ramidus* (A), con la correspondiente reconstrucción de un esqueleto en su totalidad (B) y de un individuo completo (C)². La morfología de sus metatarsianos lo coloca como el homínido más antiguo que se desplazaba en bipedestación, al menos de manera parcial.

Las extremidades de un cuadrúpedo desarrollan el sentido del movimiento principalmente en un eje antero-posterior; desplazamiento hacía delante o hacia atrás, ya que los movimientos laterales o de rotación no son frecuentes en animales de cuatro patas, y cuando se producen son de escaso recorrido y se coordinan entre los cuatro miembros. En cambio, para los bipedestantes, “rara avis” en el reino animal, la existencia de dos únicos puntos de apoyo condiciona la necesidad de adaptar las articulaciones de los miembros inferiores para permitir el movimiento los 360 grados en el plano horizontal. Por tanto, la rodilla humana ha ido adaptándose a esta nueva exigencia, incorporando cambios anatómicos que permiten una mayor rotación sobre si misma que en la mayoría de mamíferos terrestres. Sin embargo, la función de la movilidad no se entendería si penalizara la de la propia estabilidad, la de sustentar el

peso del tronco, extremidades superiores y cabeza en posición erguida. Estas pequeñas pinceladas antropológicas nos dan una idea inicial de la complejidad que esconde esta articulación; proviniendo de una función determinada miles de años atrás, ha ido adaptándose mediante precisos ajustes anatómicos y biomecánicos hasta conformar una estructura capaz de desarrollar eficientemente funciones muy distintas de las que inicialmente estaba destinada a desempeñar.

Es conocido que la articulación de la rodilla puede sufrir innumerables alteraciones más o menos frecuentes durante toda la vida de los individuos. Durante la infancia, las lesiones traumáticas son frecuentes, así como procesos relacionados con el crecimiento, como la epifisitis tibial anterior (Enfermedad de Oschgood-Slater), o idiopáticos como la ostecondritis disecante en cóndilos femorales. Durante la juventud y adultez temprana, aparecen lesiones relacionadas con el sobreuso y/o actividades deportivas: lesiones meniscales, ligamentarias, condrales; a la vez otras relacionadas con traumatismos de moderada y alta energía en el ambiente laboral o accidentes de circulación. Y ya en la senectud, como consecuencia de las previamente mencionadas o como fruto de un envejecimiento fisiológico, aparecen fenómenos degenerativos englobados en el término “artrosis de rodilla”, que afecta a entre el 50 y 60% de los pacientes entre 65 y 70 años³ de edad.

Esta gran prevalencia de patología ha justificado el profundo estudio de la anatomía, biomecánica y fisiopatología articular para un mejor entendimiento de las causas que las provocan, en un intento de disminuir su prevalencia y proporcionar un enfoque terapéutico efectivo cuando ya ha aparecido la enfermedad. En este sentido cabe destacar el título que dio Vicente Sanchís-Afonso, uno de los autores contemporáneos más relevantes en el campo de patología femoropatelar a uno de sus libros: *“Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven; el agujero negro de la ortopedia”*⁴. Bajo este eufemismo se engloban un amplio grupo de pacientes con síntomas asociados a la parte anterior de la rodilla, y con una etiología y principios de tratamiento no siempre claros. En las últimas décadas, múltiples autores han aportado conocimiento a la articulación femoropatelar, a su particular forma de funcionar y de enfermar, pero aún así esta articulación sigue siendo un terreno desconocido para muchos profesionales de la salud, incluso para

especialistas en problemas del aparato locomotor. Hace no demasiado tiempo, podíamos encontrar publicaciones que simple y llanamente recomendaban la exéresis de la rótula cuando ésta se identificaba como asiento de la patología en un paciente, pues se consideraba poco más que un vestigio evolutivo sin una función clara en la rodilla⁵.

Afinando un poco dentro del espectro de la patología femoropatelar, los pacientes podrían dividirse de manera “académica” en dos grandes grupos: aquellos en los que su principal problema es el dolor y un segundo grupo con la inestabilidad como principal síntoma. Es conveniente matizar que esta división no es estanca, ya que con frecuencia muchos pacientes comparten características de sendas categorías.

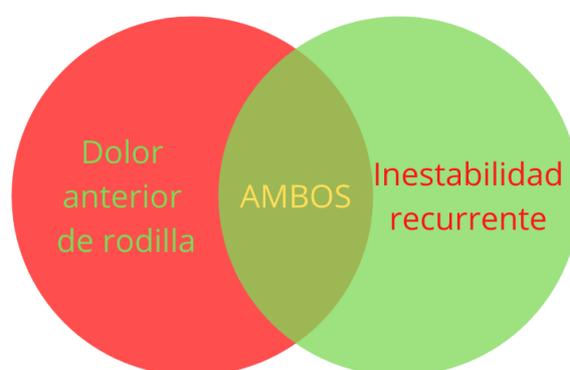


Imagen 2. El espectro de patología femoropatelar se subdivide en dos grandes grupos sintomáticos, donde el dolor o la inestabilidad son los síntomas cardinales. Sin embargo, una importante proporción de pacientes comparten síntomas y signos de ambos grupos.

La inestabilidad femoropatelar (IFP) se define como aquella entidad clínica en la que la articulación femoropatelar carece de estabilidad intrínseca, tendiendo la rótula a salir de sus límites anatómicos habituales entorno a la tróclea femoral. Según recalca en su documento de consenso la *Patellofemoral Foundation*, organización internacional sin ánimo de lucro con objetivo de optimizar el tratamiento de estos pacientes, esta situación debe ser **sintomática**, y diferenciarse de aquellas variantes de tracking que cursan sin dolor ni alteraciones funcionales a corto o largo plazo^{6,7}. Existen presentaciones sutiles, donde la relación entre los cartílagos articulares de la patela y el fémur no es ideal, pero tampoco está groseramente alterada: estos pacientes conservan una aceptable función de la rodilla, con tendencia a la subluxación rotuliana y episodios de dolor leve o moderado, pero sin repercusión en

la mayoría de actividades cotidianas que realizan. En casos más sintomáticos, donde la alteración anatómica o biomecánica es mayor, los pacientes pueden sufrir episodios de dislocación completa de manera recurrente, cuadro que limita de manera mayúscula la capacidad funcional de la rodilla para la mayoría de actividades del individuo, ocasionando dolor y adelantando a edades muy tempranas la aparición de fenómenos degenerativos en la articulación. Y como se mencionaba previamente, no puede obviarse que también existe un alto porcentaje de pacientes que presentan una mezcla de síntomas en la región anterior de su rodilla, por lo que el diagnóstico de esta patología no siempre es claro inicialmente.



Imágenes 3 y 4. El grupo de estudio patelofemoral y la PFF reúnen a académicos y cirujanos de todo el mundo con especial interés y maestría en la materia. Las contribuciones de sus miembros persiguen superar el histórico desconocimiento y abandono científico de esta particular región de la rodilla.

Múltiples autores y grupos de trabajo han dedicado sus carreras científicas al estudio de diferentes aspectos del dolor anterior de rodilla y la IFP: particularidades anatómicas, procesos biomecánicos, técnicas de diagnóstico, enfoques de tratamiento conservador, técnicas quirúrgicas... La cantidad de trabajos al respecto no es escasa, pero la evidencia científica consolida quizá si lo sea. Algunos conceptos fuertemente asentados en la comunidad ortopédica durante décadas, hoy están en revisión. Probablemente el mejor ejemplo de ello sea el del término “condromalacia rotuliana”, acuñado por Koeing en 1924 ³. Este término ha sido empleado como etiqueta diagnóstica para cuadros de dolor anterior de rodilla, fundamentalmente en pacientes jóvenes, mayoritariamente féminas, sin relevantes alteraciones anatómicas, como suele ser habitual en un alto porcentaje de casos. El término “condromalacia” traduce un daño cartilaginoso, y su uso fue extenso hasta fechas recientes bajo la premisa de que la existencia del dolor radicaba en un daño

estructural en dicho cartílago. Sin embargo, el término ha sido revisado y se encuentra en creciente desuso, por varias razones:

- No todos los pacientes con dolor anterior de rodilla tienen alteraciones condrales rotulianas.
- No todos los pacientes con alteraciones condrales rotulianas tienen dolor anterior de rodilla.
- El concepto de “condromalacia” implica un daño irreversible, ya que la capacidad de reparación intrínseca del cartílago maduro es muy limitada. Sin embargo, una altísima proporción de estos pacientes es capaz de mejorar su sintomatología y función con manejo conservador del cuadro.

Dentro de esta tendencia revisionista también se han visto afectados los métodos de diagnóstico de los procesos femoropatelaes, y en especial de la inestabilidad femoropatelar. Es aquí donde entra en escena el grupo de investigadores del Orthopaedic Research Institute of Queensland (ORQIL), en Townsville (Australia), del que el autor de esta tesis forma parte desde el año 2015. Uno de los ámbitos de trabajo en los últimos años ha sido el estudio de la IFP desde un punto de vista dinámico, es decir, mediante técnicas de imagen obtenidas durante movimiento de la articulación. Fruto de una de las líneas de trabajo, hemos desarrollado el *quadriceps active ratio*, también conocido como quads active ratio o Q+R. Se trata de la obtención imágenes de resonancia magnética con contracción activa del cuádriceps por parte del paciente, lo que permite analizar en un escenario dinámico las relaciones condrales en la articulación femoropatelar. En el presente tratado se expondrán las bases en las que se fundamenta esta técnica, las preguntas que aspira a responder, el método de desarrollo de la misma y potenciales evoluciones en un futuro cercano.

ANATOMÍA DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla se encuentra en el tercio medio de la extremidad inferior, entre las articulaciones coxo-femoral (cadera) y la tibio-peronea-astragalina (articulación del tobillo). Participan en ella cuatro huesos, con sus respectivas superficies articulares, que se relacionan entre sí por parejas:

- Articulación tibio-femoral
- Articulación patelo-femoral
- Articulación tibio-peronea

Se sobreentiende por tanto que no existe relación anatómica directa entre la rótula y la tibia, ni entre el peroné y el fémur. Por este motivo, algunos autores prefieren evitar el término “articulación de la rodilla”, y nominar de manera independiente los tres componentes previamente diferenciados. Esta diferenciación no responde a un mero motivo académico; dichas estructuras tienen funciones característicamente diferentes, si bien relacionadas entre sí.

NOTA: la articulación tibio-peronea no será desarrollada en este apartado debido a su nula implicación en la fisiopatología femoropatelar. A modo de anotación, se trata de una articulación fundamentalmente estable, con poca contribución a la cinemática de la rodilla.

Articulación femorotibial

La articulación femorotibial comprende el encuentro de las superficies articulares femoral distal y tibial proximal, definiéndose como tipo condílea doble. A nivel óseo, la tibia se conforma en dos hemimesetas (también nominados como cóndilos o plataformas) más o menos planas, con un pivote central coronado por las

eminencias intercondilares. Esta superficie tiene una ligera pendiente posterior de unos 7-10 grados, así como inclinación neutra o con algunos grados de varo con respecto al suelo-plano horizontal. Una gruesa cápsula articular refuerza la articulación a modo de cinturón, en toda la circunferencia del plano axial.

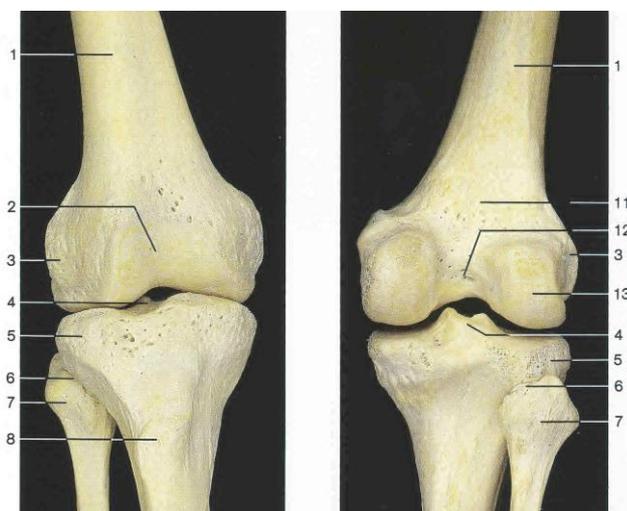


Imagen 5. Anatomía ósea de la rodilla⁸. 1 diáfisis femoral, 2 tróclea femoral, 3 epicóndilo femoral externo, 4 espina tibial, 5 tuberosidad tibial externa, 6 articulación tibioperonea proximal, 7 cabeza del peroné, 8 tuberosidad tibial anterior, 11 triángulo poplíteo, 12 fosa intercondílea, 13 cóndilo femoral externo.

En la periferia de ambas mesetas tibiales descansan los meniscos, estructuras fibrocartilaginosas con forma de cuña, más altas en su borde externo, que actúan como estabilizadores articulares al favorecer la congruencia de la superficie plana de la tibia con la más circular configuración de los cóndilos femorales. Los meniscos se estabilizados en su posición a través de inserciones capsulares, constituyendo los diferentes ligamentos menisco-tibiales. En su porción más anterior, ambos meniscos están unidos por el ligamento intermeniscal.

La porción más distal del fémur está constituida por los cóndilos femorales, dos robustos apéndices óseos separados entre sí por la escotadura intercondílea. El cóndilo medial es algo más grande que su homónimo lateral, lo que permitirá cierto grado de torsión de la rodilla al flexo-extenderse. Los cóndilos podrían definirse como estructuras similares a una rueda neumática, aplanándose en su porción más distal para ganar en estabilidad durante la extensión completa de rodilla (posición erguida, estática).



Imágenes 6 y 7. Detalle de la configuración anatómica de los cóndilos femorales (imágenes de archivo personal).

La estabilización intrínseca de la articulación responde en un alto grado a la acción de dos parejas de ligamentos: los cruzados y los colaterales. Los ligamentos cruzados anterior (LCA) y posterior (LCP) se localizan en el espacio intercondíleo, y llevan una dirección perpendicular entre sí. Partiendo de la tibia desde la porción más anterior de la eminencia intercondílea (espinosa tibial anterior), el ligamento cruzado anterior se dirige hacia arriba, hacia atrás y hacia fuera hasta alcanzar la pared medial del cóndilo femoral lateral. De manera análoga, partiendo de la región más posterior del espacio intercondíleo tibial, el ligamento cruzado posterior se proyecta hacia arriba, adelante y medial para insertarse en la pared lateral del cóndilo femoral medial. Ambos ligamentos guardan un estrecho contacto entre sí, y durante los movimientos de rotación de la rodilla parecen enrollarse el uno sobre el otro. Estos ligamentos son responsables de la limitación de la traslación anterior (LCA) y posterior (LCP) de la tibia sobre el fémur, y se encuentran entre los ligamentos más resistentes del organismo.

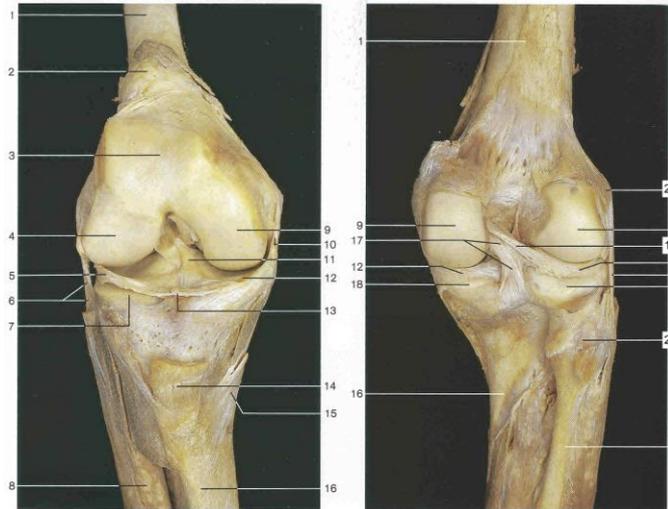


Imagen 8. Estructuras capsulo-ligamentosas y estabilizadoras de la rodilla⁸. 2 cápsula articular y bursa suprapatelar, 5 menisco externo, 6 ligamento lateral externo, 10 ligamento lateral interno, 11 ligamento cruzado anterior, 12 menisco medial, 13 ligamento intermeniscal transverso, 14 tendón rotuliano, 15 pata de ganso superficial, 17 ligamento cruzado posterior 19 ligamento menisco femoral posterior, 20 tendón del semimembranoso, 23 epicóndilo femoral externo.

Por su parte, los principales restrictores intrínsecos ante las fuerzas en varo y valgo son los colaterales. El ligamento colateral medial (LCM)⁹, consta de varias capas superpuestas entre sí. La más superficial nace desde la cara medial del cóndilo lateral medial, unos 4 mm proximal y posteriormente a éste, extendiéndose como un abanico hasta proximal de la tibia, ocupando sus 6 centímetros más proximales, con dirección posterior. La capa profunda, más corta, estabiliza la región medial desde su inserción femoral unos 15 centímetros distales al epicóndilo medial, abarcando la superficie tibial medial en sus primeros 3-4 mm. Recientemente¹⁰ se ha descrito la existencia de una nueva estructura, el *ligamento posterior oblicuo*, que refuerza la acción del LCM; algunos autores lo consideran un refuerzo capsular a este nivel.

La acción del complejo ligamentario medial es multidireccional, siendo el principal restrictor del valgo de la rodilla, y en menor medida de las rotaciones externa e interna. Su acción es más efectiva en los 0-30 grados de flexión, por lo que su importancia durante la bipedestación es crucial.

En cuanto a los restrictores laterales, encontramos varias estructuras bien diferenciadas¹¹. El ligamento lateral externo es el principal responsable de la

estabilidad en varo. Su origen se sitúa ligeramente posterior y proximal al epicóndilo femoral externo, dirigiéndose hacia abajo con una morfología más o menos tubular hasta la cabeza del peroné. El tendón del músculo poplíteo cruza la cara lateral de la rodilla en sentido oblicuo posterior, partiendo desde una inserción femoral unos 2 cms. anteriores a la del ligamento lateral externo, e insertándose en la cara posteromedial de la tibia. Otros integrantes secundarios del complejo posteroexterno de la rodilla son el ligamento popliteoperoneo, ligamento coronario, ligamento fabeloperoneo, ligamento arcuato, engrosamiento capsular lateral y los tendones del bíceps femoral y la banda iliotibial. De manera conjunta, sin entrar en demasiado detalle, funcionan restringiendo las fuerzas en varo y la rotación posteroexterna de la tibia respecto al fémur.

Articulación femoropatelar

La articulación protagonista de este tratado se localiza en la región anterior de la rodilla. Interesa las superficies articulares de la rótula y la tróclea femoral.

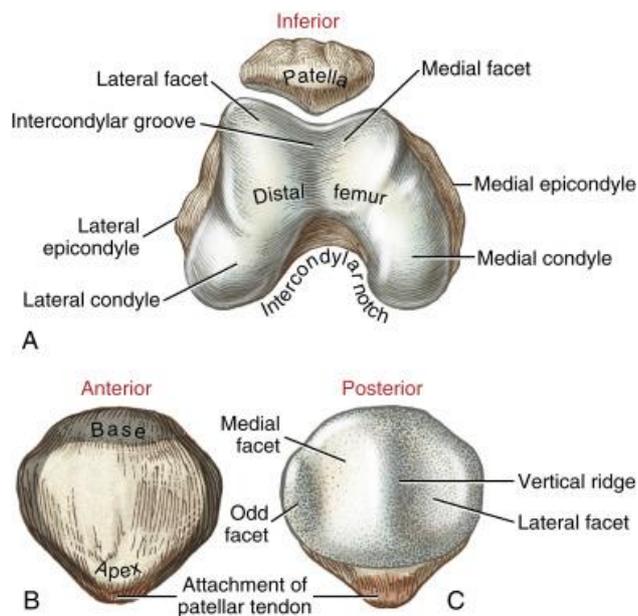


Imagen 9. Estructuras óseas en la articulación patelofemoral¹².

- **Tróclea femoral**

Se conoce como tróclea femoral a la prolongación proximal y anterior de la escotadura intercondílea del fémur. En algunos textos también se la denomina sulcus femoral o faceta rotuliana del fémur. Se trata de una estructura en forma de valle, con dos facetas medial y lateral. La faceta lateral, dada su importancia como estabilizador primario de la traslación rotuliana externa, tiene un mayor tamaño, extendiéndose también más proximal y anteriormente que la carilla medial. El cartílago articular es más grueso en la carilla lateral, pero más fino que en la patela. La profundidad de la depresión troclear es variable entre individuos, denominándose displasia troclear cuando esta es insuficiente. El eje de la tróclea se desvía ligeramente hacia lateral con respecto al eje del fémur, así como también presenta un mayor offset en sentido distal en el plano transversal¹³. Se estima en unos 10 grados la angulación de la tróclea en sentido lateral con respecto al eje diafisario femoral.¹⁴



Imagen 10. Detalle de la AFP, correspondiente a una posición cercana a la extensión completa, con mínimo acople femoropatelar (imagen de archivo personal).

Proximalmente encontramos la fosa supratroclear, lugar de asiento de la rótula en extensión máxima de la rodilla. Esta región de la metáfisis femoral está tapizada por la grasa prefemoral y un denso tapizado sinovial, y termina con la inserción antero-proximal de la cápsula articular. La transición desde la tróclea a esta fosa es más suave en el lado lateral, habitualmente apreciándose en el lado medial un “escalón” más abrupto¹⁵.

- **Rótula**

La rótula es el mayor hueso sesamoideo del organismo humano, con forma ligeramente romboidal, incorporado en el aparato extensor de la rodilla. Se origina a partir de múltiples centros de osificación, que comienzan a madurar en la infancia temprana, lográndose la maduración definitiva en torno a los 13-16 años¹⁴. En ocasiones algunos de estos núcleos, habitualmente el supero-externo, se osifican de manera independiente, denominándose esta situación como “rótula bipartita”, la cual se considera una variante de la normalidad.

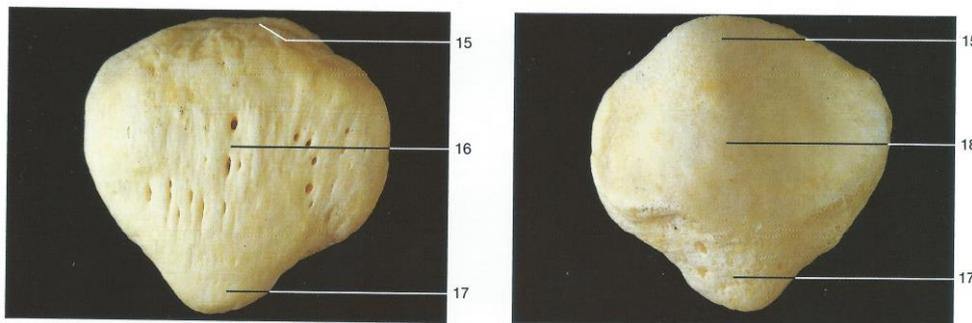


Imagen 11. Osteología rotuliana⁸. 15 polo proximal, 16 cara anterior, 18 cresta articular media, 17 ápex rotuliano.

Consta de una cara anterior, no articular, desprovista de cartílago, y una posterior, tapizada por grueso cartílago hialino, que se relaciona con la tróclea femoral. La superficie articular consta de dos carillas, medial y lateral, separadas por una cresta longitudinal, y formando entre ellas un ángulo obtuso de unos 130° en el plano axial. La carilla medial puede estar dividida por una suave cresta secundaria, dando lugar a la *carilla impar u odd facet*. Ésta no es constante, y algunos autores abogan por su formación tras la madurez esquelética como resultado de un contacto anómalo de la rótula con la superficie articular femoral¹⁶. La cresta que la delimita es esencialmente condral, por lo que la existencia de esta carilla no es valorable con imágenes de radiología simple, habiendo sido ignorada históricamente en muchos textos sobre la materia. En su extremo distal, una prolongación no articular del hueso conocida como ápex proporciona la inserción para el tendón rotuliano.

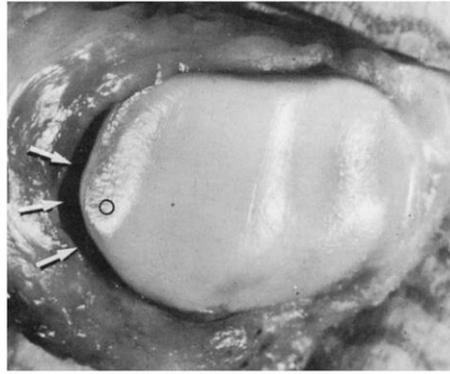


Imagen 12. Odd facet rotuliana, marcada por el círculo y las flechas. Se trata de una suave diferenciación de la carilla articular medial¹⁶.

Esta anatomía habitual puede sufrir alteraciones, fundamentalmente en la morfología de las carillas articulares, que en mayor o menor medida también pueden contribuir a la IFP.

Estabilizadores rotulianos

La libertad de la rótula en la región anterior de la rodilla, en circunstancias normales, está eficazmente restringida por una serie de elementos anatómicos estabilizadores, que limitan la amplitud de movimientos de la misma en los 3 ejes del espacio. Estos elementos pueden ser considerados estáticos o dinámicos, en función de la participación o no de fuerzas activas (= musculares) en su funcionamiento. Describiremos los principales elementos de esta categoría:

- **Superficies óseas**

Han sido descritas con detalle en el apartado anterior, por considerarse como las principales responsables de la estabilidad en la articulación femoropatelar. Esta estabilidad se consigue cuando existe la suficiente normalidad anatómica para permitir la congruencia entre el par:

- tróclea femoral cóncava y suficientemente profunda
- superficie articular patelar convexa



Imagen 13. Modelo anatómico con adecuada congruencia en la morfología patelofemoral (imagen de archivo propio).

Como se ha mencionado, en individuos con IFP, esta congruencia puede verse comprometida por la formación inadecuada de estas superficies articulares, más habituales en el lado femoral. Por tanto, se han señalado como factores relevantes para mantener la congruencia anatómica en la articulación FP, y por tanto su estabilidad intrínseca:

- Profundidad adecuada del sulcus¹⁷
- Adecuada altura de la faceta externa¹⁸

Esta relación es efectiva durante la flexión de la rodilla, articulándose la patela con la tróclea a partir de los 30° de flexión aproximadamente, como se detallará más adelante. Por lo tanto, desde esos 30 grados de flexión aproximadamente hasta la extensión completa, entran en actuación con mayor relevancia otros restrictores de la movilidad de la patela.

▪ **Estabilizadores de partes blandas**¹⁶

Podríamos sintetizar que la rótula mantiene una posición más o menos centrada en la región anterior de la rodilla mediante anclajes o suspensiones de origen blando en sus cuatro puntos cardinales. La naturaleza de estas uniones es ligamentosa, tendinosa, muscular y capsular, y en determinadas regiones es difícil aislar uno sólo de estos tejidos: por este motivo en ocasiones se denomina “aparato

extensor” al entramado de tejidos blandos que suspenden a la patela, pues indefectiblemente funcionan como una entidad estructural coordinada.

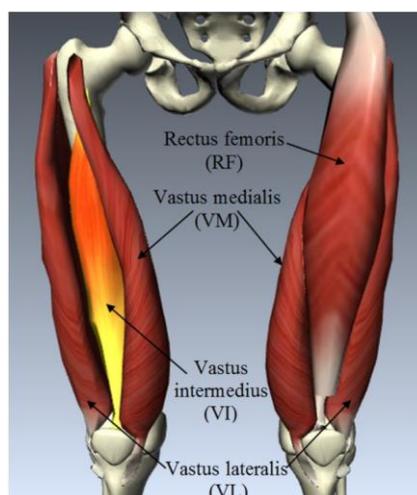


Imagen 14. Modelo esquemático de los vientres musculares del cuádriceps femoral, responsable de la extensión de la rodilla¹⁹.

○ **Polo superior**

El aspecto proximal de la rótula se encuentra adherido a los vientres musculares del cuádriceps mediante el tendón rotuliano. Estos vientres se fusionan distalmente, pero alcanzan la patela en 3 capas distinguibles entre si. La capa más profunda, anterior a la cápsula articular de la rodilla, representa la expansión del vasto intermedio, con expansiones laterales y mediales que refuerzan los ligamentos femoropatelares homónimos. En posición intermedia encontramos la unión conjunta de los vastos lateral y medial, que también envían prolongaciones distales en sentido medial y lateral, reforzando ambos retináculos. Superficialmente encontramos al tendón del recto femoral, que se inserta en la porción mas proximal y primer tercio anterior de la patela, pero que también se continúa en sentido distal tapizando la cara anterior de la rótula y estableciendo una continuidad macroscópica con el tendón rotuliano.

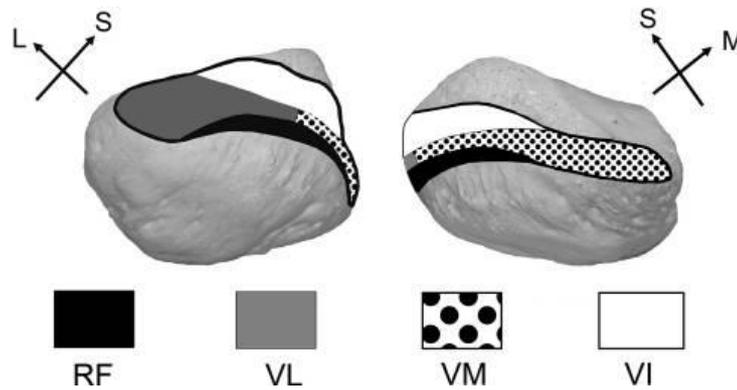


Imagen 15. Esquema con las inserciones patelares de los distintos vientres de la musculatura cuádriceps. RF recto femoral, VL vasto lateral, VM vasto medial, VI vasto intermedio.²⁰

Algunos autores reconocen la existencia de dos pequeños vientres musculares asociados a los 4 grandes componentes del cuádriceps: los vastos oblicuos medial y lateral²¹. Estas estructuras de escasa entidad añadirían un factor dinámico en la estabilización en el plano horizontal, al tener un vector de fuerza oblicuo con respecto al eje mayor del aparato extensor.

○ **Polo inferior**

En el polo inferior encontramos una de las estructuras con mejor identidad propia del aparato extensor: el tendón rotuliano. Se trata de una estructura acintada, algo más ancha en su inserción proximal que en su unión con la tuberosidad tibial anterior. Su longitud habitual es de 5-6 cm, con un grosor algo mayor a los 5 mm. Su orientación depende de la situación exacta de la tuberosidad anterior de la tibia, siendo con frecuencia paralela al eje mecánico de la extremidad inferior o ligeramente oblicuo hacia lateral, lo que favorece un mayor ángulo Q y tendencia a la subluxación de la rótula.

A ambos lados medial y lateral del tendón, la cápsula articular-retináculos homónimos se interdigitan con el tendón rotuliano, manteniendo la mencionada estructura unitaria del aparato extensor.

○ **Borde lateral**

El retináculo medial se divide en varias capas superpuestas, desde la superficie hasta su límite más profundo:

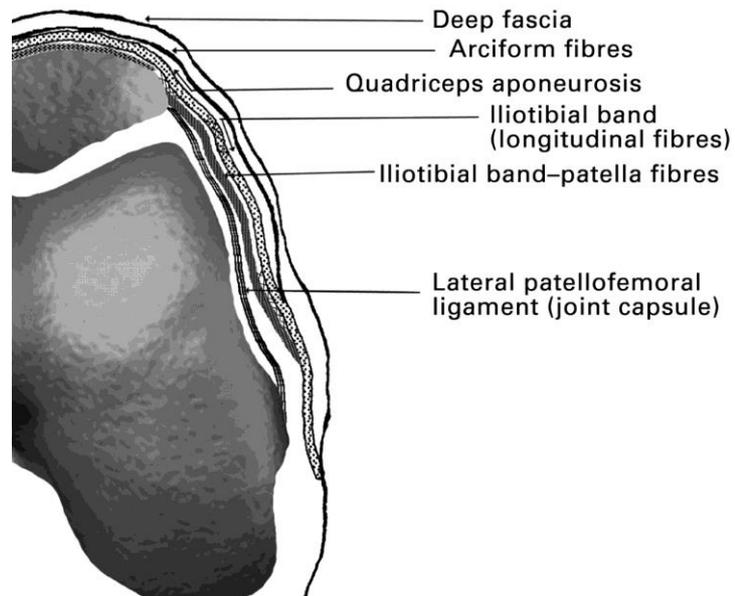


Imagen 16. Esquema de Merican para el retináculo externo²².

- Retináculo **superficial oblicuo**: estructura muy fina.
- Retináculo **transverso profundo**, compuesto a su vez de tres elementos:
 - Ligamento patelofemoral lateral: ejerce una restricción estática en el borde superolateral de la patela.
 - Porción media: la más importante en la región lateral, en entidad y acción estabilizadora.
 - Banda patelotibial: soporte inferolateral.

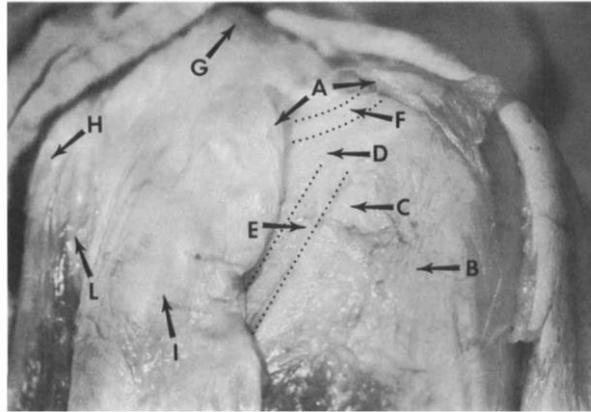


FIG. 4. Lateral retinacular structures: (A) Superficial oblique retinaculum; (B) vastus lateralis tendon fibers; (C) capsulotendinous junction; (D) deep transverse retinaculum; (E) epicondylopatellar band; (F) patellofemoral band; (G) Gerdy's tubercle; (H) biceps tendon; (I) iliotibial band; (L) lateral collateral ligament.

Imagen 17. Preparación anatómica de Fulkerson mostrando las estructuras retinaculares laterales visibles desde la cara anterior de la rodilla²³.

En este borde lateral también podemos citar la banda iliotibial, que se encuentra estrechamente relacionada con la porción lateral superficial del retináculo, actuando como estabilizador lateral tanto pasiva como activamente (cuando se encuentra en acción el músculo tensor de la fascia lata).

El retináculo lateral ha sido históricamente una diana quirúrgica en el tratamiento de la IFP, bajo la premisa de que su sección disminuye la tensión lateral y favorece la acción de contención de las estructuras mediales. En cambio, en un modelo cadavérico²⁴ se objetivó el efecto contrario: una liberación lateral disminuye la fuerza necesaria para luxar externamente la patela, a la vez que aumenta el *tilt* medial. Este resultado paradójico (discutido en otros trabajos como se comentará unos párrafos más adelante) aporta aún más incertidumbre a un procedimiento teóricamente sencillo, pero muy discutido por sus impredecibles resultados.

○ Borde medial

En la región medial encontramos una de las estructuras que ha ganado mayor protagonismo en el campo de la IFP en las últimas décadas, el ligamento patelofemoral medial.²⁵ Esta estructura se define como un engrosamiento capsular de cierta entidad, que se inserta en los dos tercios superiores del borde medial de la rótula, y se continúa hasta el epicóndilo femoral medial. Su acción estabilizadora es

doble, ya que limita la excursión lateral de la rótula durante la flexión, a la vez que también restringe el *tilt* lateral, debido a su inserción profunda en el lado patelar. Se estima que es responsable de al menos la mitad de la fuerza de contención en sentido medial en los primeros 30 grados de flexión²⁶.

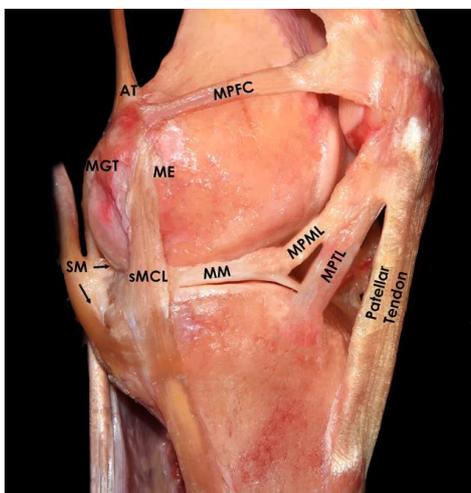


Imagen 18. Preparación anatómica con las estructuras del retináculo medial destacadas²⁷.

MPFC complejo patelofemoral medial, sMCL ligamento colateral medial superficial, ME epicóndilo medial, MPTL ligamento patelotibial medial, MPML ligamento patelomensal medial, SM semimembranoso, MGT gemelo medial, AT tubérculo aductor.

Con menor relevancia mecánica, también podemos encontrar el ligamento meniscopatelar medial, que conecta el restante tercio medial inferior de la rótula con el menisco medial.

El retináculo lateral es estructuralmente más potente que el medial, pero en condiciones normales ambos se encuentran balanceados, permitiendo un tracking rotuliano armónico. De cualquier manera, se considera que ambas vertientes del retináculo actúan como *checkreins*, como riendas, limitando la excursión patelar más allá de los límites medial y lateral de la tróclea femoral, sin ejercer tracción sobre la rótula cuando esta se encuentra en una posición centrada. Esto ha podido comprobarse en estudios biomecánicos en los que una sección del retináculo medial o lateral no alteró el *tilt* patelar en sentido contrario²⁸. Este efecto es menos marcado con el aumento de la flexión patelar, donde la estabilidad es más dependiente de la morfología osteocartilaginosa que de las partes blandas.

Vascularización femoropatelar

El aspecto rotuliano de la AFP se encuentra ricamente irrigado por una red anastomótica peripatelar, de configuración radial. Todas las ramas provienen de la arteria poplítea:

- arterias geniculadas superiores (medial y lateral)
- arterias geniculadas inferiores (medial y lateral)
- arteria recurrente tibial anterior

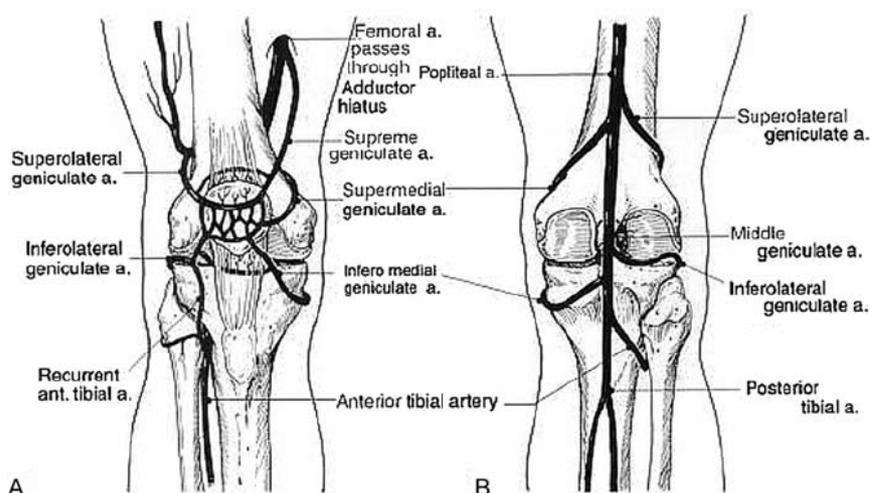


Imagen 19. Red arterial anastomótica peripatelar, reproducido de Scuderi²⁹.

Este plexo superficial proporciona ramas a la rótula a través de su extensa cara anterior y también en la región profunda distal, no articular.

Profundamente, estas mismas ramas de la arteria poplítea conforman un plexo profundo, que es responsable de la vascularización de las epífisis tibial y femoral, incluida la tróclea femoral, así como de los revestimientos sinoviales y tejidos adiposos-bursales regionales. Ambos plexos están conectados entre sí, permitiendo un excelente aporte sanguíneo a todos los tejidos de la AFP.

El retorno venoso regional se configura de manera análoga, con un rico sistema anastomótico que drena en la vena poplítea y en el sistema safeno interno de manera accesoria.

BIOMECÁNICA FEMOROPATELAR

La articulación femoropatelar, a pesar de su aparente simplicidad anatómica (una pastilla ósea que se mueve a lo largo de un carril), posee un comportamiento biomecánico tan específico que, a pesar de haber sido objeto de intenso estudio desde principios del siglo XX, sigue siendo un campo prolífico para la investigación. De ello puede interpretarse que, a pesar de la ingente cantidad de conocimiento que se posee, siguen existiendo muchos aspectos del comportamiento femoropatelar que no conseguimos comprender en su totalidad.

En esta articulación podemos observar una característica anatómica muy característica en toda la economía humana: dos superficies cartilaginosas que se deslizan una con respecto a la otra a lo largo de aproximadamente un centímetro. Se precisa que este deslizamiento esté perfectamente coordinado, distribuyéndose las fuerzas de manera equilibrada por ambas superficies articulares, ya cualquier alteración, dinámica o anatómica, repetida durante muchos ciclos de flexo-extensión de la rodilla llevará indefectiblemente a la génesis de patología dolorosa o inestabilidad.

Funciones de la rótula

Atrás han quedado los tiempos en los que la rótula fue considerada un vestigio evolutivo, prescindible para algunos autores que abogaban por la patelectomía como tratamiento de los trastornos de la misma³⁰. Hoy conocemos de sobra la importancia de este pequeño hueso sesamoideo, históricamente denostado por muchos autores, y tristemente aún considerada como un pasajero de tercera clase en la articulación de la rodilla en muchos foros ortopédicos. En trabajos de principios del siglo pasado podíamos leer pasajes tan categóricos como que : *“la ausencia de la patela incrementa tanto la movilidad como la potencia de la rodilla”*³¹: esta creencia se mantuvo inalterada hasta los años 70.



Imagen 20. Radiografías de rodilla en un paciente sometido a patelectomía total³². Debido al impacto que produce en la función y la fuerza del miembro inferior, se aconseja evitar este procedimiento siempre que sea posible.

Esta errónea creencia ha permitido valorar los efectos de esta cirugía en los pacientes intervenidos. Se comprueba que la extirpación quirúrgica de la rótula disminuye considerablemente la fuerza extensora de la rodilla, así como el rango de movilidad de la misma. Esta combinación de factores aboca a una notoria limitación de la capacidad funcional del miembro inferior, por lo que paulatinamente se ha ido abandonando este procedimiento, a menos que no existiera alternativa alguna para evitarlo. Consecuentemente, en la actualidad se le reconoce a la rótula un papel protagonista en la función de los miembros inferiores. Podemos enumerar su participación en una serie de funciones bien definidas, que se ven afectadas cuando ésta no funciona correctamente:

- **Función de defensa ante traumatismos:** la rótula actuaría como un escudo, recibiendo los impactos que recibe la rodilla desde una dirección anterior. Esta ubicación corresponde con la dirección más habitual de los traumatismos directos en la rodilla: la dirección de la marcha es predominantemente hacia adelante, siendo las caídas y el choque con objetos que se interponen en la marcha en esta orientación. Sin ir más lejos, es probable que el lector de estas líneas pueda recordar algún traumatismo, de mayor o menor entidad, sobre la cara anterior de su propia rodilla en fechas recientes, siendo ello una situación recurrente en la vida de la mayoría de los individuos de todas las edades.

Se entiende que, ante un traumatismo relevante, y siempre desde el punto de vista evolutivo, es preferible la lesión de la patela que del extremo distal del fémur. Una lesión de la primera probablemente afectará la función de la rodilla (y del individuo) en un menor grado que ante una fractura del extremo distal del fémur.

- **Efecto fulcro:** La rótula desplaza anteriormente el vector de fuerzas generado por el cuádriceps, alejándolo de la línea de rotación de la rodilla y por tanto mejorando el brazo de palanca durante la flexo-extensión. Este efecto se observa con mayor intensidad entre los 45° de flexión y la extensión completa. Se estima en aproximadamente un 30% el aumento del brazo de palanca gracias a este mecanismo³³. En ausencia de rótula, la extensión activa completa de la rodilla no siempre es posible.

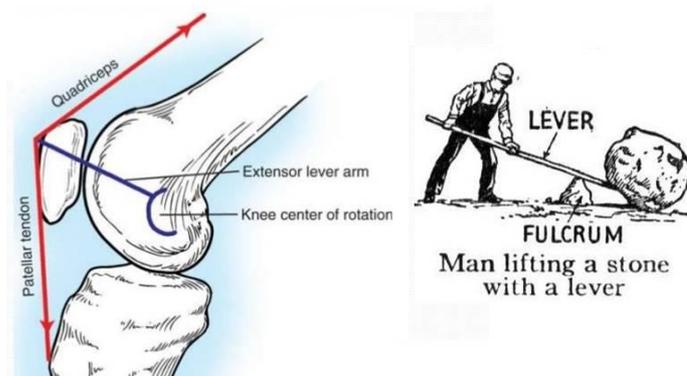


Imagen 21. Efecto fulcro de la rótula en la transmisión de fuerzas en la rodilla³⁴.

- **Freno mecánico.** Durante la flexión de la rodilla, la rótula genera la conocida como “fuerza de reacción femoropatelar” (FRFP). Convierte las fuerzas de tracción en compresión, “frenando” el movimiento de flexión. Esto es especialmente interesante durante la marcha, pues permite que la flexión se limite al arco de movimiento preciso para mantener la bipedestación dinámica. Esta fuerza de reacción puede

llegar a ser de 4 a 5 veces equivalente al propio peso corporal³⁵, siendo un factor capital en la patogénesis degenerativa de la AFP.

- De los dos apartados anteriores se puede extrapolar una **función protectora** de la rótula sobre otros elementos del aparato extensor:
 - o Al desplazar anteriormente el vector de fuerzas, se aleja el aparato extensor de las superficies óseas femorotibiales, disminuyendo la fricción con las mismas. Si bien los tendones toleran bien las fuerzas de tracción, son muy vulnerables a la fricción que se evita con este mecanismo.
 - o El cartílago articular de ambas superficies FP disipa y distribuye las fuerzas de cizallamiento y compresión que se producen durante la flexo-extensión de la rodilla. Esto protege al hueso subcondral, ricamente innervado, de sufrir sobrecarga mecánica y consecuentemente ser una fuente de dolor¹⁶.

- **Función centralizadora del aparato extensor.** La tróclea femoral actúa como un carril que limita la traslación medio-lateral de la rótula, y por ende de todo el aparato extensor. En determinadas series, hasta el 60% de los pacientes sometidos a patelectomía experimenta una inestabilidad manifiesta del aparato extensor³⁶.

De este apartado, puede extrapolarse que cualquier alteración del binomio tróclea-patela puede desencadenar una situación de inestabilidad que difícilmente sea compensada por otros estabilizadores de partes blandas. Se debe recalcar la importancia del buen funcionamiento de ese “carril” para la correcta biomecánica de la AFP.

- **Función estética:** la rótula es un integrante prominente y visible en la rodilla. Aunque pudiera no ser relevante para los cirujanos, la

aparición de una rodilla sin rótula no es del todo bien aceptada por los pacientes patelectomizados, especialmente de las mujeres.

Alineación estática

Definir la estática de una estructura diseñada para el movimiento puede resultar artificiosa: sin ir más lejos, la presente tesis doctoral se fundamenta en este principio. Con fines meramente académicos, podemos intentar determinar una posición “inicial” o “estática” basándonos en la *posición anatómica estándar*. En ésta, la rodilla se presenta en extensión completa; a pesar de que el individuo se encuentra en bipedestación y, por ende, con una contracción antigravitatoria de la musculatura cuadrípital, obviaremos dicha acción muscular para simplificar este modelo teórico.



Imagen 22. Posición anatómica estándar, aplicada globalmente en los tratados de anatomía.

En extensión completa, la rótula se sitúa en una posición más o menos centrada con la diáfisis femoral, o algo lateral a la misma, en una visión frontal. Desde una visión lateral, se encontrará inmediatamente proximal a la tróclea femoral, o manteniendo un mínimo contacto con ésta. Según Biedert, en esta posición y con el

cuádriceps relajado, en el 95% de los individuos al menos un 12.5% del cartílago articular patelar en el plano sagital se encuentra en contacto con la tróclea femoral³⁷. En esta posición es inherentemente inestable, ya que escapa a la contención mecánica que ofrecen las crestas trocleares en sentido medio-lateral.

La alineación estática de la rótula con respecto al aparato extensor se define por el ángulo Q. Se calcula éste como la resultante de la intersección de dos líneas que unen el centro de la rótula con a) la espina iliaca anterosuperior y b) la tuberosidad tibial anterior. Este ángulo define un vector de fuerza que, en condiciones normales, desplaza lateralmente la rótula con la contracción del cuádriceps; el valor se sitúa entre 10-13° en varones y algunos más, 15-17° en mujeres³⁸.

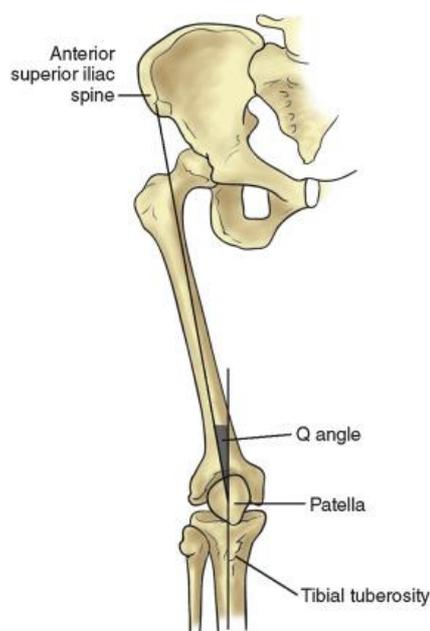
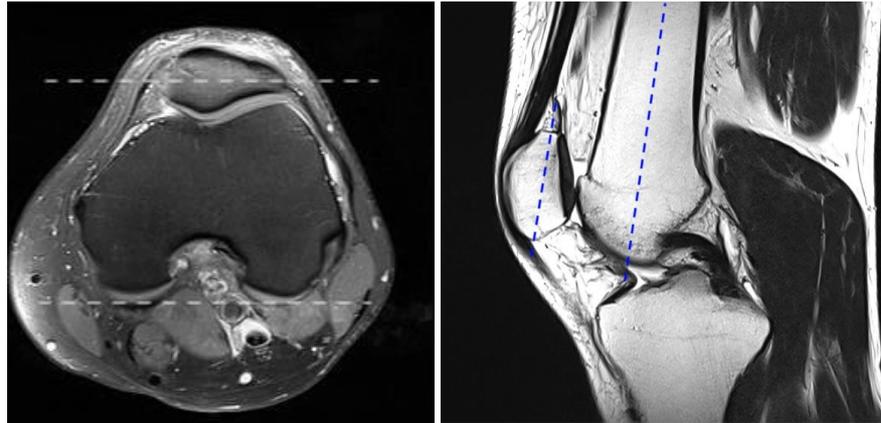


Imagen 23. Metodología para el cálculo del ángulo Q³⁹.

Un elemento particularmente interesante en el estudio FP es el de inclinación o *tilt*; la mayoría de los trabajos clínicos o experimentales prestan atención a este componente. Los ejes mayores de la rótula debieran situarse paralelos a los ejes del fémur, de tal manera que la distancia entre los distintos puntos de la cara articular de la rótula sean equidistantes con el fémur subyacente. No obstante, algunos grados de *tilt* lateral también se consideran fisiológicos, incluso en reposo.



Imágenes 24 y 25. A la izquierda, corte axial de la rótula donde se aprecia su situación paralela con respecto al eje condilar posterior. En la imagen derecha se aprecia la coincidencia de los ejes longitudinales femoral y rotuliano.

Por último, la rotación de la rótula en reposo es, de igual manera, neutra. Ésta se define en el plano antero-posterior: en dicha rotación neutra, el polo superior de la rótula se encontraría en una posición horaria de 12 horas, mientras que el inferior se sitúa a las 6 horas. En términos generales, no es un elemento de relevancia en el estudio de la articulación de la rodilla.

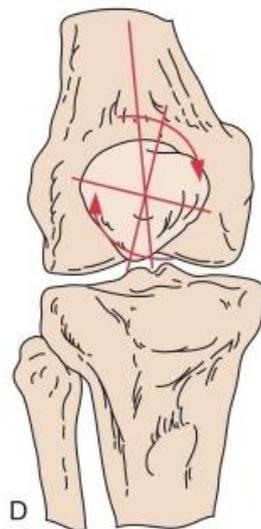


Imagen 26. Concepto de rotación rotuliana⁴⁰.

La función de la patela depende de su movimiento en relación a la porción distal del fémur: este complejo movimiento tridimensional se denomina *tracking rotuliano*. Considero oportuno mantener el término anglosajón, pues no existe en castellano ningún término que consiga traducir el concepto de manera precisa. El término inglés *tracking* puede interpretarse como *seguir un camino, marcar un camino, seguir una pista...* Este concepto refleja idealmente el concepto del movimiento de la rótula durante la flexo-extensión de la rodilla, pues se traza un camino, una pista que se repite en cada ciclo. La traducción más empleada suele ser *deslizamiento*; podría ser un concepto asimilable en el caso del deslizamiento de un niño por un tobogán, siguiendo un camino preestablecido.

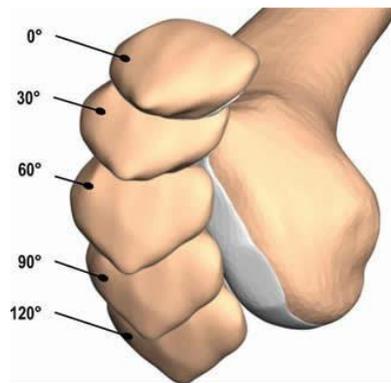


Imagen 27. Tracking rotuliano según el modelo de Hermann⁴¹.

Este *tracking* es en si mismo una de las principales fuentes de investigación, publicación y discusión en toda la rodilla. Sus vectores se definen de manera compleja en las tres dimensiones del espacio, con gran variabilidad entre individuos, lo que dificulta sobremanera su estudio. Algunos autores, como se desarrollará más adelante, se cuestionan que quizá no exista un patrón de *tracking* "normal"⁴².

En un intento de exponer el *tracking* rotuliano, podemos definir cada uno de sus componentes individuales, que de manera combinada en las tres dimensiones del espacio resultan en el complejo movimiento final³⁸:

- **Deslizamiento o desplazamiento supero-inferior.** También denominado flexo-extensión patelar, se produce de manera sincrónica con la flexo-extensión de la rodilla. Partiendo de extensión completa, durante la flexión, la rótula se desplaza en sentido distal, realizando un movimiento rotatorio en relación a los cóndilos femorales, para situarse en la porción más distal de la tróclea femoral. La extensión a su vez queda limitada por la restricción que ejerce el tendón rotuliano, de naturaleza escasamente elástica.

Se trata del elemento de movimiento de más entidad en la cinemática femoropatelar. Algunos autores cifran este desplazamiento en aproximadamente 1 cm³⁸. Durante este desplazamiento, la superficie de contacto en la cara rotuliana se traslada de distal a proximal con mayor flexión: éste área aumenta en superficie con una mayor flexión, permitiendo que las fuerzas de compresión tengan una mayor área de distribución. En la vertiente femoral, la relación es inversa, contactando la porción más proximal de la tróclea en la extensión de rodilla, progresando distalmente con una mayor flexión.

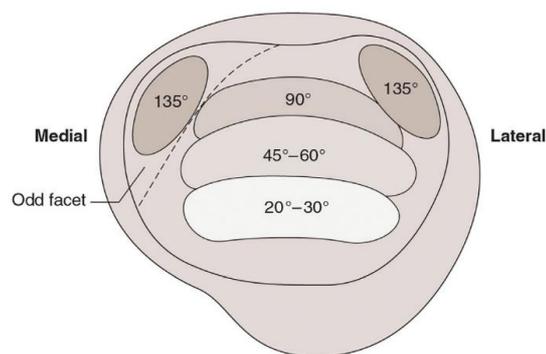


Imagen 28. Áreas de contacto articular rotuliano según grados de flexión de la rodilla³⁸. Nótese que en flexión profunda no existe un área de contacto central y sí dos periféricas, ya que el contacto a este nivel se produce con los cóndilos y no con la tróclea.

Como se ha venido indicando, en extensión completa la rótula descansa sobre la grasa suprapatelar, o bien en los milímetros iniciales de la tróclea femoral, su región más plana. Según progresa la flexión, se

produce el *engagement* o acoplamiento FP, donde el surco troclear actúa como un carril que guiará a la rótula hasta la flexión máxima. Se estima que este toma de contacto se produce entre los 10° y 20° de flexión en la mayoría (97%¹⁶) de los individuos, dependiendo fundamentalmente de la longitud del tendón rotuliano⁴³. Esta articulación se produce inicialmente con la cresta troclear lateral, habitualmente más grande, y favorecido por los mencionados vectores de fuerzas laterales en la articulación. A partir de los 30° de flexión aproximadamente, la situación de la rótula es centrada en la tróclea, siendo la estabilidad intrínseca mayor a partir de estos grados de flexión: aumenta la congruencia osteocondral y con ello la superficie de contacto entre ambas vertientes de la articulación. Hasta algo más allá de los 90°, el contacto femoral se establece con la tróclea; en flexión más profunda el contacto se establece con los cóndilos femorales, siendo más marcado entre el borde más medial de la patela y la porción lateral del cóndilo femoral medial. Esta última localización corresponde con la localización típica de la *osteocondritis dissecans*, pudiendo ser la concentración de stress en este punto una causa subyacente de dicho proceso, aún con discutida etiología¹⁶.

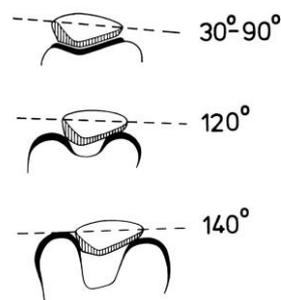


Imagen 29. Áreas de contacto FP en diferentes ángulos de flexión, según Fulkerson.

Otro factor no tenido en cuenta en demasiados trabajos relativos a las áreas de contacto FP, es el hecho de que a partir de los 90° de flexión, la cara profunda del cuádriceps entra en contacto con la embocadura proximal de la tróclea. Dicha interacción constituiría una

zona de contacto adicional entre el fémur y el aparato extensor, disipando el estrés sobre el cartílago patelar en flexión profunda, donde hemos mencionado que tiene un mayor valor⁴⁴.

- **Deslizamiento o traslación medial y lateral.** El movimiento ocurre en el plano frontal, desplazándose la rótula de la línea media en uno u otro sentido. Una traslación que superara el límite de la cresta troclear definiría anatómicamente una luxación rotuliana.

En este plano, y en circunstancias normales, la libertad de la rótula es más sutil, siendo en ocasiones difícil de definir en la observación clínica. Hungerford describió el trazo rotuliano en este plano como una “suave C” con apertura lateral⁴³:

- En extensión completa, la rótula se encontraría descansando sobre la grasa suprapatelar, en una posición levemente lateralizada por efecto del vector en valgo definido por el ángulo Q. La TTA se lateraliza en esta posición por efecto de la rotación externa en los 30 grados terminales del efecto “*screw-home*”, y el eje de acción mayor del cuádriceps en sentido oblicuo externo.
- Según progresa la flexión, la rótula es centrada por la acción de la tróclea femoral, a la cual accede por la vertiente externa, provista de una suave transición desde la metáfisis femoral.
- A partir de los 90° de flexión, la rótula vuelve a sufrir una tendencia hacia externo, según se adentra en el *notch* intercondilar. En este momento también se produce una suave inclinación lateral, debido al mayor contacto de la carilla articular medial con el surco intercondíleo. Esta tendencia externa también se ve favorecida por la propia inclinación y offset lateral de la tróclea en sentido distal¹³.

Como se ha mencionado, esta variación de posición es tímida, ya que no suele superar los 3 mm en cada sentido desde la línea media³⁸, por lo que no siempre se puede apreciar durante una evaluación clínica, mas aún en pacientes con generoso panículo adiposo o con tumefacción local. Este hecho pone aún en mayor boga la necesidad de métodos de evaluación por imagen obtenidos durante el movimiento, que permitan cuantificar de manera precisa y objetiva estos patrones de movimiento.

- **Inclinación o *tilt* patelar.** Se establece en el plano axial: la inclinación será medial o lateral según la carilla articular que se encuentre más próxima a la superficie articular del fémur subyacente.

Con respecto a la inclinación patelar, se observa una ligera tendencia al *tilt* lateral según se avanza en la flexión de la rodilla²⁶. Se ha asociado un aumento del tilt lateral en extensión con la IFP⁴⁵, si bien también se ha descrito que algunos grados de *tilt* lateral puede ser considerados fisiológicos, siempre y cuando esta situación sea reductible y la patela pueda ser “evertida” o al menos horizontalizada manualmente sin resistencia³⁸. En el estudio de Nha se establece que el *tilt* rotuliano apenas varía unos grados en todo el arco de movimiento, en sentido lateral en una mayoría de rodillas sanas⁴⁶.

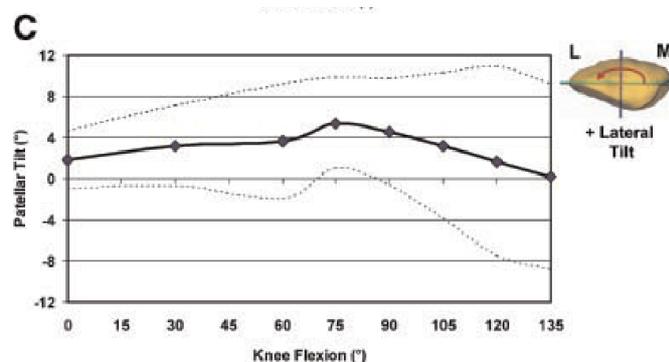


Imagen 30. Variación del tilt patelar en el rango completo de movimiento de la rodilla, en una rodilla normal. En circunstancias normales, esta inclinación se encontrará aproximadamente entre 0 y 5°. Está observación está en consonancia con los hallazgos del trabajo de Grelsamer⁴⁷.

- **Flexión patelar.** Se establece en el plano sagital, tomando como referencia un centro de rotación teórico más o menos centrado en la patela. Existen pocas referencias sobre este grado de movimiento, quizá la más completa sea la de Nha, donde establece que la flexión de la rodilla es acompañada por la flexión de la rótula, pero con unos grados de desfase⁴⁶.

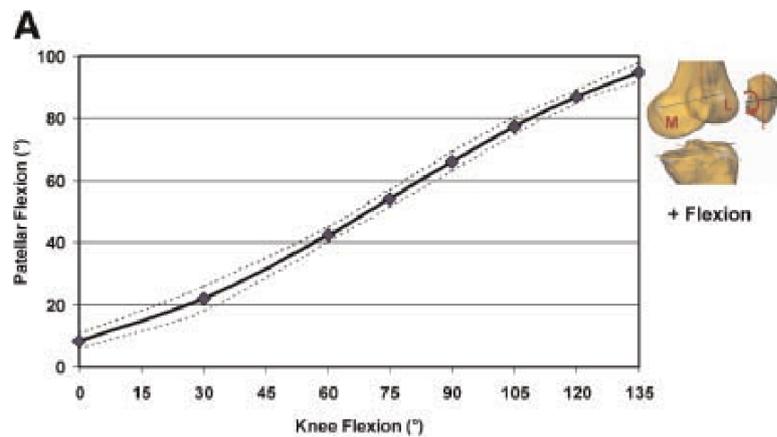


Imagen 31. Obsérvese la relación casi lineal entre la flexión de la rodilla y la patela.

- **Rotación patelar.** Uno de los elementos habitualmente menos considerados en la dinámica rotuliana, probablemente por su escasa magnitud. Esta rotación se encuentra limitada fundamentalmente por las inserciones rotulianas cardinales y por la congruencia de la cresta rotuliana con el surco troclear. Según el estudio de Nha, suele ser neutra o de pocos grados en extensión completa, aumentando hasta aproximadamente 10° a 120° de flexión, posición a partir de la cual vuelve a decrecer⁴⁶. Sin embargo, al revisar otras publicaciones se concluye que los patrones observados son tan dispares que no puede definirse un comportamiento concreto con respecto a la rotación normal de la patela⁴².

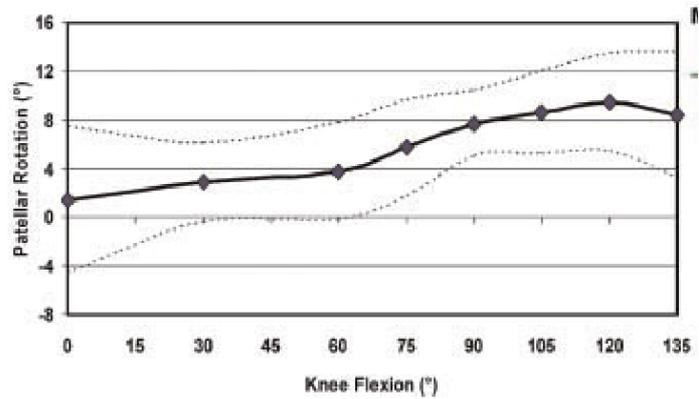


Imagen 32. Rotación patelar según grado de flexión de la rodilla ⁴⁶.

Estos elementos se relacionan entre sí en múltiples combinaciones, que en cada individuo además dependen del grado de flexión de la rodilla. Los intentos de describir un *tracking* normal, valga la pena la insistencia, se hacen tomando como referencia un *tracking* estándar o académico, a pesar de que distintos autores pueden considerar como normales valores diferentes. Más aún, tampoco queda del todo claro qué otras configuraciones deben considerarse patológicas⁴². Desarrollaremos en mayor profundidad el concepto de “tracking rotuliano normal” en el apartado del estudio articular mediante metodologías dinámicas.

Fuerza de reacción femoropatelar

Se define la FRFP como el vector de compresión resultante a las fuerzas musculares que actúan sobre la AFP. Esta fuerza actúa cuando la rodilla se encuentra en flexión, pues en extensión completa la fuerza del cuádriceps es paralela al eje del fémur y al eje rotuliano, ejerciendo sobre ésta una fuerza de tracción sin compresión resultante sobre la tróclea femoral.

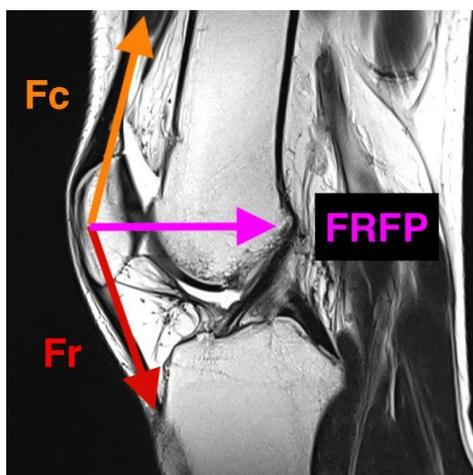


Imagen 33. Esquema de fuerzas presentes en la AFP. En sentido proximal, el cuádriceps ejerce una fuerza de tracción activa F_c . El tendón rotuliano, virtualmente inextensible, ejerce una fuerza resistencia estática a la tracción de F_c , la F_r . Como resultante de ambas, la FRFP comprime a la rótula contra el cartílago troclear.

Se considera que en ella se fundamenta una gran parte de la patogénesis de la región. Cuando se altera el equilibrio de la misma, el efecto de una FRFP aplicada de manera irregular sobre las superficies articulares FP generará áreas de sobrepresión con consecuente generación de dolor y condrolisis acelerada. Este estrés o presión se define como:

$$\frac{\text{FRFP}}{\text{área de contacto FP}}$$

Este concepto es muy relevante a la hora de planificar recomendaciones de higiene postural y del movimiento en pacientes afectados de patología FP, así como a la hora de diseñar sus programas de rehabilitación. El objetivo, por ende, debe ser el de

disminuir en la medida de lo posible la carga mecánica sobre el cartílago FP, favoreciendo las actividades en el rango de movimiento donde el área de contacto FP es mayor.

En situación de cadena cinética abierta (sin carga del peso corporal, o lo que es lo mismo, con la planta del pie libre de contacto con superficie alguna), el área de contacto FP es máxima entre los 30° (tras el acoplamiento inicial en la tróclea) y los 90° (cuando comienza la incursión en el surco intercondilar), por lo que es en este rango donde deben limitarse este tipo de ejercicios. Un ejemplo de esto sería la potenciación del cuádriceps en máquina de extensión de rodilla contra resistencia.



Imagen 34. Los ejercicios de fortalecimiento de la musculatura cuádriceps, especialmente cuando se realizan en cadena cinética abierta, no deberían sobrepasar los 90° grados de flexión de rodilla, pues es a partir de este ángulo cuando menor superficie de contacto existe en la AFP.

En determinados ejercicios de cadena cinética abierta, se añade a la altura del tobillo un peso o una resistencia a la que vencer en extensión, con un considerable brazo de palanca. Ello supone un notable aumento de la FRPF, con gran riesgo de empeorar el dolor si es aplicado sin control en los programas de ejercicios de pacientes del espectro FP⁴³.

En cadena cinética cerrada (=bipedestación), la FRPF se incrementa, especialmente entre los 45° y 90° grados de flexión³⁸, y con ello el estrés sobre el cartílago articular. Por este motivo, deben reservarse para las fases finales de los

programas de rehabilitación articular (o incluso obviarse) las actividades en carga de la rodilla, especialmente aquellas que impliquen una flexión mayor de 45°.

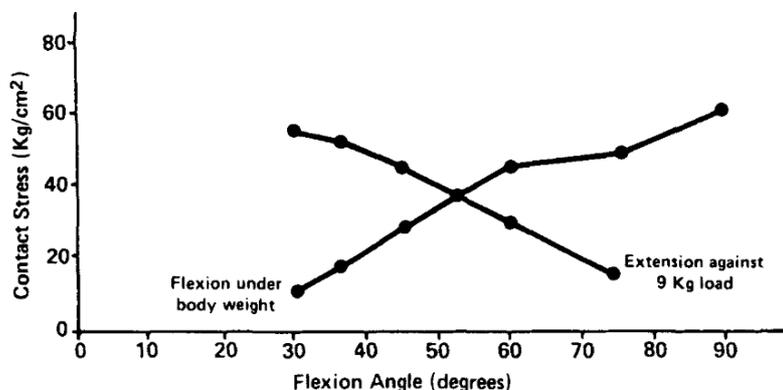


Imagen 35. Resumen de la carga aplicada por unidad de superficie en el estudio de Hungerford⁴³.

La posición global del miembro inferior, y en definitiva de todo el sujeto, desempeña también una influencia relevante en la FRPF, a expensas del centro de gravedad del individuo. Así, por ejemplo, al incorporarse de una silla, el cuerpo se adelanta del plano de la rodilla, avanzando el centro de gravedad y disminuyendo la FRPF (facilitando la incorporación, ya que se exige una menor fuerza compensatoria al cuádriceps). De manera contraria, la carrera o la práctica de esquí en pendiente descendente implicaría una posición retrasada del centro de gravedad, aumentando la FRPF y por tanto las presiones sobre el cartílago FP¹⁶.



Imagen 36. En la carrera pendiente abajo, el cuerpo se retrasa para compensar la inercia en sentido anterior, desplazando hacia atrás el centro de gravedad y por tanto aumentando la FRPF por aumento del brazo de palanca femoral.

A modo de resumen, podríamos indicar que la presión articular aumenta con la flexión, especialmente a partir de los 45°-60°, y que incrementa en bipedestación y con la carga²⁶. Como referencia, podríamos estimar que dicha fuerza tendría unos valores de uno 400 N en bipedestación, 2400-2500 N subiendo o bajando escaleras y hasta 6000 N al caer tras un salto.

Una de las implicaciones prácticas de estos conceptos sería la del efecto de la patela alta en la generación de dolor FP. La posición anómalamente proximal de la rótula supondría una menor área de contacto y consecuente mayor stress sobre el cartílago en cualquier ángulo de flexión: este aumento de presión podría ser el responsable del dolor en estos pacientes²⁶.

PARTE II

**LA INESTABILIDAD
FEMOROPATELAR COMO
ENTIDAD CLÍNICA**

ESPECTRO CLÍNICO

La IFP o inestabilidad anterior de rodilla se presenta como una entidad clínica que comprende un amplio espectro patológico, con el nexo común de tener su origen en una anatomía y/o biomecánica alterada en la articulación de la rótula con la tróclea femoral. Como se ha señalado anteriormente, comprende un rango continuo de síntomas y signos que pueden ir desde la inestabilidad subclínica, con el dolor como hallazgo preponderante, hasta la luxación franca y recidivante de la articulación. Esta última situación compone un cuadro notablemente limitante, que habitualmente requiere de un abordaje quirúrgico para permitir la incorporación efectiva del individuo a la comunidad. Recientemente se ha estimado la incidencia de luxación rotuliana en 23.2 casos por 100.000 personas/año, llegando a niveles de hasta 147.7 casos por 100.000 personas/año en el grupo de edad de entre 14 y 18 años⁴⁸.

Los casos sutiles de IFP habitualmente se engloban en el *cajón desastre* que representa el diagnóstico de “dolor anterior de rodilla”, o “síndrome femoro-patelar”. En este grupo de pacientes, la inestabilidad no siempre se puede identificar en la exploración de la rodilla, y sólo mediante pruebas de confirmación (y no siempre) se pueden obtener datos que orientan a la existencia de anomalías biomecánicas, como pudiera ser un exceso de *tilt* lateral o una patela alta. Se trata habitualmente de pacientes jóvenes, mayoritariamente mujeres, que consultan por cuadros de gonalgia mal definidos, de inicio insidioso, pudiendo ser la clínica uni o bilateral. Estos pacientes no suelen referir una limitación franca durante sus actividades laborales o deportivas, aunque el discomfort crónico puede llevarlos a abandonar aquellas que lo desencadenen. Típicamente, las molestias aparecen tras largos periodos con la rodilla en posición flexionada, al subir o bajar escaleras, o al ponerse de cuclillas. Clásicamente se ha descrito “*el signo de la butaca*” como la sensación dolorosa que aparece tras incorporarse en pacientes que han permanecido sentados durante un periodo relativamente largo, como ocurre al asistir a un espectáculo (teatro, cine, evento deportivo), durante el estudio o actividad laboral en escritorio, o incluso

durante viajes en avión u otro medio de transporte. Se interpreta esta sensación dolorosa como el resultado, en una rodilla predispuesta para ello, de un aumento de las presiones que sufren las superficies articulares FP durante la flexión profunda de rodilla. Un efecto similar se presupone con la contracción excéntrica de cuádriceps en la marcha bajando o subiendo pendientes, como se detalla en el apartado correspondiente a la biomecánica articular. Algunos pacientes relatan también episodios de “bloqueo” rotuliano, que pudieran estar en relación con un tracking anómalo en algunos ciclos de la flexoextensión de la rodilla.



Imagen 37. El dolor anterior de rodilla o síndrome femoropatelar cursa habitualmente con síntomas mal definidos o molestias en la región anterior de la rodilla, que limitan la actividad de los pacientes que lo presentan.

En este subtipo de pacientes no suele identificarse una inestabilidad manifiesta, aunque pueden encontrarse en la exploración algunos datos sugerentes de inestabilidad subclínica. El examen físico suele ser habitualmente anodino, sin encontrarse alteraciones anatómicas mayores. Los pacientes pueden presentar cierto grado de atrofia muscular cuádriceps, habitualmente a expensas del vasto oblicuo medial, así como una mayor movilidad rotuliana en el plano transversal. En ocasiones puede apreciarse una mayor tensión del alerón rotuliano lateral, predominante sobre la tensión del medial. De manera ilustrativa, debemos recordar el célebre comentario de Hugston *“quien no ha confundido un síndrome femoropatelar con una lesión meniscal es porque no ha visto las suficientes rodillas”*⁴⁹; la exploración en ocasiones es tan inespecífica que puede hacernos sospechar un problema meniscal. En concreto, esta situación se explica porque la maniobra de McMurray, diseñada para identificar

patología meniscal, también puede desencadenar dolor en pacientes con IFP por un aumento de la traslación patelar en el eje medio-lateral⁵⁰.

Los casos de IFP más severos se presentan como luxación, habitualmente recidivante, de rótula: se estima que el cuadro se repetirá hasta en un 44% de los pacientes tras un episodio inicial⁵¹. El primer evento de luxación es vivido de manera dramática y es bien detallado por los pacientes: en el transcurso de un determinado movimiento, generalmente de extensión y/o rotación-pivotaje sobre la rodilla, la rótula migra hacia el borde lateral de la rodilla, y se desencadena un intenso dolor súbito que hace al paciente caer al suelo. Sólo en casos extremos se producen luxaciones en situación de reposo, con movimientos suaves o en flexión profunda de la rodilla, posición intrínsecamente más estable para la articulación femoropatelar. La rótula puede mantenerse fuera de su posición normal si la rodilla se mantiene flexionada, y tiende a reducirse espontáneamente con la extensión completa, por lo que en no pocas ocasiones los pacientes se presentan en los servicios de urgencias con la luxación ya reducida. Esto suele ser la norma también en casos recidivantes, que conocen la evolución habitual del incidente y cómo actuar en tales circunstancias. Otro porcentaje de casos precisan de reducción manual, al mantener el paciente una posición en flexión y contracción relativa del cuádriceps secundaria al dolor del evento.

Tras este primer episodio suele recomendarse un periodo de reposo con medidas antiinflamatorias y analgésicas, que permita estabilizar el cuadro doloroso y el daño tisular inicial. Superada la fase aguda, se indica un periodo de terapia rehabilitadora, con el doble objetivo de 1) mejorar en el control analgésico y 2) proporcionar a la rodilla unas mejores condiciones articulares y musculares que favorezcan la estabilidad de la misma. Como se ha mencionado, en un porcentaje de pacientes que se aproxima a la mitad, estas medidas son inefectivas, convirtiéndose en cuadros recidivantes. Llegada esta situación, el tratamiento quirúrgico de las alteraciones específicas de cada paciente es recomendado cuando suponen una amenaza para el correcto desarrollo funcional, laboral y social del sujeto.

La IFP recidivante puede suponer una situación muy limitante para los pacientes que la sufren. La restricción de actividades a las que se ven abocados, muchas veces de manera voluntaria ante el miedo a sufrir un nuevo episodio de dislocación, puede restringir marcadamente su capacidad de integrarse en las actividades habituales propias de su grupo de edad, favoreciendo la aparición de trastornos psicosociales entre los afectos. En estos pacientes, la exploración y pruebas complementarias suelen aportar más hallazgos, reflejo de la existencia de alteraciones biomecánicas y/o anatómicas cuya existencia se relaciona con una menor estabilidad de la articulación. Desarrollaremos a continuación los factores predisponentes mejor conocidos para desarrollar IFP.

En último lugar mencionaremos que un porcentaje significativo de los pacientes que son referidos a las consultas de especialistas en patología FP han pasado previamente por una o varias cirugías para tratar sus síntomas. En este escenario de tratamientos inefectivos, habitualmente se identifica, o bien una insuficiente detección de las causas subyacentes en cada paciente concreto, o bien el empleo de procedimientos inadecuados o incompletos para tratar estas alteraciones. Por lo tanto, estos pacientes requieren, más aún si cabe, un detenido estudio de su anatomía, biomecánica y demás factores contribuyentes a la perpetuación del cuadro.

FACTORES PREDISPONENTES

La lista de factores predisponentes identificados en la IFP no es escueta, y en muchos pacientes se identifican varios de ellos de forma sumatoria. Feller resume en 3 los factores que determinan la estabilidad FP: morfología articular, acción muscular y restrictores blandos²⁶. Concretando esta idea, la influyente escuela de Lyon estableció en 4 los elementos subsidiarios de corrección en su “*le menú á la carte*” según fueran identificados en los pacientes con IFP⁴⁵:

- Displasia troclear (85% de los casos)
- Displasia muscular/tilt patellar (83% de los casos)
- Distancia TTTG aumentada (56% de los casos)
- Patella alta (24% de los casos)

Existe consenso en que los mencionados anteriormente son los elementos más frecuentemente identificados en pacientes con IFP, y con una implicación causa-efecto más clara. A continuación detallaremos en profundidad estos elementos, así como otras alteraciones anatómicas y biomecánicas claramente relacionadas con la IFP⁷, incluyendo también factores observados con menor frecuencia en las consultas de ortopedia.

Patela alta

La patela alta (PA) se define como una posición anómalamente proximal de la misma con respecto a la interlínea articular de la rodilla. Históricamente se ha establecido como uno de los factores más fuertemente relacionados con la IFP, cifrando algunos autores en 8 el riesgo aumentado atribuible a este factor. Una posición excesivamente alta de la rótula favorece que ésta se encuentre fuera de la concavidad troclear durante una porción mayor de recorrido de la flexo-extensión de la rodilla (comparado con una patela norma o anatómicamente ideal). Es

precisamente en esta concavidad donde la estabilidad medio-lateral es mayor, debido a la propia contención mecánica que proporcionan ambas facetas trocleares, lo que explica la menor estabilidad rotuliana en estas circunstancias.



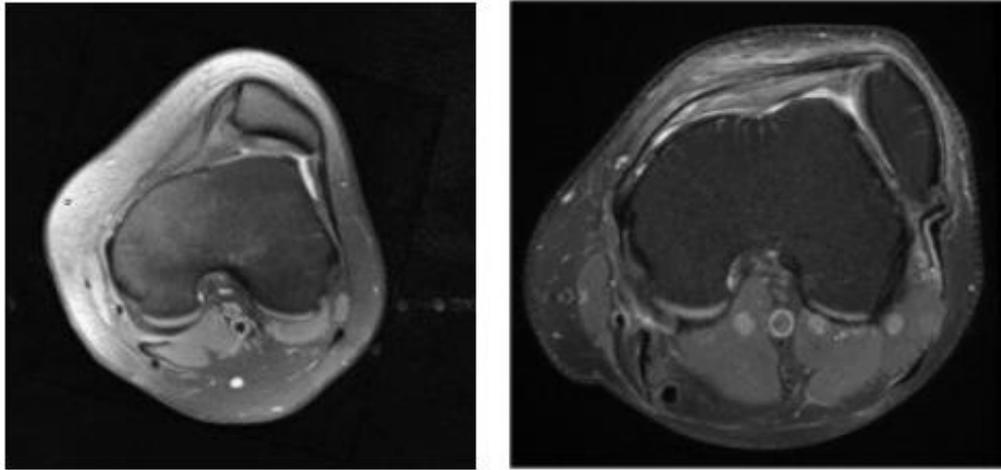
Imagen 38. Radiografía lateral de rodilla en paciente con patela alta manifiesta y luxación recidivante de rótula (archivo personal)

Si bien este factor está claramente identificado como elemento predisponente, la determinación de cuándo una rótula es anormalmente alta es objeto de debate. Existen en la bibliografía publicada multitud de referencias e índices descritos para establecer esta altura patelar, sin que exista un claro consenso sobre cual de ellos es el más conveniente. Sin ir más lejos, esta es la piedra angular sobre la que se desarrolla la presente tesis doctoral; el establecimiento de un método de cálculo de altura patelar basado en evidencia científica, y que supere las limitaciones descritas para los hasta ahora comúnmente empleados.

Displasia troclear

La tróclea femoral, contemplada en el plano transversal, podría simplificarse como un valle limitado por las facetas trocleares. Empleando esta analogía, se definiría la displasia troclear (DT) como la insuficiente profundidad de dicha depresión, no siendo congruente con la convexidad rotuliana, y favoreciendo su

inestabilidad lateral. Fulkerson define la displasia troclear como una apertura del ángulo del sulcus mayor de 142 grados¹⁶ (Feller establece unos valores medios de $137 \pm 8^\circ$ como rango de la normalidad²⁶). La clasificación de Dejour de displasia troclear es la más empleada a nivel clínico, basando su evaluación en una imagen sagital y otra axial del extremo distal del fémur.⁵² Se profundizará en estos conceptos en el apartado de radiología diagnóstica.



Imágenes 39 y 40. Ejemplos de displasia troclear severa⁵³. En la imagen izquierda, la morfología troclear es plana, con una carilla troclear lateral inexistente. En la imagen derecha se aprecia una luxación franca no reducida.

Habitualmente, en estas situaciones de displasia troclear, la misma también se encuentra acortada en el plano sagital, disminuyendo el área de contacto potencial con la patela y por tanto la estabilidad de la misma, de manera análoga a lo que ocurre en el contexto de una patela alta.

La morfología troclear es un factor capital en la estabilidad rotuliana, cifrándose en hasta el 70% de la fuerza de contención en los primeros grados de flexión (30°) de la rodilla⁵⁴. Cuando existe una displasia severa, la inestabilidad de la patela puede ser de tal magnitud que sólo consiga controlarse mediante técnicas quirúrgicas como la trocleoplastia o ahondamiento de la profundidad de la tróclea. Esta situación suele encontrarse en los casos de IFP recurrente que se manifiestan a edades muy tempranas; afortunadamente, este escenario no es el más frecuente. Displasias menores, fundamentalmente del cóndilo lateral sí pueden encontrarse con mayor

asiduidad. El propio Dejour cifra en torno al 85% el porcentaje de pacientes con IFP que presentan algún grado de displasia troclear⁵⁵.

Morfología rotuliana

Las alteraciones de la propia forma de la rótula también se incluyen en el listado de factores predisponentes. Sorprendentemente, la aplasia (=ausencia de rótula) y la rótula parva (rótula de pequeño tamaño) no suelen asociarse a trastornos funcionales relevantes, que sí pueden aparecer en casos de hipoplasia parcial, aunque también son asintomáticas en un alto porcentaje de los individuos que las presentan¹⁶.

Wiberg clasificó las rótulas según su forma en 3 tipos⁵⁶:

- **Tipo I:** ambas facetas son simétricas, con mínima predominancia de la externa.
- **Tipo II:** la faceta medial es menor, y con una forma cóncava o plana. A pesar de no ser la configuración “ideal”, es la más frecuente⁵⁷, por lo que no debería considerarse estrictamente patológica.
- **Tipo III:** la faceta medial es marcadamente menor, y cóncava. Se presupone la morfología más relacionada con la IFP, aunque algunas series tampoco consiguen objetivar esta relación.

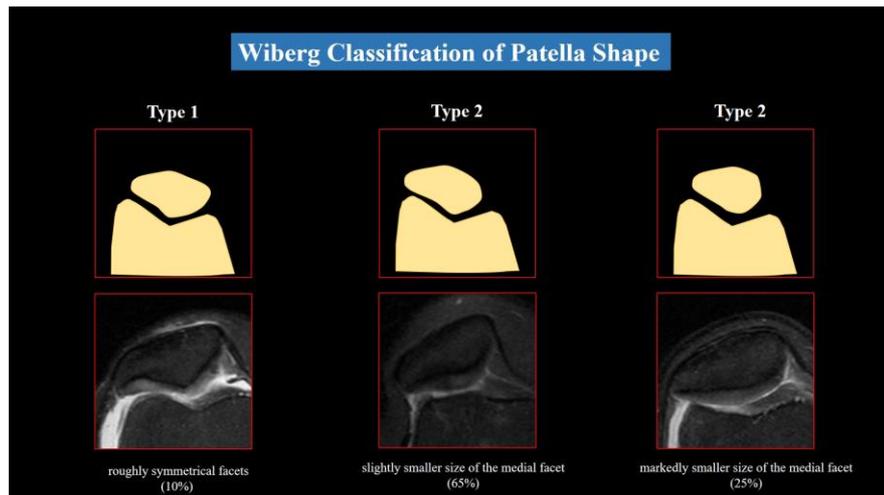


Imagen 41. Clasificación de Wiberg de morfologías rotulianas en el plano axial. ⁵⁸

Fulkerson señala algunas morfologías patelares, además de las tipo III de Wiberg, como más frecuentemente relacionadas con la IFP.

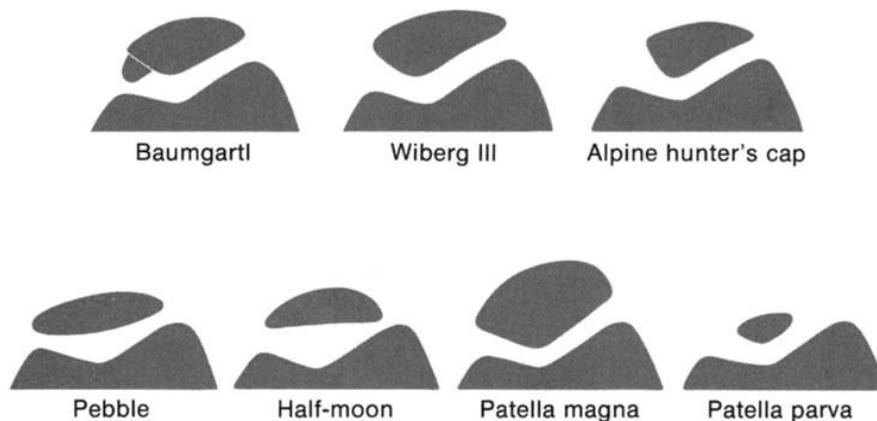


Imagen 42. Morfologías patelares más relacionadas con la IFP según Fulkerson

Las alteraciones morfológicas rotulianas raramente se presentan aisladas en casos sintomáticos de inestabilidad, estando por lo general asociadas a otros de los factores predisponentes más habituales como la DT o la PA. Se postula que la incongruencia de las superficies articulares en la AFP puede ser también responsable del dolor que experimentan algunos pacientes, debido a una anómala distribución de las áreas de contacto, generándose zonas de mayor presión y subsecuente daño condral⁵⁹. En cualquier caso, no siempre es sencillo identificar estas morfologías con estudios de radiología simple, por lo que, salvo alteraciones mayúsculas, suelen pasar

desapercibidas en las fases iniciales de evaluación y manejo en los pacientes que las sufren.

Desde un punto de vista fisiopatológico, se ha sugerido que debido a que la rótula no alcanza su osificación completa hasta la adolescencia, factores externos que condicionen la posición de la misma pueden favorecer que su morfología definitiva se desarrolle de una u otra manera. En este sentido, se ha comprobado que existe una correlación entre un mayor *tilt* lateral y la presencia de una faceta medial hipoplásica (Wiberg III), alimentándose esta teoría¹⁴.

En cualquier caso, se ha puntualizado en varios trabajos^{60,13} la falta de correlación geométrica entre las superficies hialinas y el hueso subcondral subyacente en la región FP, debido al diferente grosor del cartílago en diferentes localizaciones de la misma. Esto debería poner bajo visión crítica todos los estudios de imagen que analicen la congruencia FP basándose únicamente en técnicas de radiología simple, donde el espesor del cartílago articular no puede ser tenido en cuenta de manera directa.

Desequilibrio neuromuscular

Como se ha descrito, la posición de la patela depende de factores anatómicos estáticos, como la configuración óseo-ligamentosa, y de elementos dinámicos, representados por las fuerzas musculares. Si consideramos a la rótula de manera esquemática como una estructura suspendida en el espacio, con anclajes periféricos en sus cuatro puntos cardinales, obtendríamos la siguiente configuración:

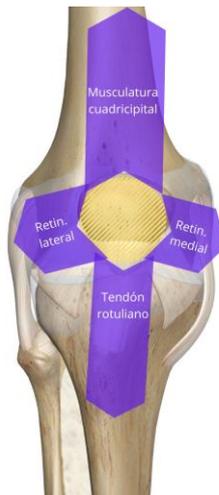


Imagen 43. Esquemática de las fuerzas estabilizadoras rotulianas cardinales.

En este modelo, los estabilizadores distal, lateral y medial están conformados por estructuras estáticas, con escasas propiedades elásticas (sobre todo la distal). Sin embargo, en el polo proximal se establece una estabilización dinámica a través del tendón cuadrípital, que transmite las fuerzas de tracción generadas por la musculatura homónima. En esta esquematización se ha representado como un vector único en dirección ascendente: la realidad es algo más compleja. Los diferentes vientres musculares del cuádriceps ejercen su acción con ángulos de acción levemente divergentes:

- **Vasto lateral:** dirección proximal y externa
- **Vasto medial:** dirección proximal y medial. También ejerce una fuerza de sentido posterior, contribuyendo a la estabilidad patelar contra la tróclea femoral²⁶.
- **Recto anterior y vasto medio:** dirección proximal más paralela al eje mecánico del fémur.

El equilibrio entre las fuerzas generadas por cada vientre es por tanto fundamental para que el movimiento rotuliano sea balanceado y centrado en la tróclea femoral. Cualquier trastorno neuromuscular que afecte a este equilibrio puede resultar en una dinámica y estabilidad alteradas en la articulación. El escenario

más habitual es el del desequilibrio funcional, donde no existe un proceso patológico identificable, sino una atrofia muscular por desuso, generalmente en pacientes sedentarios. Por este motivo, no es infrecuente contemplar el círculo vicioso de **inestabilidad → dolor → desuso → atrofia → inestabilidad**. Es universal encontrar algún grado de atrofia muscular en todos los pacientes con alteraciones en el aparato extensor de la rodilla (y en general, en cualquier proceso articular que genere dolor), por lo que su corrección con protocolos de ejercicios de fortalecimiento y estiramientos es mandatoria como primera medida de tratamiento.

Algunos trabajos han señalado sutiles cambios anatómicos en las inserciones musculares patelares en pacientes con IFP: Kujala et al. describieron una inserción más proximal del vasto oblicuo medial en pacientes con IFP⁶¹. Este hallazgo no se correlacionó con una altura patelar más marcada, por lo que su implicación debiera valorarse desde un punto de vista biomecánico: ¿esta inserción proximal provoca un patrón de movimiento distinto en la rótula al activarse la musculatura cuadricepsital?

Dejour también describe el concepto de **displasia cuadricepsital** en algunos de sus trabajos. Se refiere a ésta como un acortamiento de la musculatura cuadricepsital, que por ser condicionaría una posición muy proximal y con *tilt* externo de la patela, así como una limitada flexión de la rodilla. En estos casos se precisaría una plastia de alargamiento cuadricepsital para permitir una correcta cinemática articular⁴⁵.

Se ha descrito también la displasia aislada del VMO, donde los restantes vientres del cuádriceps se desarrollan en mayor grado, tanto anatómica como funcionalmente. Ello alteraría el balance rotuliano, pudiendo favorecerse incluso, como se ha mencionado anteriormente, la formación de una rótula displásica debido a la tendencia a lateralizarse de la misma por mayor tracción de los vientres más externos⁶². Curiosamente, Vicente Sanchís-Afonso postula que la histórica relevancia que se le atribuye al VMO en la estabilidad de la articulación FP pudiera no deberse a su propia acción, sino a la confluencia anatómica de su inserción patelar con la del LPFM. Por tanto la acción del VMO sería la de potenciar el efecto estabilizador de

dicho ligamento, aumentado con cualquiera de los procedimientos que incrementen el trofismo o la tensión del vientre muscular⁵⁰.

Conviene también reseñar que las alteraciones musculares del cuádriceps pueden ser secundarias a lesiones previas, traumáticas o iatrogénicas, que hubieran generado regiones de tejido cicatricial-fibrótico que alteren la contractilidad del tejido muscular, provocando vectores de fuerzas anómalos o insuficientes⁶.

En último lugar señalamos que las alteraciones en la musculatura de la región posterior de la extremidad pueden tener su influencia en patología de la región anterior de la rodilla; una musculatura isquiotibial acortada puede ser responsable de dolor femoropatelar. En este escenario, la rodilla tiende a encontrarse en una posición de flexión relativa, incluso en bipedestación, con lo que se aumentan las presiones de contacto FP, pudiendo generar sobrecarga y dolor cuando la situación se mantiene en el tiempo. También sucede que el cuádriceps debe trabajar con mayor potencia para vencer la resistencia a la extensión que generan los isquiotibiales acortados, aumentando con ellos la FRFP.

Una situación comparable se produce con alteraciones que provoquen un acortamiento del tríceps sural. El uso de calzado con tacón elevado provoca este efecto de manera análoga, llevando a la rodilla a la semiflexión, exacerbando su uso la sintomatología de los pacientes afectos.



Imagen 44. El uso de calzado con tacón alto conlleva una flexión compensadora de las rodillas, que puede aumentar las FRFP durante largos periodos de tiempo.

Lesión del ligamento femoropatelar medial

El ligamento patelofemoral medial (LPFM) se sitúa en la cara interna de la rodilla, insertándose en el aspecto medial de la patela desde la región epicondilar medial del fémur. Se trata de un potente restrictor del desplazamiento lateral de la rótula, y su importancia ha sido puesta en boga en los últimos años ²⁵. Estudios biomecánicos consideran que en su ausencia, la estabilidad patelar en extensión se ve reducida en un 50%⁵⁴.

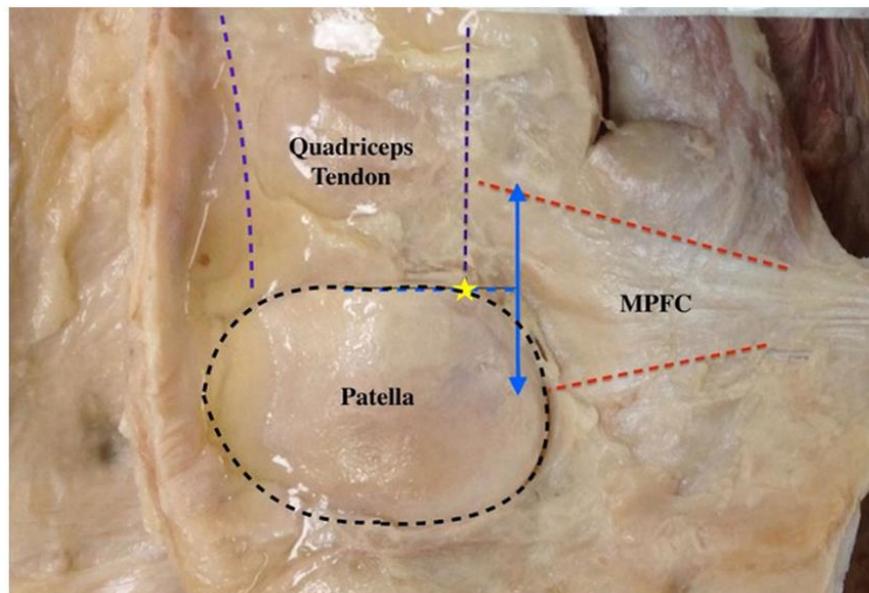


Imagen 45. Preparación anatómica desde el interior de la rodilla mostrando la distribución de las fibras del LPFM (MPFC)²⁵.

Su lesión se considera como la principal responsable de la tendencia a la recidiva tras un primer episodio de luxación franca, momento en el que se produce. La capacidad intrínseca de reparación de este ligamento es limitada, por lo que, tras una lesión importante del mismo, su pérdida de función es la norma. Uno de los mayores cambios en el manejo quirúrgico de la IPF ha sido el empleo de técnicas de reconstrucción del LPFM, de manera aislada o en combinación con otros procedimientos como la trocleoplastia o la corrección de una excesiva altura patelar.

Disbalance retinacular

Uno de los factores clásicamente relacionados con la IFP ha sido el conocido como *síndrome de hiperpresión rotuliana externa*, descrito en los años 70 por Ficat. Este término conceptualiza un incremento de la tensión en los tejidos retinaculares laterales. Esta dominancia funcional tiende a desplazar la rótula hacia la porción externa de la rodilla, especialmente durante la flexión, favoreciendo la luxación/subluxación lateral de la misma.

Fulkerson considera que este disbalance es una respuesta adaptativa a un trastorno subyacente en la alineación del miembro. De esta manera, una rótula con tendencia a la lateralización, de manera crónica, generará un acortamiento del retináculo externo, a la vez que una elongación de las estructuras mediales, perpetuando la situación de inestabilidad.¹⁶ Esta consideración es compartida por el autor de esta tesis, pues no es un escenario frecuente en la práctica habitual el encontrar pacientes con esta “*hiperpresión rotuliana externa*” como único factor responsable de la IFP de manera aislada.

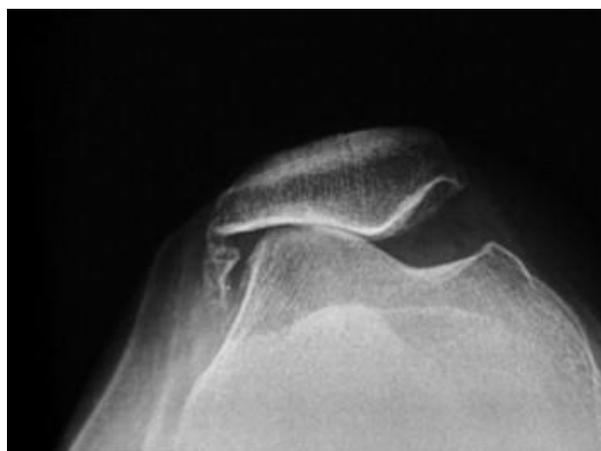


Imagen 46. Ejemplo extremo de síndrome de hiperpresión rotuliana externa⁶³.

Una cintilla iliotibial acortada o tensa puede también atentar contra la estabilidad retinacular. En esta situación, la rótula puede sufrir un *tilt* y traslación lateral aumentados, a la vez que, si la situación se cronifica, el retináculo medial puede sufrir insuficiencia por la elongación adaptativa previamente mencionada.

Dejour considera que los desbalances retinaculares no pueden ser manejados atendiendo únicamente a sus componentes medial y lateral. Como se ha mencionado, en casos de “displasia cuadrípital” o acortamiento de las inserciones proximales rotulianas, se produce un efecto en el *tilt* lateral que no responde a la acción de los retináculos transversales. Si se somete a un paciente a una liberación externa/plicatura medial sin tener este fenómeno en cuenta, puede ocasionarse una mayor alteración en el balance retinacular sin que la causa subyacente principal haya sido corregida ⁴⁵.

En el prólogo de uno de los compendios más completos sobre patología femoropatelar que existen, Fulkerson confiesa que tras más de 30 años tratando pacientes con disfunciones femoropatelares, reconoce que la identificación de estos desbalances estructurales es crítica en el manejo de estos pacientes⁵⁰. En no pocas ocasiones, estas perturbaciones son sutiles, de ahí la importancia de una exquisita valoración en estos individuos.

Anomalías en el eje de la extremidad inferior

Para comprender mejor este apartado debemos rescatar un concepto previamente descrito: el ángulo Q. Cualquier alteración del eje de la extremidad que incremente este valor propiciará un aumento del riesgo de luxación lateral de la patela.

Teniendo todo ello en cuenta, las alteraciones en la alineación del MMII relacionadas con una mayor incidencia de IFP serían:

- Genu valgo
- Torsión tibial externa
- Torsión femoral interna ⁶⁴
- Hiperpronación del pie ⁷

Julian Feller destaca que, desde un punto de vista clínico, es importante identificar aquellas malformaciones rotacionales lo suficientemente relevantes como para provocar una situación no compensable por el individuo de manera funcional. Estas alteraciones con frecuencia se presentan a varios niveles (cadera, fémur, rodilla, tibia y pie), y para su identificación se precisarían estudios rotacionales mediante CT/MRI²⁶.

En tiempos recientes se ha puesto especial énfasis en la relación existente entre las articulaciones de la cadera y la AFP. Desde un punto de vista teórico, una configuración anatómica coxofemoral anómala puede tener implicaciones en el patrón de la marcha y afectar a las restantes articulaciones del miembro inferior. Una de las alteraciones más frecuentes sería la anteversión femoral excesiva. Esta torsión femoral condicionaría una rotación interna de la tibia y el pie, generando un ángulo de progresión de la marcha desviado medialmente. De manera compensatoria, el sujeto tendería a rotar externamente la tibia en pos de favorecer el patrón de la marcha: se combinarían por tanto dos situaciones divergentes en tibia y fémur, incrementando considerablemente el ángulo Q.⁶⁵ Se ha constatado que una anteversión femoral de 20° es suficiente para aumentar significativamente la tendencia a la luxación lateral, siendo necesarios sólo 10° cuando el LPFM no es funcionante⁶⁶. Esta última situación es frecuente en individuos con IFP recidivante, de ahí la relevancia del hallazgo. Se postula la no corrección de este factor como uno de las causas subyacentes en el fracaso del tratamiento quirúrgico de la inestabilidad recidivante, por lo que alteraciones severas deberían ser tratadas mediante osteotomías derrotadoras⁶⁷.

Diversos grupos de estudio, relacionados con el mundo de la fisioterapia, han relacionado alteraciones funcionales en la región de la cadera con una mayor incidencia de dolor FP. En los trabajos de Bolgia⁶⁸ y Robinson⁶⁹ se describe una menor potencia de la musculatura de la cadera, especialmente en los abductores y rotadores externos, en pacientes con dolor anterior de rodilla. Esta situación favorecería la medialización y rotación interna del fémur, incrementando el ángulo Q. Ambos autores subrayan la necesidad de tener estas alteraciones en cuenta a la hora de valorar pacientes con alteraciones FP, pues su presencia en ocasiones pasa

desapercibida, tratándose de factores fácilmente corregibles con programas de ejercicios específicos.

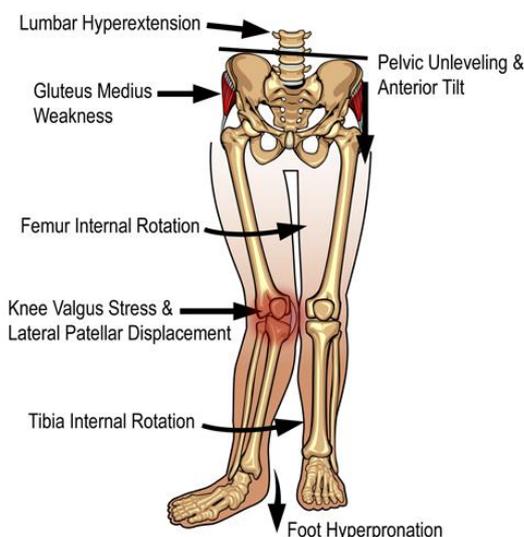


Imagen 47. Momento de valgo dinámico provocado por debilidad de la musculatura abductora y rotadora externa de la cadera⁷⁰.

La influencia de la biomecánica del pie en la génesis de patología FP también ha sido estudiada. Estudios biomecánicos prospectivos en militares sometidos a entrenamiento de alta intensidad han identificado la supinación excesiva del pie como un factor predisponente para la aparición de síntomas anteriores en la rodilla⁷¹. Este déficit de pronación relativa tendría dos implicaciones mayores:

- Llevaría la tibia a una mayor rotación externa compensadora, incrementando el ángulo Q
- Al aumentar la zona de impacto en el lateral del pie, se provocaría un impacto más rígido con el suelo, menos atenuado por la laxitud del arco medial del pie. De esta manera, la fuerza de reacción del suelo ante el impacto estaría menos disipada, transmitiéndose a articulaciones proximales como la rodilla y en concreto la FP.

Hiperlaxitud ligamentosa

En el apartado anterior indicábamos que los estabilizadores patelares inferiores (tendón rotuliano) y medio-laterales (retináculos) son estructuras estáticas, que actúan como correas limitantes del movimiento más allá de sus propias propiedades elásticas. Estas estructuras teno-ligamentosas presentan escaso potencial de elongación, por lo que la restricción de la movilidad se limita hasta el punto de rotura de las mismas. Sin embargo, en cuadros de conectivopatías que se caractericen por una hiperlaxitud ligamentosa, esta restricción es menos efectiva, al tener estos tejidos una menor tensión intrínseca y mayor capacidad de deformación elástica. La PFF hace distinción entre laxitud (constitucional, fisiológica) y patolaxitud (por exceso o defecto), y considera esta última como un factor **necesario** en la IFP, que puede no manifestarse cuando los otros elementos estabilizadores cumplen con su función⁷.

En síndromes como el Marfan o Ehrles-Dahlos, la hiperlaxitud congénita es la causa subyacente de una mayor incidencia de IFP. Se trata por tanto de un factor no modificable, y que debe ser tenido en cuenta a la hora de plantear la estrategia terapéutica en estos pacientes. Una escala sencilla basada en hallazgos exploratorios, como la de Beighton, puede cuantificar esta característica.

Beighton score	Left side	Right side
1. Passively touch the forearm with the thumb, while flexing the wrist	1	1
2. Bend the little finger back to $\geq 90^\circ$	1	1
3. Hyperextension of the elbows greater than or equal to 10°	1	1
4. Knees hyperextension greater than or equal to 10°	1	1
5. Touching the floor with the palms of the hands when reaching down without bending the knees	1	
Total	/9	

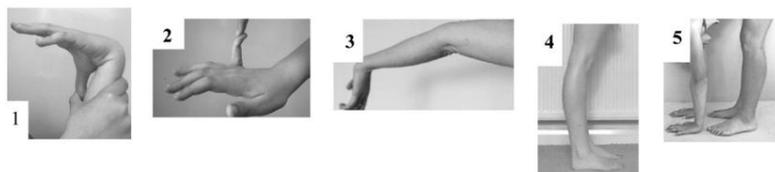


Imagen 48. Escala de Beighton: se otorga un punto a cada hallazgo 1-4, en cada una de las extremidades, y otro al punto 5, siendo la puntuación máxima 9. Se considera hiperlaxo al paciente con 4 o más puntos⁷².

Con respecto a la rodilla, debe considerarse como normal cierto grado de hiperextensión, presente en un 96% de los individuos según De Carlo⁷³: unos 5º en varones y hasta 6º en féminas.

Factores neuro-psicógenos

Por último, y no sin controversia, podemos mencionar que, según algunos autores, existe la posibilidad de que una causa no orgánica explique la sensibilidad articular aumentada en los trastornos femoropatelaes. Como se ha comentado, no es infrecuente la presentación de pacientes que refieren tener dolor anterior de rodilla de larga evolución, sin que la exploración física o las pruebas complementarias consigan identificar ninguna de las alteraciones o factores predisponentes conocidos. En cualquier caso, esta corriente teórica sería aplicable únicamente a la justificación del dolor; la inestabilidad objetivable responde de manera invariable a alteraciones con un sustento físico o funcional en la anatomía del individuo.

Se ha descrito que es frecuente encontrar en este subgrupo de pacientes determinados rasgos de la personalidad asociado con un mayor nivel de ansiedad y depresión, con trastornos afectivos, familiares o laborales subyacentes. Un reciente estudio británico ha cifrado una significativa mayor prevalencia de trastornos emocionales en pacientes con dolor femoropatelar en relación con la población general; depresión (20.8% vs 3.3-7.8) y ansiedad (49.5% vs 5.9-7.8%)⁷⁴. Si bien estas diferencias son llamativas, cabe la pena preguntarse si estos estados anímicos son factores contribuyentes al proceso patológico o bien son la consecuencia del mismo, favorecidos por la limitación y dolor crónico con los que conviven los afectos.

No obstante, este concepto debe manejarse con cautela. A pesar de que existan evidentes implicaciones psicológicas y emocionales relacionadas con la patología FP, sólo debería atribuirse a éstas la justificación de la patología del paciente como un

diagnóstico de exclusión. Incluso en la presencia de patología psiquiátrica evidente, pueden coexistir alteraciones orgánicas o funcionales causantes de sintomatología anterior de rodilla en el mismo paciente, que deben ser estudiadas para su identificación. Destaca Vicente Sanchís-Afonso que hasta el 10% de sus pacientes, tratados quirúrgicamente con buenos resultados, habían sido derivados previamente por otros especialistas a la consulta de un psiquiatra, pues consideraron que no existía justificación objetivable para la clínica que referían⁵⁰. Otro matiz sería la consideración de si todos los pacientes con alteraciones psiquiátricas son candidatos a tratamiento quirúrgico de sus alteraciones. Es mi opinión personal que al menos debería realizarse en ellos la evaluación de los posibles elementos causantes de sus cuadros, debiendo recomendarse los tratamientos más conservadores disponibles, reservándose la cirugía para casos muy seleccionados y cuando se den circunstancias personales y familiares óptimas para ello. Algunos autores recomiendan como “norma” no intervenir quirúrgicamente a pacientes basándose únicamente en síntomas subjetivos, sin que las maniobras exploratorias o las pruebas complementarias demuestren alteraciones objetivables⁵⁰.

Otros autores abogan por una disminución del umbral doloroso como explicación a la ausencia de causas objetivables que justifiquen la sintomatología en estos pacientes. Se ha descrito que los pacientes del espectro FP tienen una mayor hiperalgesia a nivel de la rodilla, así como en localizaciones remotas (como el codo) sugiriéndose una causa generalizada. De igual manera, el mismo trabajo detecta alteraciones en la sensibilidad cutánea fina en la rodilla de estos pacientes, así como datos que apuntan a una mayor centralización de la sensibilidad dolorosa⁷⁵. Si bien los mecanismos subyacentes en estos circuitos no son del todo conocidos, podemos encontrar múltiples referencias disponibles que apuntan en esta dirección.

Algunos autores han intentado poner unos fundamentos físicos a estas observaciones: estudios tisulares ponen de manifiesto que pudieran existir causas histológicas que justificaran esta hiperalgesia. Fulkerson⁷⁶ demostró que la subluxación crónica habitual en la IFP recurrente conlleva a un acortamiento del retináculo lateral, incluyendo las terminaciones nerviosas sensitivas capsulares. Cuando la patela recupera una posición más centrada en flexión profunda, estas fibras

neurales son estiradas, generándose un dolor de características neuropáticas. La sección de estas fibras podría, por tanto, ser un factor contribuyente a la mejoría sintomática que experimentan los pacientes tras la liberación de dicho alerón lateral.

Una teoría que intenta englobar estos procesos histológicos subyacentes, es la de la “homeostasis tisular”, promulgada por Dye⁷⁷. Según esta hipótesis, en los pacientes con alteraciones FP existiría un amplio abanico de procesos alterados que confluirían en el mismo punto: la alteración del balance tisular fisiológico, con el resultado de una isquemia-hipoxia relativa. Una causa posible de este desbalance sería la mayor presión intraósea provocada por trastornos en el microretorno venoso, que estimularía hasta un nivel doloroso los baroreceptores locales, o la mayor concentración de la sustancia P, conocido transmisor neuropático, encontrado en este ambiente. Esta teoría se apoya en estudios de medicina nuclear que señalan una mayor actividad metabólica en las rodillas de estos pacientes, incluso en ausencia de lesión anatómica⁴.

TABLA 1 FACTORES QUE PRODUCEN DESCARGAS NOCICEPTIVAS FEMORORROTULIANAS
<p>Medio mecánico:</p> <ul style="list-style-type: none"> — Traumatismo femorrotuliano directo — Fuerzas intrínsecas de compresión y tracción excesivas <ul style="list-style-type: none"> • Alineación normal • Mala alineación (desplazamiento de la carga) — Compresión de estructuras intraarticulares — Aumento de la presión intraósea — Cambios de la presión barométrica <p>Medio químico:</p> <ul style="list-style-type: none"> — Presencia de citocinas — Alteración del pH de los tejidos dañados <p>Neuropatía periférica localizada:</p> <ul style="list-style-type: none"> — Neuroma doloroso <p>Fuentes extrafemorrotulianas</p> <ul style="list-style-type: none"> — Dolor referido (artrosis de cadera) — Dolor del miembro fantasma en amputaciones transfemorales
<small>Reproducido con autorización de Dye SF, Vaupel GL, Dye CC: Conscious neurosensory mapping of the internal structures of the human knee without intra-articular anesthesia. Am J Sports Med, 1998; 26:773-777.</small>

Tabla 1. Factores relacionados con la génesis de dolor femoropatelar.

Como vemos en la tabla 1, los elementos en esta categoría tienen una naturaleza heterogénea, constituyendo en cierta medida un “cajón desastre”. Por este motivo, algunos críticos las consideran sólo como un marco teórico para intentar explicar el dolor en aquellos individuos que han mostrado normalidad en el resto de

las exploraciones realizadas, que incluye algunos elementos eminentemente teóricos y no abarcables como dianas terapéuticas en la actualidad.

CLASIFICACIÓN DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR

Según la PFF, la IFP debería clasificarse no por severidad o la frecuencia de los síntomas, sino por la dirección de la misma en relación con la flexión de la rodilla⁷. Esta clasificación en si misma establece la severidad del cuadro. De esta manera, todos los casos de IFP corresponderían con una de estas cuatro categorías, por orden de frecuencia:

- **I. Inestabilidad lateral:** la más habitual. Se produce en los primeros grados de flexión, no más allá de los 45°.
- **II. Inestabilidad lateral en flexión:** se produce la luxación rotuliana en mayores grados de flexión, e implica una displasia troclear severa.
- **III. Inestabilidad medial:** infrecuente, suele ser debida a hipercorrección quirúrgica.
- **I.V Inestabilidad multidireccional**

En la práctica clínica habitual, de manera casi universal encontraremos luxadores laterales, con predominio en la extensión. Los casos mediales, menos frecuentes, son de difícil manejo, pues generalmente se explican por iatrogenia secundaria a intervenciones previas no exitosas. En el último grupo, la inestabilidad multidireccional, existe una fuerte correlación con la hiperlaxitud ligamentosa, por lo que la causa subyacente no puede ser tratada.

ESTADO ACTUAL DEL DIAGNÓSTICO DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR

El diagnóstico de la inestabilidad femoropatelar se articula entorno a los fundamentos clásicos de la medicina clínica: anamnesis, exploración física y pruebas complementarias. En este apartado centraremos el abordaje diagnóstico de los pacientes que refieren como problema principal la inestabilidad anterior de la rodilla, en contraposición a los cuadros donde el dolor sin inestabilidad es la motivo de consulta principal. Cabe reseñar, una vez más, que ambas presentaciones a menudo se solapan en algún grado.

Anamnesis

La entrevista con el paciente puede darnos una orientación diagnóstica muy enfocada hacia la patología FP. La sintomatología en la región anterior de la rodilla, que aparece tras largos periodos en sedestación o durante la sollicitación mecánica intensa suelen ser quejas habituales por parte de los pacientes. Sin embargo, no siempre es sencillo dilucidar si el padecimiento principal es el dolor o la inestabilidad, sobre todo cuando esta última es discreta. Recordamos una vez más el continuum que forma el binomio *dolor vs inestabilidad*.

En cuanto a la IFP franca, ante un primer episodio, el paciente referirá un súbito dolor, con sensación de desplazamiento de la patela hacia el lateral de la articulación, e inmediata impotencia funcional, generalmente acompañada de una caída al suelo. En estos episodios debe darse la combinación de una rodilla en extensión o levemente flexionada, un elemento de rotación y una contracción activa del cuádriceps. En una importante proporción de casos, el paciente refiere que la rótula vuelve a su posición original por si misma, en los minutos siguientes al evento. Esto suele ocurrir cuando el paciente es asistido para incorporarse desde el suelo, o al ser colocado en una

camilla, al favorecerse la extensión pasiva del miembro. El derrame articular de moderada cuantía suele aparecer de manera precoz, en las horas siguientes. Generalmente este relato de un primer episodio es bastante conciso, pues los pacientes recuerdan con precisión los detalles de una desagradable experiencia vivida con intenso dolor e incertidumbre sobre qué les está ocurriendo.



Imagen 49. Luxación rotuliana aguda completa. Obsérvese como el momento en flexión de la rodilla dificulta la reducción espontánea de la misma.

Es importante discutir con el paciente si efectivamente ha ocurrido un episodio de luxación-subluxación o no. En ocasiones, en el contexto del dolor anterior de rodilla, se pueden producir episodios de *pseudobloqueo* del cuádriceps, propios de un arco reflejo secundario al dolor, que ocasionan en el paciente la sensación de “fallo de la rodilla”. Este fenómeno puede provocar pérdida del equilibrio con caídas al suelo, y en ocasiones se confunde con eventos de inestabilidad con reducción espontánea.

Initial Injury
<ul style="list-style-type: none">• History of injury: high or low energy?• How much swelling was present soon after the initial injury?• Description of sensation: what did it feel like at the time of injury?• Did you see your kneecap out of place?• Reduction needed?• Family history of patellar instability and/or systemic hypermobility?

Tabla 2. Interrogatorio recomendado por la PFF para episodios iniciales⁷.

En casos recidivantes, el cuadro suele ser menos florido, especialmente en luxadores habituales. Puede aparecer dolor, y la reducción espontánea o autoaplicada por el paciente son más habituales que ante un primer episodio. Cuando este dolor tiene una calidad punzante y es intermitente, debería sospecharse la existencia de cuerpos libres o lesiones osteocondrales inestables, que pudieran haber sido producidas en los episodios de inestabilidad. La aparición de un derrame articular significativo o mayor dolor que en ocasiones anteriores, debe hacer sospechar el desprendimiento de dichas lesiones osteocondrales inestables.

En casos recidivantes, el enfoque del tratamiento debe ser más agresivo, por lo que en la anamnesis inicial ya debe conseguirse una aproximación a la situación global de la rodilla, la magnitud y repercusión del problema y las expectativas del paciente con respecto a sus objetivos futuros.

<p>Recurrent Injury</p> <p>Same questions as for initial injury, plus the following:</p> <ul style="list-style-type: none">• What activities have provoked recurrent symptoms?• Response to prior treatment?• How severe was pain and swelling this time?• Number of episodes of instability?• Was knee function normal between episodes (pain and/or perceived instability)?• Review history of initial event: high or low energy?• Age at onset?• Bilateral?• Pain or instability more of a problem?• Patient/family goals and expectations?• Family enabling or supportive?

Tabla 3. Guía para una anamnesis dirigida en casos recidivantes ⁷

Como hemos introducido previamente, un subgrupo de pacientes acudirá a la consulta con síntomas o signos de inestabilidad a pesar de tratamientos quirúrgicos previos (tipo III de la inestabilidad). Sin lugar a la duda, estos individuos suponen un reto considerable para el cirujano que los trata, que habitualmente será un especialista en este campo concreto. Es relevante en estos casos esclarecer si la sintomatología es la misma que antes de la operación, o si bien las sensaciones han cambiado en intensidad o localización tras la misma. En este sentido también es

importante considerar si ha habido algún cambio entre la sintomatología predominante *dolor vs inestabilidad*, pues ambos factores pueden verse empeorados (o surgir de novo) de manera iatrogénica. Es capital contar con toda la información clínica previa en estos pacientes, incluyendo los informes quirúrgicos y las pruebas de imagen pre y postoperatorias, especialmente cuando han sido intervenidos por otros profesionales o en otros centros.

Una herramienta especialmente útil en pacientes FP, sobre todo si la presentación es difusa y el paciente no es capaz de explicar sus síntomas con claridad, es el diagrama de dolor. Se ha demostrado su utilidad en la localización de los síntomas, y puede alertarnos sobre casos de magnificación voluntaria de los mismo cuando el paciente “adorna” los diagramas con flechas, exclamaciones u otros signos dramáticos⁷⁸.

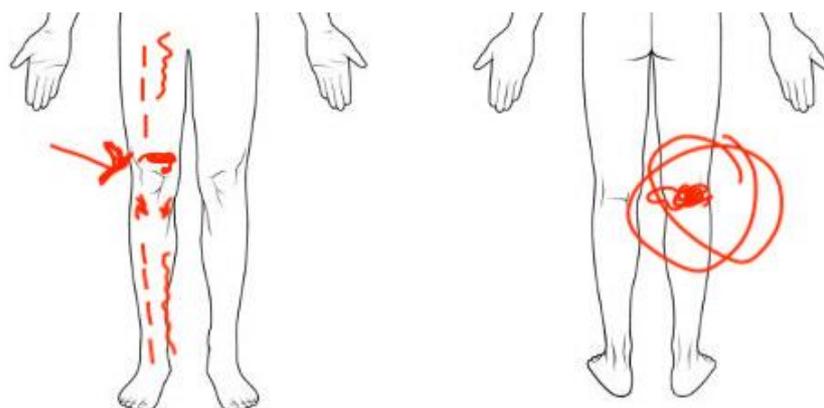


Imagen 50. Diagrama de en un paciente del espectro FP. Destaca la llamada de atención a puntos de dolor referidos o reflejos.

Como se ha desarrollado previamente, la mitad de los pacientes con síntomas FP crónicos muestra síntomas de ansiedad o depresión. Por este motivo, un pilar fundamental de la relación médico-paciente en estos casos es el identificar los matices emocionales de cada individuo concreto. Elementos a tener en cuenta son la actitud del paciente ante su problema y ante el médico, el apoyo familiar, el relato de otros problemas de salud de manera atropellada, las críticas abiertas a otros profesionales, etc... En determinados pacientes, el tratamiento de las alteraciones emocionales puede ser el primer objetivo terapéutico, pues su persistencia puede afectar de manera significativa al proceso terapéutico y su resultado final.

La exploración física en estos pacientes continúa estando centrada en una serie de maniobras exploratorias más o menos clásicas, a las que se han añadido pocas actualizaciones en los últimos tiempos. Conviene ser sistemático en el proceso, dada la cantidad de aspectos que se deben valorar, y que pueden ser pasados por alto con facilidad. Por este mismo motivo, conviene registrar todos estos hallazgos de la manera más completa posible, lo que permitirá objetivar los eventuales cambios en futuras exploraciones. Es de importancia también el evaluar la rodilla contralateral, tanto si es sintomática como si no lo fuera, pues la coincidencia o no de hallazgos en una u otra situación puede ser de utilidad en la interpretación de los mismos.

Inicialmente, se observará al paciente en bipedestación, idealmente con los miembros inferiores descubiertos en su totalidad. Hallazgos relevantes son la obesidad, la discrepancia de longitud en los miembros, los trastornos cutáneos o vasculares que pudieran contraindicar un tratamiento quirúrgico y la atrofia de la musculatura cuadricepsital. Post recomienda cuantificar el perímetro del muslo en un punto sistematizable para monitorizar la evolución de los programas de ejercicios destinados a reacondicionar este grupo muscular⁷⁸. Nosotros recomendamos un punto medio entre el polo superior de la rótula y la espina iliaca anterosuperior.

También en bipedestación pueden realizarse determinaciones del **ángulo Q**. Este es el resultante de la intersección en el punto medio de la patela de dos líneas rectas que parten de la espina iliaca antero-superior y de la TTA. La posición de los pies en posición neutra es mandatoria para lograr una estandarización de los valores obtenidos. Esta evaluación clínica ha demostrado una precisión comparable a la efectuada mediante TAC⁷⁹. En la siguiente tabla, se presentan los valores normales según diferentes autores:

TABLE 1. Normal Population Q Angle Review

Author	Sex/Q Angle	No. Knees/Age
Supine		
Insall ¹²	14°	50/NS
Aglitti ¹⁵	F17° ± 3°	75/23
	M14° ± 3°	75/23
Hsu ¹⁸	F18.8° ± 4.7°	60/NS
	M15.6° ± 3.5°	60/NS
Woodland ¹³	F15.8° ± .072°	57/20.0
	M12.7° ± .072°	69/22.3
Johnson ¹⁹		
at 0°	F15°	100/47
	M8.4°	110/48
at 45°	F7.6°	
	M7.6°	
at 90°	F5.4°	
	M5.4°	
Standing		
Woodland ¹³	F17.0 ± .072°	57/20.0
	M13.6 ± .072°	69/22.3
Fairbank ¹⁶	F23 ± 1.2°	150/14.8 ± .1
	M20 ± 1.2°	160/14.6 ± .1
Horton ¹⁷	F15.8 ± 4.5°	50/22.6
	M11.2 ± 3.0°	50/22.6

NS, not specified.

Tabla 4. Valores de referencia del ángulo Q, revisados por Post⁷⁸.

Con una simple lectura de los datos ofrecidos en la tabla, puede comprobarse la gran oscilación que existe entre valores considerados normales, que puede ser de hasta el doble de magnitud en algunos casos. Por tanto, no existe consenso sobre la utilidad diagnóstica de un valor concreto de la medición; la aplicabilidad de la misma radica en su valor como indicador de las fuerzas en valgo que actúan sobre la rótula. Por tanto, su utilidad diagnóstica y en la toma de decisiones terapéuticas es limitada⁵⁰.

En bipedestación también puede valorarse el **J-sign** solicitando al paciente que realice una sentadilla e incorporándose a una posición erguida con las rodillas extendidas. La valoración de este parámetro en carga puede ofrecernos una visión más próxima a la realidad del patrón de *tracking* rotuliano del paciente que si la maniobra se ejecuta en descarga y cadena cinética abierta. Como discutiremos más adelante, este hallazgo tampoco está exento de controversia, pues a día de hoy sigue sin existir consenso sobre la definición del tracking rotuliano “normal”.

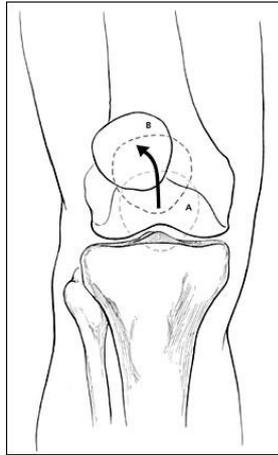


Imagen 51. Esquematización del fenómeno observado durante el *J sign*. La flecha que describe el movimiento tiene forma de *J* invertida⁸⁰. Una *J* suave, con una discreta inclinación lateral de la rótula en extensión completa es considerada fisiológica por una mayoría de autores.

En último lugar, antes de pasar a la camilla de exploración, debemos observar la marcha del paciente, tratando de identificar alteraciones en el ángulo de progresión de la marcha que hagan sospechar defectos torsionales, así como otras alteraciones en el patrón del movimiento que pudieran responder a disimetrías, desbalances musculares o contracturas de las partes blandas a algún nivel.



Example of a child with intoeing secondary to increased femoral anteversion.

Imagen 52. Disminución en el ángulo de progresión de la marcha por anteversión femoral exagerada⁸¹.

A continuación, pediremos al paciente que se siente en el borde de la camilla de exploración, donde podemos evaluar el *J-sign* en descarga. Resulta también útil observar la alineación de la TTA con la patela a 90° de flexión. Este dato se conoce

como el *tubercle sulcus angle* o *90° Q angle*, y en circunstancias normales debería estar centrado con la línea media de la patela. Una excesiva lateralización del mismo con respecto a la línea media debería tenerse en cuenta, pues sería un dato análogo a una TTTG aumentada.⁷⁸ En esta posición, observaremos el contorno muscular del cuádriceps mientras el paciente extiende la rodilla activamente contra gravedad en el rango 15-45°, pudiendo visualizarse una concavidad medial en casos de atrofia severa del VMO.

El resto del examen físico debe llevarse a cabo en decúbito supino: deberá explorarse la rodilla de manera global, observándose la presencia de derrame articular o tumefacción extraarticular, el rango de movilidad activo y pasivo, así como la estabilidad ligamentosa de la misma y el estado de los meniscos. Sólo cuando se haya obtenido una aproximación al estado general de la rodilla, nos detendremos en la evaluación rotuliana, por lo general más molesta para el paciente, y por lo tanto más conveniente al final de la exploración.

Inicialmente deben localizarse los puntos de máximo dolor en la rodilla. Habitualmente esto no es sencillo, pues salvo en etiologías con localización anatómica muy concreta, el paciente puede tener dificultad para definir un asiento concreto de su dolor. En mi experiencia clínica he encontrado de gran ayuda pedir al paciente que señale este punto, con la siguiente orden: *“por favor, indique con la punta de un dedo dónde siente el dolor. No use toda la mano, recuerde que debe usar un solo dedo”*. Inmediatamente después se pide al paciente que ejecute la orden, y a pesar de las indicaciones, muchos llevarán sus cinco (o diez) dedos sobre la rodilla, siendo esto un excelente indicador de que el padecimiento del paciente no se localiza en una estructura concreta o es de pequeño tamaño. En raras ocasiones este signo aparece en pacientes en los que posteriormente se confirmen lesiones meniscales u osteocondrales aisladas. En los pacientes del espectro FP, donde suele existir una hipersensibilidad de los tejidos peripatelares, los pacientes suelen colocar su mano alrededor de la rótula, siendo también un buen indicador clínico de la localización del problema en la AFP. Sin embargo, tampoco es infrecuente que los pacientes señalen las interlíneas articulares o el hueco poplíteo como asiento del discomfort⁵⁰.



Imagen 53. Paciente con IFP señalando su área de dolor con 4 dedos. Se aprecia también un escaso trofismo muscular del cuádriceps, con contornos poco definidos aún en un paciente delgado (imagen de archivo personal).

Uno de los hallazgos más fácilmente identificables durante el examen físico es la **crepitación o crepitus rotuliano**. Se define ésta como la sensación de roce, crujido o chirrido que se obtiene al friccionar la rótula contra la tróclea femoral, tanto pasivamente como al realizar ciclos de flexo-extensión activa. Históricamente se ha interpretado este fenómeno como el resultado de la interacción de dos (o al menos una de ellas) superficies hialinas dañadas, y por lo tanto irregulares. Sin embargo, diferentes trabajos han comprobado que en rodillas con cartílago intacto también puede obtenerse un *crepitus* rotuliano durante la exploración⁸². Asimismo, no es infrecuente hallar este signo entre individuos asintomáticos. Por todo ello, la presencia de la crepitación rotuliana como hallazgo único podría ser entendida como un descubrimiento incidental; su constatación acompañada de otros signos o síntomas debería hacernos sospechar la existencia de un daño osteocondral en la AFP.

Una maniobra clásicamente recomendada ha sido la palpación de las carillas articulares rotulianas, en busca de dolor o molestias de origen en estas superficies condrales. Algunos autores⁷⁸ son críticos con esta maniobra, pues en ella también se ejerce presión sobre los retináculos y el recubrimiento sinovial, siendo por tanto poco específica para la exploración condral. En su lugar recomiendan el **test de compresión FP o grind test FP**: la presión directa sobre la rótula contra la tróclea femoral, a distintos grados de flexión, de manera que no se interponga ningún otro tejido potencialmente irritable. Se recomienda que esta maniobra se realice

pasivamente, ya que, si se el paciente activa su musculatura para poner en movimiento la rodilla, diferentes tejidos pueden entrar en tensión, generar dolor y alterar la valoración de la prueba.



FIGURE 3. Compress the patella directly into the trochlea at various degrees of knee flexion, avoiding compression of the peripatellar soft tissues. (Reprinted with permission.²²)

Imagen 54. Maniobra de compresión femoro-patelar directa⁷⁸.

En casos agudos, la existencia de un punto doloroso bien localizado en el tubérculo aductor del fémur, conocido como **signo de Basset**, es indicativo de lesión del LPFM, por lo que su confirmación con pruebas de imagen estaría indicada. La sensibilidad de este signo para reconocer esta lesión ha sido cuantificada en un 70%, siendo netamente superior al test de aprehensión (39%) a tal efecto⁷⁹.

Dentro de las maniobras exploratorias específicas de la rótula, es de importancia valorar la laxitud de los retináculos medial y lateral. Para ello, en extensión completa se evaluará el gado de traslación pasiva que puede conseguirse en un y otro sentido desde la posición inicial de reposo. La valoración más frecuente es la realizada en extensión completa, aunque algunos autores recomiendan registrar valores adicionales a 20° y 30° de flexión. Se considera una movilidad normal en ambos sentidos 2 cuadrantes: 1 o menos es sugestivo de un retináculo acortado mientras que 3 o más harían sospechar una incompetencia del mismo por hiperlaxitud o rotura⁷⁸.

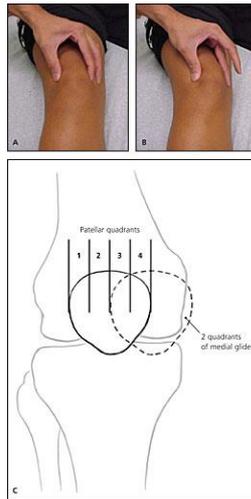


Imagen 55. Test de traslación lateral, según Dixit. Nótese el método para cuantificar la traslación por cuadrantes⁸⁰.

En este último escenario, el de una traslación excesiva, de manera casi universal hacia lateral, podría evaluarse el **test de aprehensión de Fairbanks**, que no es más que una continuación del anterior. Algunos autores recomiendan su realización a 30° de flexión⁷⁹, aunque habitualmente se realiza en extensión completa o cerca de ésta. En pacientes donde la traslación lateral no está efectivamente contenida, la sensación de luxación inminente provocará un estado de alarma en el mismo, que intentará evitar que el examinador complete la maniobra. La reacción del paciente puede ser verbal, de contracción defensiva del cuádriceps o incluso puede llegar a usar sus manos para detener la maniobra. Se considera la positividad de esta prueba como altamente sensible para IFP sintomática.



Imagen 56. Maniobra de aprehensión realizada con la rodilla en flexión. La maniobra es más sensible si se realiza en extensión completa o a pocos grados de flexión (30°)⁸³.

No obstante, algunas series han indicado que la sensibilidad del test de Fairbanks no alcanzan ni el 50%⁸⁴. Como alternativa, y con una sensibilidad absoluta según sus autores, podemos señalar el *moving patellar apprehension test* de Ahmad⁸⁵. En esta prueba, el explorador fuerza la traslación lateral en extensión completa, llevando la rodilla a la flexión y observando en este momento la aparición la ansiedad anticipatoria de una luxación en el paciente. La maniobra se repite a continuación forzando la medialización de la patela, y se compara el resultado con la previa. El test es positivo cuando la reacción aparece en la primera parte del test (un resultado positivo en la segunda parte indicaría la existencia de una inestabilidad medial o bien una simulación por parte del paciente).

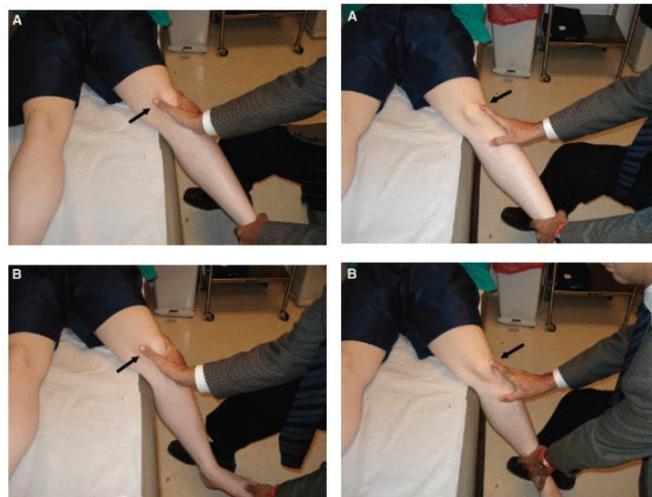


Imagen 57. Test en movimiento de Ahmad: en la primera parte (columna izquierda) se lleva fuerza la traslación lateral, mientras que en la segunda (columna derecha) se estabiliza la rótula medialmente. La primera maniobra debería generar sensación de luxación inminente en sujetos con inestabilidad lateral⁸⁵.

Resulta también de importancia valorar el *tilt* patelar a 20° de flexión. En esta posición, la rótula debería poder evertirse lateralmente hasta unos 20° con respecto a la tróclea femoral, indicando en caso contrario una contractura retinacular externa⁷⁹.

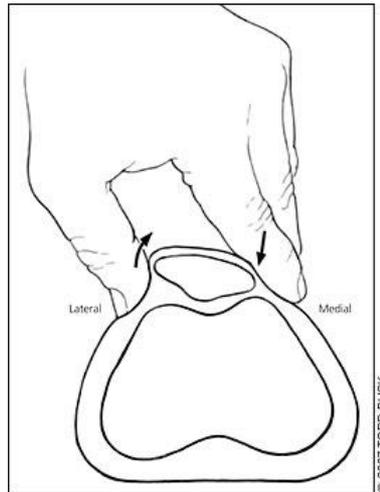


Imagen 58. Evaluación del *tilt* lateral pasivo. En circunstancias normales, hasta 20° de inclinación lateral deberían ser conseguidos sin dolor⁸⁰.

Otra maniobra que puede darnos información sobre el desbalance entre el retináculo medial y el lateral es el *quadriceps pull test*. En extensión completa y con el paciente relajado, se marca en la piel el centro de la rótula y la TTA: ambos puntos definen la línea de referencia. A continuación el paciente ejerce una contracción isométrica del cuádriceps, y se cuantifica el desplazamiento del centro patelar con respecto a esta línea, siendo un valor mayor de 15 mm indicativo de desbalance retinacular en uno u otro sentido⁷⁹.

Uno de los aspectos comúnmente menospreciados en la evaluación de la rodilla es el de la evaluación de la flexibilidad muscular, que cómo se ha mencionado, puede tener un papel muy relevante en la estabilidad FP. Esta serie de maniobras permitirán evaluar los diferentes grupos implicados en la movilidad de la rodilla de manera sistematizada:

- Observación de flexo de rodilla: implica acortamiento isquiotibial. Se considera como una maniobra específica el **test de extensión pasiva de la rodilla**. Éste se realiza con la cadera a 90° de flexión, siendo normales unos valores de unos 40° en mujeres y 30° en hombres⁸⁶.

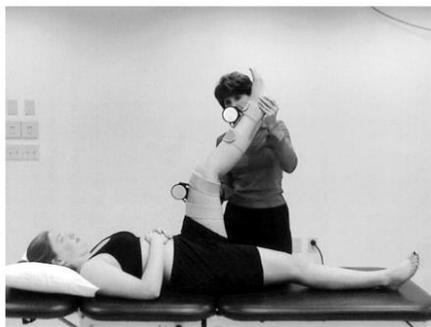


FIGURE 1. Measurement of hamstring flexibility with knee extension test.

Imagen 59. Test de extensión pasiva de rodilla.

- El acortamiento del tríceps sural se identifica mediante un déficit de dorsiflexión pasiva del tobillo.
- El acortamiento de la banda iliotibial se evidencia mediante un déficit de aducción en el test de Ober o en su variante modificada.

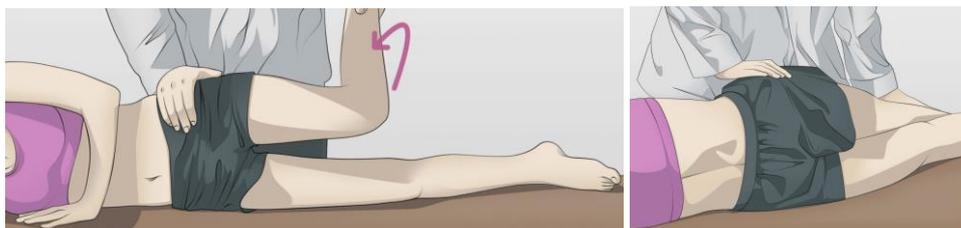


Imagen 60. Test de Ober y variante modificada para evaluación de flexibilidad de banda iliotibial⁸³.

- La flexibilidad del cuádriceps, con frecuencia alterada en pacientes del espectro FP, es mejor valorada en decúbito prono, debiendo anotarse el déficit como la distancia talón-glúteo⁷⁸.

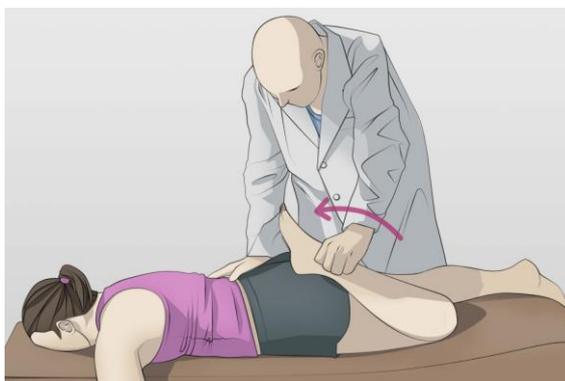


Imagen 61. Comprobación pasiva de la elasticidad del cuádriceps.

A modo de resumen, en la tabla 5 se expone la sistemática de exploración recomendada por Post en su artículo de revisión. Nótese como rutinariamente deben tenerse en cuenta más de 20 elementos exploratorios, de ahí la facilidad con que pudiera pasarse por alto información relevante cuando no se realiza dicho examen con la dedicación necesaria.

TABLE 2. Suggested Physical Examination for Patients Suspected of Having Patellofemoral Disorders
Standing observations
Atrophy
Leg length
Foot position
Torsional deformity
Varus/valgus alignment (Q angle)
Obesity
Gait/squatting
Quadriceps avoidance
Hip abductor weakness
Patellar tracking
J sign
Patellar mobility
Lateral patellar tilt
Medial glide
Lateral glide (apprehension sign)
Superior/inferior glide
Special tests for medial instability
Reverse apprehension
Gravity subluxation
Soft tissue palpation
Retinacular tissues
Patellar tendon
Quadriceps tendon insertions
Medial parapatellar plica
Prior scars
Patellar palpation
Articular compression
Crepitus
Flexibility
Prone quadriceps
Hamstring
Gastrocsoleus
Iliotibial band (Ober's test)
Hip extension/rotation

Tabla 5. Sistemática de exploración recomendada para la IFP.

La PFF hace hincapié en algunos aspectos claves en la exploración física de los pacientes con IFP, haciendo distinción entre los hallazgos en un episodio agudo (primero o recurrente) y los esperables en periodos intercríticos en pacientes recurrentes⁷:

Tabla 6. Aspectos exploratorios relevantes tras episodio agudo

- Desplazamiento rotuliano pasivo en extensión y primeros grados de flexión. Evaluación de tope medial
- Test de aprehensión a 30 grados.
- Dolor en el aspecto medial del retináculo
- Cuantificación de derrame articular
- Escala de Beighton, valorando especialmente la hiperextensión de rodilla
- Valoración rotacional y de alineación del miembro inferior
- Exploración sistemática del resto de la rodilla y comparación con contralateral.
- Diferir exploración si el paciente estuviera demasiado dolorido

Tabla 7. Aspectos exploratorios relevantes en periodos intercríticos

- Exploraciones mencionadas para casos agudos
- Alineación de la extremidad en bipedestación
- Sentadilla unipodal, para valorar situación funcional de la cadera y el core
- J-sign con flexo-extensión activa
- Presencia de tracking lateral fijo, incluso en flexión profunda
- Hiperalgnesia

De importancia en los pacientes con dolor anterior de rodilla es la exploración de la integridad del ligamento cruzado anterior, pues en torno a una cuarta parte de los pacientes con inestabilidad crónica del mismo presentan dolor FP⁷⁸.

Se indican también por la PFF algunas maniobras exploratorias para casos extremos o con cirugías (fallidas) previas. Todos ellos serían sugestivos de una excesiva corrección o rigidez de los restrictores mediales:

- **Test de subluxación gravitatoria:** se coloca al paciente en decúbito lateral, y se desplaza medialmente la patela. La prueba es positiva si el paciente es incapaz de reducir la rótula a una posición centrada activamente, e indica la insuficiencia (funcional o anatómica) del vasto lateral⁷⁹.
- **Test de aprehensión medial:** consiste en desplazar la rótula medialmente, observando en el paciente la aparición de una respuesta de aprehensión.
- **Test de reducción de Fulkerson:** se fuerza la patela medialmente en extensión completa para, posteriormente flexionar la rodilla, soltando la presión sobre la rótula. En pacientes con inestabilidad medial, donde la rótula habrá sido llevada más allá de los límites de la tróclea, la reducción de la misma en flexión reproducirá sus síntomas.

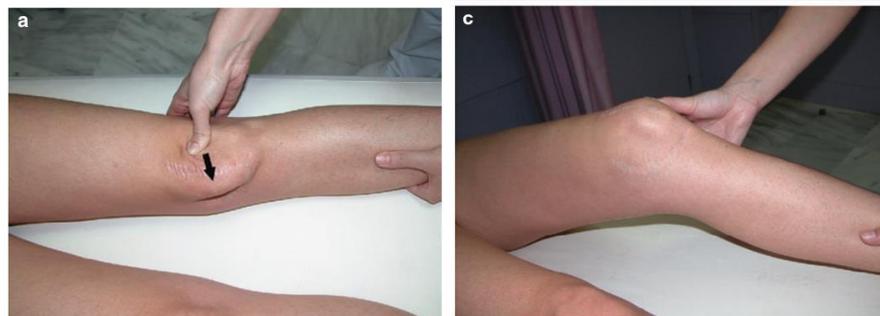


Imagen 62. Reproducción de la maniobra de relocación de Fulkerson en uno de los manuales de Vicente Sanchís-Afonso⁵⁰

En los pacientes con cirugías previas y persistencia de sintomatología también es recomendable explorar con la existencia de neuromas, mediante la prueba de percusión de Tinel. Post señala como localización específica para la realización de esta maniobra el hiato aductor, pues la compresión del nervio safeno a este nivel puede pasar desapercibida, y es fácilmente confirmable con una infiltración anestésica local⁷⁸.

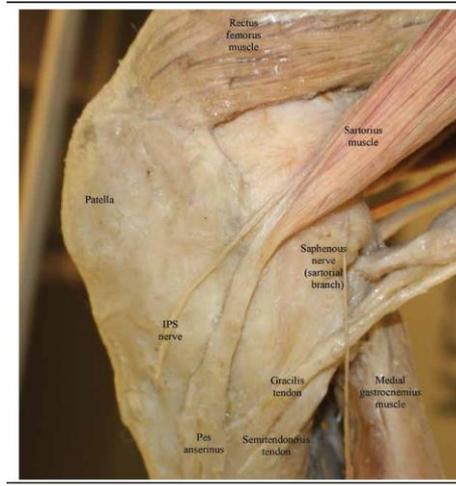


Imagen 63. Detalle anatómico de la salida del nervio safeno por el hiato aductor, lugar de posible compresión del mismo⁸⁷.

Como apunte final con respecto a la exploración física, merece la pena comentar el trabajo publicado por Smith en 2012⁸⁸. Cinco cirujanos de rodilla miembros del Grupo de Estudio Internacional de Patología Femoropatelar, y, por lo tanto, altamente especializados en el manejo de pacientes con inestabilidad femoropatelar, examinaron a 5 individuos con historia bilateral de luxación rotuliana (10 rodillas) en dos momentos separados entre sí por 30 minutos. Los pacientes fueron examinados para obtener valores de 18 parámetros distintos habitualmente valorados en la IFP. Se analizó el grado de coincidencia en las valoraciones entre los cinco miembros y entre las dos valoraciones de cada observador.

Physical examination test
<i>Flexibility measurements</i>
Prone quadriceps flexibility
Popliteal angle
Patellar tilt
Patellar glide
Lateral apprehension test 0° flexion
Lateral apprehension test 30° flexion
Medial apprehension test 30° flexion
Gravity subluxation test
ITB flexibility
Hip flexor flexibility
Gastrocnemius flexibility
Hypermobility criteria (Beighton score)
<i>Alignment measurements</i>
Q-angle standing quad relax 0° flexion
Q-angle supine quad relax 0° flexion
Q-angle standing quad relax 30° flexion
Q-angle supine quad relax 30° flexion
Q-angle standing quad contracting 0° flexion
Q-angle supine quad contracting 0° flexion
Q-angle standing quad contracting 30° flexion
Q-angle supine quad contracting 30° flexion
Tubercle sulcus angle
Foot arch position
Tibial torsion
Hip version (prone Staheli method)
Standing posture lower limb
<i>Palpation/observation measurements</i>
Pain on palpation of patellar retinaculum
Patellar compression test
Crepitus
Patellar tracking test (J-sign)
Bassett's sign
VMO capability test

Tabla 8. Parámetros evaluados en el estudio de Smith ⁸⁸

El análisis estadístico concluyó que, si bien la fiabilidad entre las mediciones realizadas por el mismo observador en dos momentos del tiempo fue moderada, la consistencia entre diferentes observadores fue nula. Teniendo en cuenta que estas exploraciones fueron llevadas a cabo por algunos de los profesionales con mejor conocimiento de esta patología a nivel mundial, estas conclusiones deben llamar la atención sobre el controvertido valor diagnóstico de estas pruebas exploratorias, sobre todo si se consideran de manera aislada. El propio Post ya indicó en 1999: *“Physical examination is the cornerstone of effective diagnosis and treatment of patellofemoral disorders. (...) Unfortunately, we cannot define “normal” scientifically for most of these tests*⁷⁸. Tan solo unos años después, Smith concluía su artículo de revisión con palabras casi exactas: *“although the physical examination of the patellofemoral joint is regarded as the cornerstone of the diagnosis of patellar instability, the evidence for the utility of these tests is limited and methodologically flawed”*⁷⁹. Por este motivo, cuando la historia clínica y/o la exploración clínica nos orienten a un caso e IFP, resulta mandatorio apoyar la sospecha diagnóstica en pruebas de imagen que confirmen dichos hallazgos.

Escalas de valoración

Disponemos de algunas escalas de valoración específicas para cuantificar el grado de afectación sintomática y funcional en pacientes con patología FP. Estas herramientas son especialmente útiles para monitorizar la evolución durante el tratamiento de un paciente, los resultados de los procedimientos quirúrgicos realizados, y con fines académicos y de investigación. Los más reconocidos son:

- **Fulkerson Knee Instability Scale:** test específico para IFP; auto completado por el paciente. Puede ser útil, por ejemplo, para realizar screening de pacientes a distancia, antes de ser derivados a una consulta especializada.
- **Kujala Anterior Knee pain scale:** Valoración global de la articulación FP; auto completado por el propio paciente. Es uno de los más empleados en artículos clínicos.
- **Lysholm Knee scoring scale:** uno de los test más habituales en literatura de rodilla, la valora de forma completa. El paciente registra la situación con respecto a 8 ítems distintos: dolor, inestabilidad, bloqueo, inflamación, cojera, uso de escaleras, levantarse de la silla, ponerse de cuclillas y necesidad de ayudas (bastones)
- **IKDC:** Test genérico de la rodilla, autocompletado por el paciente. Presta especial atención a la función, tanto en actividades cotidianas como deportivas
- Otros test específicos de función femoropatelar: **Bristol, HSS, Lonner, Feller, Larsen-Lauridsen, Barlett, Norwich, Banff ...**

De todos ellos, en la revisión de Smith demostraron buena capacidad de identificación de pacientes con IFP de más de 2 años de evolución el de Fulkerson y el

de Lysholm⁷⁹. El test de Kujala, si bien sigue siendo de los más empleados, encuentra dificultades a la hora de valorar la inestabilidad: varios autores han señalado que sus valores no reflejan la diferencia de recidivas en los episodios de luxación entre distintas cohortes⁶⁷. Por este motivo se han desarrollado escalas de valoración más específicas en los últimos años. Balcarek recomienda en su artículo de revisión usar al menos uno de los dos más recientes, el Banff o el Norwich, basando la recomendación en una buena validez y reproducibilidad⁶⁷.

En muchos centros, estos tests se realizan de manera sistemática a los pacientes en determinados momentos del tiempo (visita inicial, postoperatorio inmediato, a los 3/6/12/24 meses tras la cirugía...) lo que permite seguir la evolución de los pacientes de manera más o menos objetiva, y establecer recomendaciones a cerca de las distintas intervenciones en función de los resultados obtenidos.

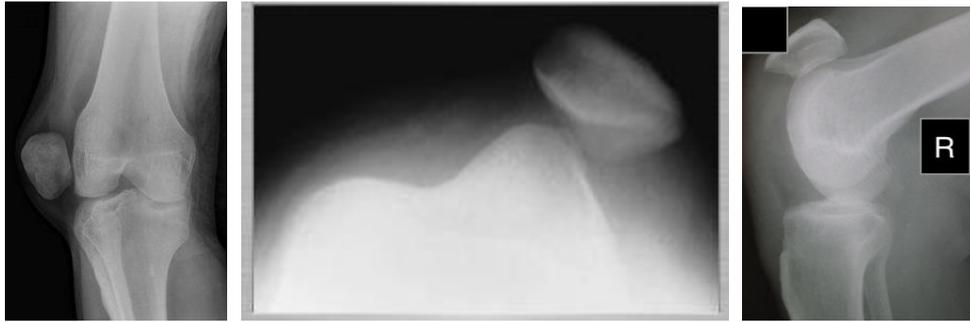
La utilidad de las pruebas complementarias en la IFP es múltiple:

- Confirmación diagnóstica de la IFP.
- Evaluación de factores anatómicos predisponentes
- Identificación de lesiones estructurales secundarias a la inestabilidad
- Planificación de corrección quirúrgica de estructuras anómalas o lesionadas.

Como hemos relatado, en la evolución natural de los episodios de inestabilidad, es frecuente que la luxación se reduzca espontáneamente o por acción del propio paciente cuando este está familiarizado con su patología. Ello implica que en pocos casos sea necesario confirmar la luxación mediante pruebas de imagen, ya que, por otra parte, el diagnóstico de una luxación no reducida es eminentemente clínico. Por lo tanto, las pruebas complementarias habitualmente asisten en la identificación de los factores predisponentes y lesiones asociadas, radicando ahí su principal contribución en el manejo de estos pacientes.

Confirmación aguda de una luxación

En el momento agudo, en los Servicios de Urgencia, puede indicarse una radiografía simple de rodilla, sobre todo cuando no exista una clara sospecha de luxación rotuliana, o si se desean descartar lesiones traumáticas asociadas al episodio (como arrancamientos óseos, lesiones osteocondrales o fracturas). Si la rótula no está reducida, puede observarse una posición anómalamente externa en la proyección anteroposterior. En la proyección lateral, puede no observarse la rótula al encontrarse superpuesta con el fémur. Una posición excesivamente alta de la misma puede hacernos pensar en una rotura del tendón rotuliano. En caso de dudas, puede confirmarse la luxación con una proyección axial, pero su realización en el contexto agudo añade aún más dificultad a una técnica particularmente problemática.



Imágenes 64, 65 y 66.. En imagen izquierda y central, confirmación de una luxación aguda en radiografías antero-posterior y axial de rodilla⁸⁹. En imagen derecha, rótula excesivamente proximal en el contexto de una rotura aguda del tendón rotuliano.

En determinadas circunstancias y medios, puede indicarse una resonancia magnética en el periodo agudo, especialmente si se sospecha alguna lesión intraarticular añadida durante la exploración clínica (derrame cuantioso) o en la radiología simple (fragmento osteocondral visible). Algunos hallazgos habituales son el derrame articular, que de ser de importante cuantía puede alejar secundariamente la rótula de su posición natural en la tróclea, la lesión del LFPM y la existencia de lesiones osteocondrales de las carillas articular rotulianas (lateral al luxarse y medial al reducirse) o troclear, fundamentalmente de la faceta lateral.

Pruebas de confirmación y extensión de estudio

Como se ha comentado, la necesidad de recurrir a pruebas diagnósticas más específicas es común en estos pacientes. Se enumeran a continuación las diferentes modalidades y técnicas disponibles en el momento actual y empleadas de manera rutinaria a nivel internacional.

Radiología simple

La radiología simple ha tenido históricamente un papel relevante en el diagnóstico de la IFP, que no ha disminuido con el paso de las décadas. Su utilidad se radica principalmente en la evaluación de dos de los factores predisponentes más destacados y habituales: la displasia troclear y la altura patelar. También resulta útil para obtener una aproximación a la situación global de la rodilla, en cuanto a cambios degenerativos, que pudieran condicionar las opciones de tratamiento en cada paciente. La PFF recomienda la realización sistemática de 3 proyecciones en el estudio de pacientes con sospecha de IFP⁷:

- Anteroposterior
- Lateral estricta
- Axial de rótula a menos de 45° de flexión (la menor flexión técnicamente posible)

En 2004, Fulkerson defendía que estas exploraciones iniciales, realizadas con unos estándares de calidad adecuados, serían suficientes para el diagnóstico de la mayoría de los pacientes del espectro FP, incluso para aquellos que precisaran corrección quirúrgica de alguna de las alteraciones encontradas¹⁶. Vicente Sanchís-Afonso también defiende esta idea en su manual de 2011⁵⁰. Merece la pena plantear que, a día de hoy, probablemente esta afirmación deba matizarse, dado el gran desarrollo desde entonces de otras modalidades de imagen más sofisticadas y completas como la RM. En cualquier caso, en bastantes foros especializados aún se

sigue defendiendo esta idea, dada la universalidad de acceso y bajo coste de la radiología simple.

En la práctica habitual no es infrecuente encontrar dificultades en la obtención de proyecciones ortogonales adecuadas, bien por técnica deficitaria en la obtención de las imágenes, bien por escasa colaboración de los pacientes. En concreto, se obtienen muchas proyecciones laterales en las que ambos cóndilos femorales no se superponen (proyección oblicuada), o con un grado de flexión de rodilla variable (lo que dificulta su estandarización y comparación). Con las radiografías axiales la problemática es aún mayor, pues a la mayor complejidad técnica de la exploración se añade el factor de que las imágenes obtenidas son muy sensibles o dependientes del grado de flexión de la rodilla: las imágenes más rentables en cuanto a la información que pueden aportar son las obtenidas en los primeros grados de flexión, que a su vez son las más complicadas de obtener. Estas limitaciones, entre otros factores, han promovido la mayor utilización y evolución en los últimos años de otras modalidades de obtención de imagen como la RM o el TAC, menos dependientes de la colaboración del paciente o los técnicos de radiología.

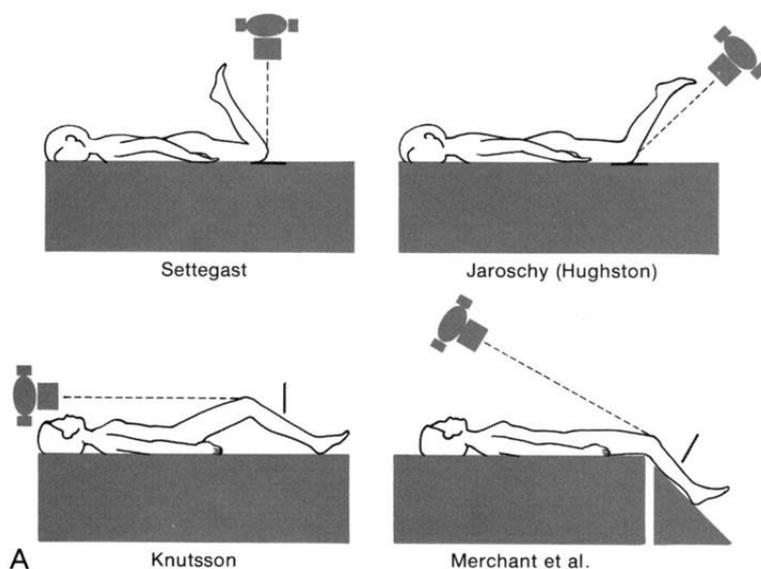


Imagen 67. Resumen de diferentes metodologías para obtener proyecciones axiales de rótula¹⁶. Las imágenes obtenidas cuando el haz de radiación incide el chasis de manera perpendicular sufren menor distorsión que cuando lo hace de manera tangencial. La técnica de Merchant es una de las más reproducibles y empleadas hoy en día.

○ **Valoración de la displasia troclear mediante radiología simple**

Ya a principios del siglo XX, en las etapas iniciales de la radiología clínica, algunos autores comienzan a estudiar la morfología troclear mediante imágenes obtenidas con rayos X. Los primeros esfuerzos se centran en el estudio de la morfología troclear en el plano axial, tendiendo con el paso de las décadas a obtenerse imágenes con menor grado de flexión, en favor de obtener una visión de la tróclea proximal, más responsable de la fisiopatología de la IFP⁹⁰. Sin embargo, a finales de siglo, con la importante influencia de la escuela de Lyon, se presencia un cambio de tendencia, prefiriéndose el empleo de imágenes en proyección lateral. Estas imágenes son más sencillas de obtener, y permiten visualizar todo el contorno femoral independientemente del ángulo de flexión, por lo que esta corriente contó rápidamente con una buena aceptación entre la comunidad ortopédica.

Los trabajos de Dejour (padre e hijo) siguen considerándose una referencia en el estudio de la displasia troclear. Los trabajos iniciales de Henri Dejour (padre) se basaron, como hemos mencionado, en proyecciones laterales. Se establecieron unos criterios para definir la displasia troclear, mediante los siguientes elementos⁴⁵:

- **Signo del cruce:** se observa cuando existe, en cualquier punto, una intersección entre el contorno del cóndilo lateral y el fondo troclear, indicando que el primero está al mismo nivel (o incluso más posterior).

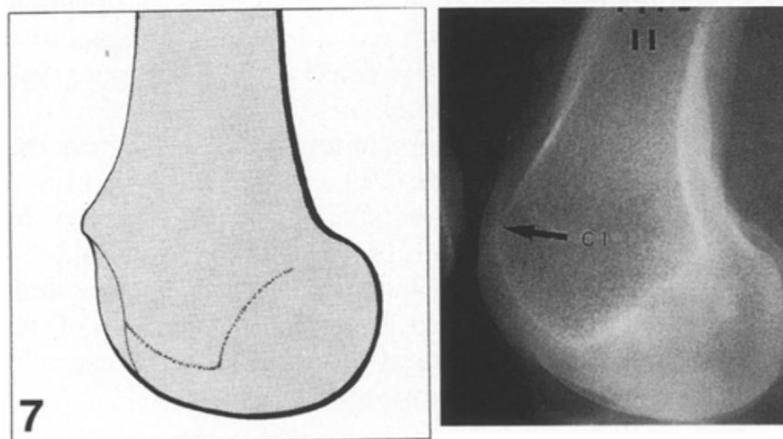


Imagen 68. Signo del cruce.

- **Troclear bump:** este concepto mide la altura del fondo troclear con respecto a una línea trazada a lo largo de la cortical femoral anterior. Dejour la considera patológica si es igual o mayor a 3 mm (positivos).

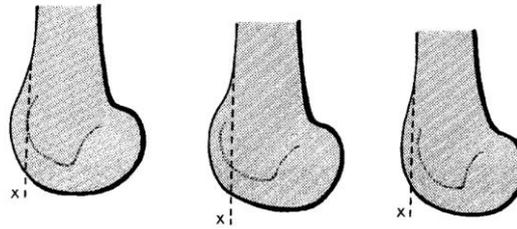


Fig.1. Individualization and quantification of the trochlear bump. Draw line X tangential to the anterior femoral cortex along its most distal 10 cm, extending it distally below the articular surface. The floor of the trochlea can be flush with line X (translation = 0), anterior to this line (positive translation), or posterior to this line (negative translation)

Imagen 69. Troclear bump.

- **Profundidad troclear:** una referencia más compleja, pues precisa el trazado de varios ejes para su disposición. Patológico cuando es igual o menor de 4.

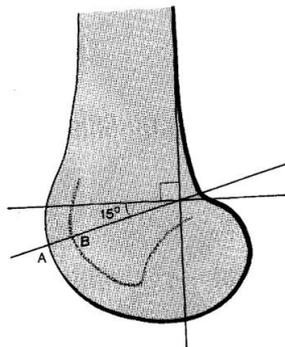


Fig.2. Individualization and quantification of trochlear depth. The trochlear depth is the distance A-B (measured in millimeters) along a line subtended 15° from the perpendicular to the tangent of the posterior femoral cortex

Imagen 70. Profundidad troclear.

- **Trochlear spur:** no debe confundirse con el “bump”. Señala el hallazgo de una prominencia anterior en la tróclea proximal, que dificulta el acoplamiento rotuliano en estadios iniciales de flexión.

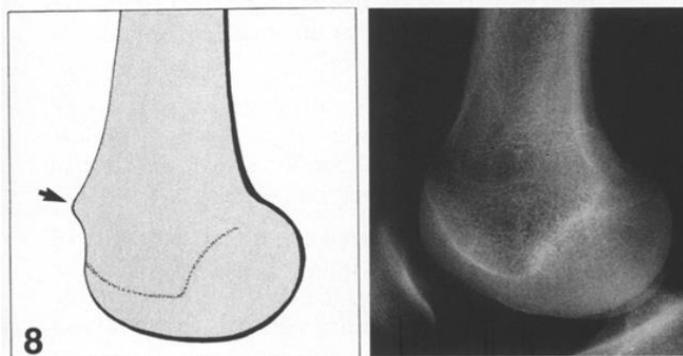


Imagen 71. Troclear spur.

- **Doble contorno:** indica que el cóndilo medial es marcadamente de menor contorno que el lateral.

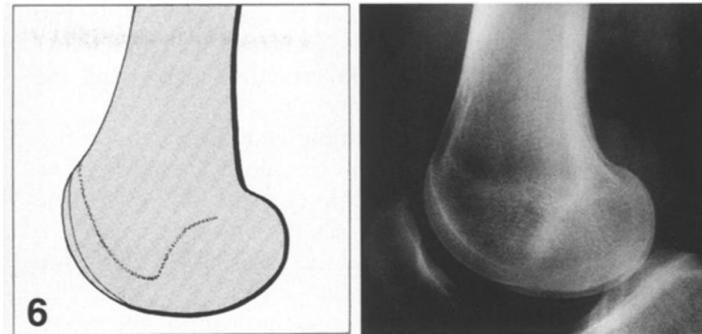


Imagen 72. Doble contorno.

En función de los hallazgos previos, H. Dejour estableció una clasificación de la displasia en tres tipos. Es de importancia señalar que inicialmente, Henry Dejour sólo consideró los tres primeros (signo del cruce, profundidad troclear y trochlear bump) como criterios mayores para DT:

- **Tipo I:** Tróclea plana en su porción más proximal. Los cóndilos son simétricos.
- **Tipo II:** Los cóndilos cruzan el fondo de la tróclea en dos puntos diferentes, ya que son asimétricos.
- **Tipo III:** displasia mayor, con una tróclea plana en una extensión más importante. El cruce con los cóndilos es más distal.

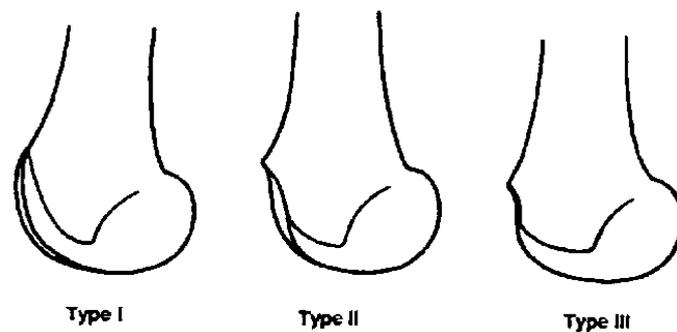


Imagen 73. Diagrama original de la primera clasificación de la DT por Henry Dejour y Gilles Walch en 1987⁹¹

Esta clasificación fue revisada por su hijo David pocos años después, con el fin de superar algunos problemas de reproducibilidad señalados por determinados trabajos críticos. En esta revisión se tiene más en cuenta la existencia del *trochlear spur*, y se añaden hallazgos de las imágenes axiales de la tróclea (obtenidas por radiografía axial o mediante técnicas de RM o TAC)⁹².

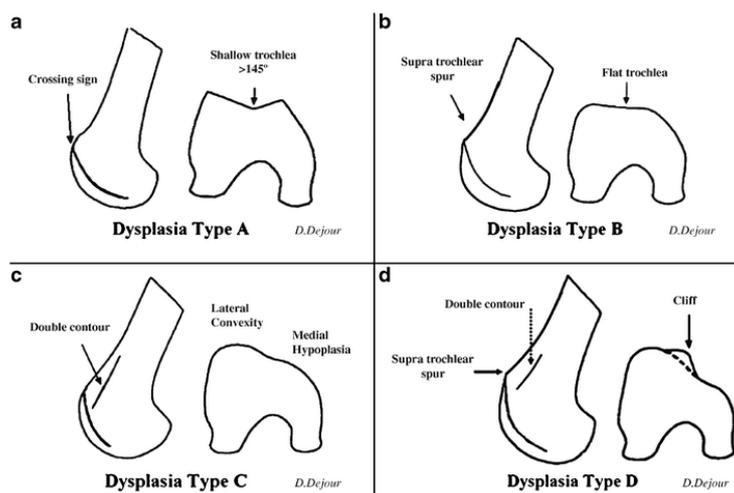


Imagen 74. Clasificación de la displasia troclear según David Dejour.

Debe tenerse en cuenta que esta revisión clasifica los grados por letras (A-D) mientras que la original lo hace con números romanos (I-III), siendo una potencial fuente de confusión entre profesionales poco versados en este campo. Se expone una tabla que clarifica dichas diferencias⁹³:

	David Dejour Classification				Henri Dejour Classification		
	A	B	C	D	I	II	III
Crossing sign	●	●	●	●	● <i>high</i>	● <i>asymm</i>	● <i>low</i>
Trochlear spur		●		●			●
Double contour			●	●		●	

Table 1. Comparison of the classifications of David and Henri Dejour. In the Henri Dejour classification system, dysplastic trochleae were classified by the proximodistal level of the crossing sign: high, asymmetric, or low. In trochleae with a low (distal) crossing sign, a trochlear spur was not consistently observed; hence, spurs were considered an ancillary finding and irrelevant to the classification of dysplastic trochleae. In the subsequent David Dejour classification, the trochlear spur was promoted to one of the three major discriminating signs of trochlear dysplasia.

Tabla 9. Comparativa de las clasificaciones de Dejour padre e hijo.

Por último, mencionar otro relevante parámetro troclear que puede ser evaluado mediante radiología simple, el ángulo troclear o sulcus angle:

- **Sulcus angle:** el ángulo formado entre ambas carillas articulares trocleares. Sus particularidades se desarrollarán en el apartado correspondiente de RM.

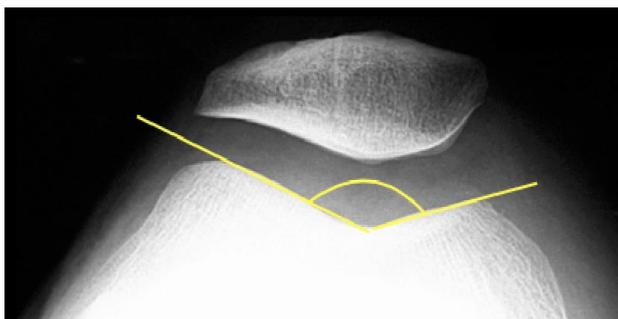


Imagen 75. Sulcus angle.

- o **Valoración de la altura rotuliana mediante radiología simple**

No resulta extremo el afirmar que se trata de uno de los aspectos más controvertidos en el estudio de la IFP: el cálculo de la altura patelar, así como la definición de sus límites normales y patológicos ⁹⁴. La mayoría de los autores y clínicos recurren a una proyección lateral para calcular la altura patelar, realizando mediciones tomando como referencia distintos puntos de la anatomía rotuliana, femoral y/o tibial. Citaremos algunos de los más conocidos y utilizados:

- **Línea de Blumenstaat (1938)**

Este trabajo puede considerarse uno de los primeros intentos en determinar de manera sistematizada la altura de la rótula con respecto a la tróclea femoral⁹⁵. Para ello, se precisa una radiografía lateral de rodilla, con el

hay de rayos en un ángulo estrictamente coincidente con el eje transepicondilar, y con la rodilla en 30 grados de flexión. De esta manera puede observarse la línea formada por el techo del espacio intercondilar = *línea de Blumenstaat*. Esta línea debería interseccionar el polo inferior de la rótula, encontrándose la rótula por encima de la misma en situaciones de PA.



Imagen 76. Metodología para el trazado de la línea de Blumenstaat⁹⁴. Se considera que una patela es alta si no es cortada en algún punto por dicha línea.

La principal limitación de este método es técnica: es complicado obtener la mencionada proyección con precisión. En cualquier caso, este método no suele ser empleado con frecuencia, ya que trabajos posteriores cuestionan su utilidad⁹⁶.

- **Insall-Salvati ratio (ISR) (1971)**

En este popular índice, se pone en correlación la longitud patelar máxima con la longitud del tendón rotuliano, medida desde ambas inserciones óseas proximal y distal⁹⁷.

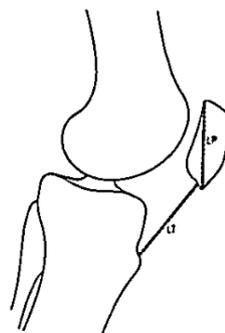


FIG. 1. Diagram showing measurements made: LP is the greatest diagonal length of the patella; LT is the length of the patella tendon to its insertion into the tibial tubercle. (Reproduced with permission of the publisher from Insall and Salvati: Radiology 101:101, 1971.)

Imagen 77. Diagrama original con instrucciones para el cálculo del ISR⁹⁸.

La simplicidad de la medida y del valor normal de referencia (1) han permitido que se haya perpetuado como la referencia más conocida y empleada en todo el mundo. Cabe reseñar que parte de su éxito también se debe al hecho de que, a diferencia de otros métodos, no depende de un grado de flexión específico de la rodilla para su cálculo, ya que el valor obtenido es constante en todo el arco de movimiento. Sin embargo, sufre algunas limitaciones de consideración:

- La longitud total de la patela no guarda una relación directa con la superficie articular de la misma. Determinadas morfologías rotulianas con polos distales prominentes pueden dar falsos resultados de patela baja.
- En la descripción original, se estudiaron rodillas sanas, calculándose el valor de referencia patológico (1.2) como una inferencia estadística a partir del valor normal (1).
- Este ratio no se modifica tras la trasposición quirúrgica de la TTA, por lo que no tiene utilidad en el cálculo de la altura patelar postoperatoria.

- **Blackbourne-Peel ratio (BPR) (1977)**

Unos años después de la publicación del ISR, Blackbourne y Peel describen una nueva alternativa para el cálculo de la altura rotuliana, que se calcula mediante la relación A/B^{99} :

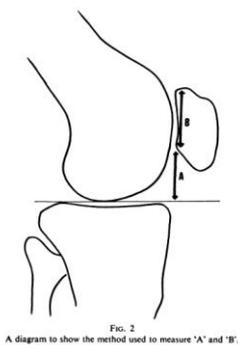


Imagen 78. Diagrama original de Blackbourne y Peel

- **A:** Como referencia patelar se toma la longitud de la carilla articular
- **B:** Se traza una línea tangencial a la superficie articular de la meseta tibial, y desde este plano, se traza la perpendicular B hasta el punto más distal de A.

En el trabajo original, se establecen tres grupos de rodillas: sanas, con dolor anterior e inestables. En los dos primeros grupos no se hallaron diferencias reseñables en cuanto a la altura patelar, sí en el tercero. A partir de esto, se establecen unos valores de referencia aproximados, de 0.8 como límite normal y de 1 como patela alta.

Las limitaciones más habitualmente criticadas a este método son:

- o La rodilla debe colocarse con una flexión de "al menos 30 grados". Esta inexactitud podría restar precisión diagnóstica al ratio.
- o Para un correcto trazado de la línea sobre la superficie articular tibial proximal, se precisa una proyección lateral pura, lo cual es difícil de obtener en un escenario clínico habitual.
- o La pendiente tibial es variable entre individuos. Esta variación puede alterar el valor del BPR ratio sin que realmente exista una alteración en la altura patelar con respecto a la tróclea femoral.

- **Ratio de Caton -Deschamps (CDR) (1989)**

Desde la escuela francesa se propone otra modalidad que pretende recoger las ventajas y superar los defectos de métodos previos¹⁰⁰. En el CDR se establece la relación entre la longitud articular de la rótula y la distancia entre el extremo inferior de ésta y el borde anterosuperior de la superficie articular tibial.

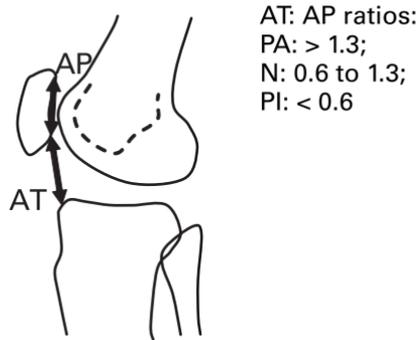
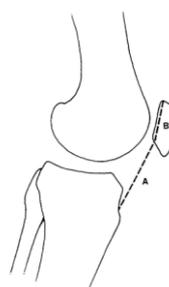


Imagen 79. Ratio de Caton-Deschamps, con valores de referencia ⁹⁴

La principal problemática con este método radica en la elección de la referencia tibial, pues en no pocas ocasiones no existe un borde agudo, sino una curvatura suave, imposibilitando el cálculo del índice con precisión¹⁰¹. Los propios miembros de la escuela de Lyon admiten que el cálculo de la altura patelar con su método es *tricky* o intrincado⁴⁵.

- Ratio de Insall-Salvati modificado (MISR) (1992)

En 1992, Grelsamer modifica el ISR, cambiando en la ecuación la longitud patelar total por la longitud de la carilla articular patelar. Esto permite una estimación de la altura patelar “funcional”, basándose en el aspecto articular de la misma, sin que la medición se vea afectada por el morfotipo patelar. En el estudio original se contó con rodillas con afecciones FP, calculándose un valor aproximado de 2 como indicador de patela alta; el valor que engloba el 95% de las rodillas con PA es de 1.93, que es redondeado a 2 por mero pragmatismo. Si bien esta cifra entera goza de un evidente atractivo práctico, los propios autores reconocen que su elección como punto de corte sacrifica cierta precisión del método.



Modified Insall
 FIG. 4. Modified Insall Ratio.

Imagen 80. Diagrama original de Grelsamer

Entre sus contras más destacadas, comparte con el ISR la limitación de no variar tras la modificación quirúrgica de la altura rotuliana.

- **Método de Bernageau (1977)**¹⁰²

Descrito por el propio Fulkerson como su preferido para evaluar la altura patelar, este método evalúa la relación articular en la porción proximal de la AFP, donde se ve más frecuente alterada en los casos de IFP.

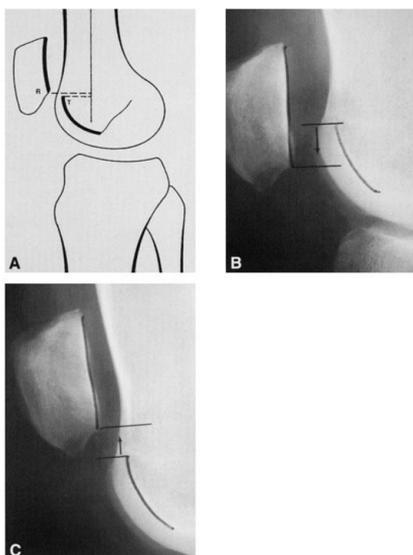


Imagen 81. Método de Bernageau. Obsérvese la posición excesivamente alta de la patela en la imagen C¹⁶.

Los anteriormente citados son los índices más comúnmente empleados, tanto en la práctica clínica habitual como en trabajos de investigación. Sin embargo, existen infinidad de alternativas para el cálculo de la altura rotuliana en radiología simple, cada uno de ellos con sus particularidades y carencias. Probablemente puede interpretarse dicha abundancia de alternativas como la constatación de que ninguna de ellas ha conseguido consolidarse de manera consensuada como el *gold estándar*⁹⁴. De manera ilustrativa se muestra el método de Chareancholvanich, por ser uno de los más recientemente publicados y emplear una metodología peculiar con respecto a otros con el mismo fin:

- **Ratio de Chareancholvanich¹⁰³ (2012)**

Se establecen dos líneas que parten de la TTA hasta A) el punto medio de la superficie articular patelar y B) el ángulo posterior del surco intercondíleo, obteniéndose la relación entre ellas: A/B. La principal característica de este método es que no se ve influenciado por el ángulo de flexión de la rodilla, siendo su valor normal de 1 (0.99-1.01).

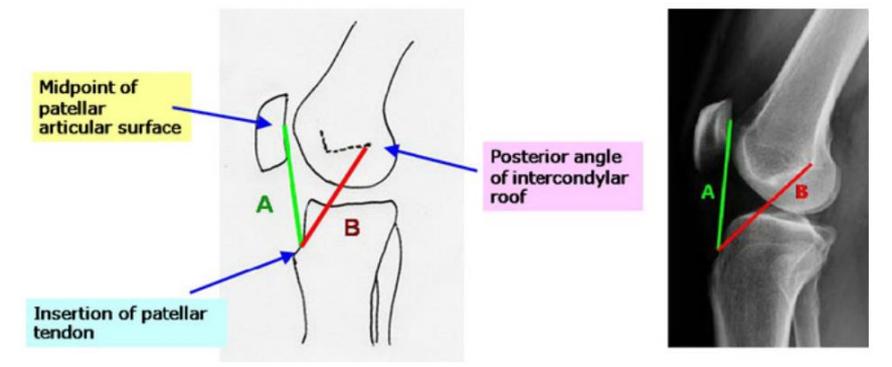


Imagen 82. Cálculo del método según instrucciones originales del autor.

○ **Análisis de otros parámetros patelares con radiología simple**

Mediante la valoración de las radiografías axiales de rótula pueden también cuantificarse diferentes elementos de la posición rotuliana:

- **Patellar tilt:** se calcula como el ángulo que forma el eje transversal de la rótula con la horizontal. Grelsamer establece en 1993 el límite normal en unos 5° ⁴⁷, ampliando este valor normal hasta los 10° una década después¹⁰⁴.

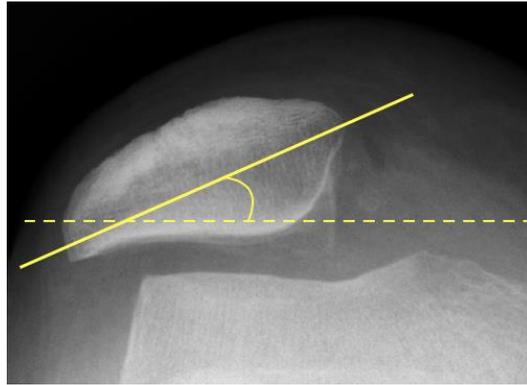


Imagen 83. Cálculo del patellar tilt angle.

- **Congruence angle (Merchant):** este ángulo se calcula partiendo de la bisectriz del ángulo troclear o sulcus angle. Se traza una línea recta que une el fondo de la tróclea con el ápex de la cresta articular rotuliana, siendo el ángulo de congruencia el resultante entre ambas. El valor normal se estima en unos $6^\circ \pm 11^\circ$ hacia medial cuando se calcula a 45° de flexión de rodilla¹⁰⁵, si bien Fulkerson añade que para considerarse relevante debe ser anómalo en los primeros grados de flexión (anómalo si mayor que 0 a 10° de flexión)¹⁶. Se considera un buen indicador de *subluxación* de la rótula, en contraposición al *tilt* que identifica mejor el ángulo de Laurin.

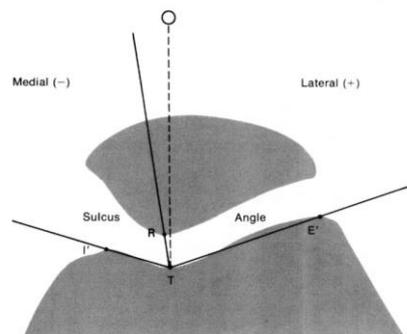


Imagen 84. Cálculo del sulcus angle y ángulo de congruencia según Fulkerson¹⁶.

- **Ángulo patellofemoral lateral (Laurin):** se estudia en radiografía axial a 20° de flexión de rodilla. Se calcula como la resultante entre una línea que une los puntos más anteriores de la tróclea femoral y una paralela a la carilla patelar externa. Su valor normal se sitúa en

los $13\pm 4.4^\circ$ ¹⁰⁶. Un ángulo neutro o medializado sólo se observa en un 3% de los pacientes con IFP, lo que lo convierte en un excelente método de screening para la evaluación de un tilt patelar excesivo¹⁶.

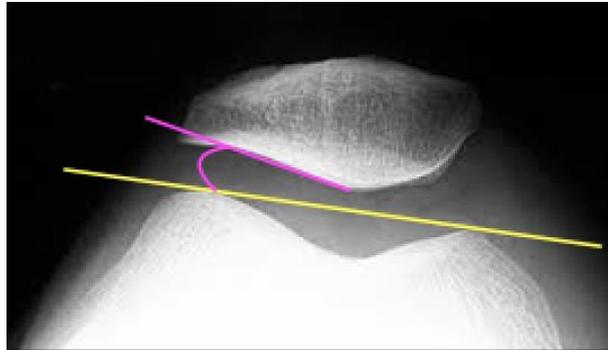


Imagen 85. Ángulo de Laurin en proyección axial.

En último lugar, también es posible hallar en imágenes axiales de rótula estigmas de luxaciones frecuentes previas, en forma de calcificaciones o pequeñas avulsiones del retináculo medial. Aunque este hallazgo no es excesivamente frecuente, se considera altamente específico.

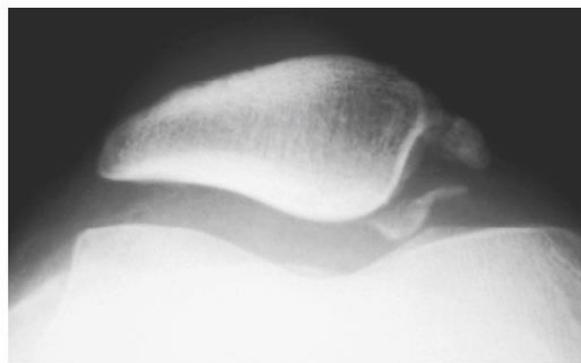


Imagen 86. Calcificaciones en el aspecto retinacular medial, en un paciente con historia de inestabilidad lateral recurrente⁵⁰. Estos elementos no deben confundirse con los hallados de una rótula bipartita, que suelen ser de mayor tamaño y regularidad.

Como se ha comentado, los índices y mediciones basados en radiología simple son ampliamente utilizados en todo el mundo, debido a su universal accesibilidad y bajo precio. Su interés como herramientas de screening y diagnóstico inicial es innegable, y sería difícil de entender que se solicitaran exploraciones más sofisticadas en ausencia de estos exámenes iniciales. Sin embargo, y a pesar de lo expuesto,

consideramos que cuando se ha confirmado la existencia de patología, se precisa completar el estudio con pruebas de imagen que aporten información adicional esencial. Esto es de especial relevancia cuando se indica algún tratamiento quirúrgico, pues la planificación preoperatoria podría ser insuficiente y avocar a resultados inciertos.¹⁰⁷

En último lugar, comentar que en el documento de consenso de la PFF se señala la utilidad de las radiografías axiales en carga, para valorar el grado de desplazamiento rotuliano en dichas circunstancias⁷. Esta recomendación se antoja de difícil cumplimiento en la práctica clínica diaria, pues el solicitante de la prueba no siempre se tiene acceso a los centros de radiodiagnóstico donde se realizan dichos estudios, siendo complicado dar instrucciones precisas sobre cómo realizar proyecciones tan específicas. Sin duda alguna, la menor dependencia de personal auxiliar en otras técnicas como la RM, ha favorecido el desarrollo y predilección de éstas por una mayoría de cirujanos de rodilla.

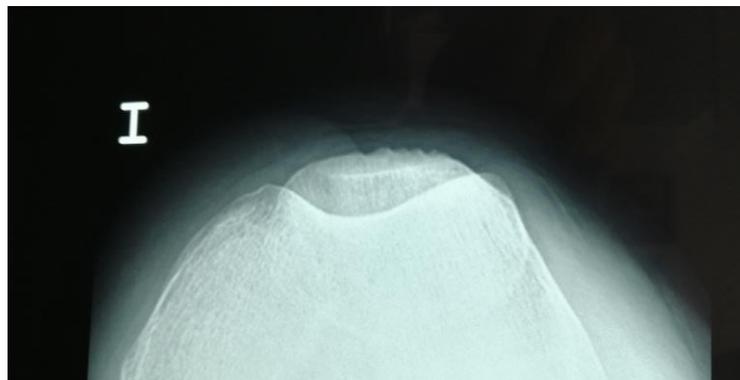


Imagen 87. Proyección axial de rótula realizada en excesiva flexión de rodilla, siendo imposible evaluar la relación de la rótula con la tróclea femoral (imagen de archivo personal)

Ecografía

A pesar de la importante mejora en las últimas décadas en las técnicas y equipos de ultrasonidos, la ecografía ha alcanzado únicamente un papel secundario en el diagnóstico de las alteraciones FP. Su utilidad podría resumirse en la evaluación de¹⁰⁸:

- **Continuidad del aparato extensor:** roturas traumáticas de los tendones cuadricipital o rotuliano que pudieran producirse (o confundirse) en un episodio de luxación.



Imagen 88. Rotura aguda de tendón rotuliano. Las flechas largas delimitan los límites de la rotura, las flechas cortas señalan tendón intacto con pérdida de la tensión habitual¹⁰⁹.

- **Integridad del cartílago articular:** de manera limitada puede visualizarse la superficie condral de la tróclea femoral: existencia de lesiones osteocondrales, adelgazamiento del espesor... En casos de hiperpresión rotuliana externa puede observarse un adelgazamiento focal del cartílago en la vertiente troclear externa.

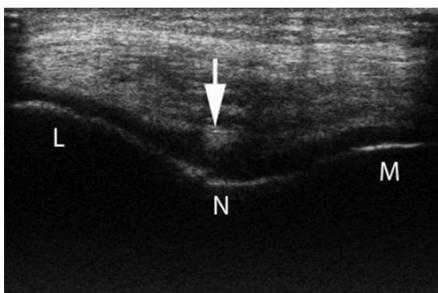


Imagen 89. Imagen de lesión condral focal en la tróclea femoral, obtenida mediante ecografía.

El cartílago patelar no es valorable, salvo en casos de marcada hipermovilidad rotuliana, donde pueda bascularse la rótula lo suficiente como para permitir el acceso a la sonda de ultrasonidos.

- **Confirmación de derrame articular**, versus tumefacción extraarticular, en ocasiones con presentación superponible.
- Evaluación de otras causas de dolor anterior de rodilla relacionadas con la AFP; como la **plica sinovial** sintomática, con gran sensibilidad de la técnica incluso con equipos hoy en día obsoletos¹¹⁰.

Pese a su gran accesibilidad, inocuidad y bajo coste, no suele emplearse de manera rutinaria en el manejo de la IFP, dada la limitada información que puede aportar. Se prefiere el uso de la resonancia magnética cuando es necesaria información adicional de partes blandas, pues ofrece una visión integral de la articulación en los 3 ejes del espacio, y es menos dependiente del operador del equipo.

Resonancia magnética

La resonancia magnética (RM) se ha convertido en una herramienta indispensable en el estudio de las lesiones y cuadros patológicos de la rodilla. La primera imagen humana mediante esta tecnología fue obtenida en 1977¹¹¹; sin embargo fueron precisas dos décadas hasta la incorporación de la misma como técnica de imagen accesible al público general. Desde entonces, la evolución en los protocolos de obtención de imagen y la gran accesibilidad a la misma han permitido un desarrollo exponencial de las aplicaciones en patología de la rodilla y en concreto de la articulación FP.

Como hemos venido repitiendo, la dificultad técnica para obtener proyecciones de radiología simple de calidad, así como su razonable accesibilidad y coste, han convertido a la RM en una herramienta generalizada en el estudio de la patología de rodilla a día de hoy. La principal característica de las técnicas de imagen secuenciales como la RM y la TAC es su capacidad de estudiar estructuras en los tres planos del espacio, y mediante procesado informático de los datos obtenidos, producir reproducciones en 3D de los mismos. Esto supone una ventaja incalculable con respecto a las técnicas bidimensionales como la radiología simple o el ultrasonido, pues permite estudiar las relaciones y referencias anatómicas sin interferencias de estructuras superpuestas o artefactos secundarios a la propia técnica de adquisición. En el caso concreto de la AFP, estas modalidades han permitido estudiar las relaciones entre las carillas articulares a cualquier grado de flexo-extensión de la rodilla, consiguiéndose de esta manera un conocimiento más preciso de la biomecánica a este nivel.

A continuación, se detallan algunas de las mediciones que pueden ser de utilidad en el estudio de la IFP. Muchas de estas variables pueden ser calculadas también mediante TAC, permitiendo la RM una mayor precisión gracias a la cuantificación de los rebordes cartilaginosos. Algunas referencias y mediciones han sido directamente importadas desde la radiología simple, mientras que otras han sido añadidos de manera original, aprovechando las capacidades tridimensionales de esta modalidad.

○ **Estudio de la morfología troclear**

En el año 2000 se publicó uno de los primeros trabajos que se aventuraba en la definición de DT mediante RM¹¹². Se exponen a continuación los hallazgos que pueden observarse en pacientes con alteraciones morfológicas trocleares mediante esta tecnología:

- **Prominencia troclear anterior:** se trata de una variable análoga al *trochlear bump*, pero de naturaleza cartilaginosa, y no ósea. Diversos autores consideran el valor de 8 mm como un punto de corte con alta sensibilidad y especificidad para identificar la DP, ambos cercanos al 80%.



Imagen 90. Prominencia troclear anterior en RM.

- **Simetría troclear:** este concepto evalúa el ratio entre la longitud de la faceta medial y la lateral. La última debiera ser algo mayor en condiciones normales: Pfirmann establece el punto de corte para DT en un ratio menor de 40%¹¹².

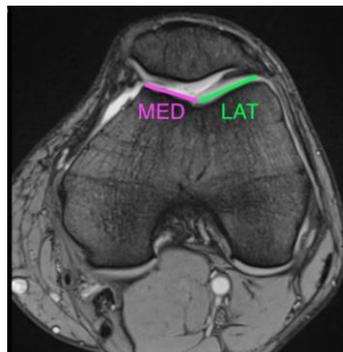


Imagen 91. Concepto de simetría troclear.

- **Profundidad troclear:** existen múltiples variantes para el cálculo de la profundidad troclear; la que se presenta ha sido escogida por su simplicidad¹¹³. Según la metodología empleada, se considera anormal una profundidad menor de 3 a 4 mm.

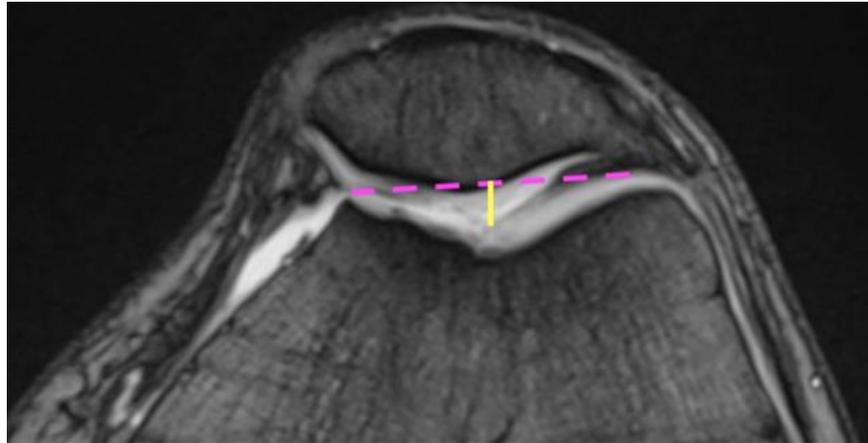


Imagen 92. Profundidad troclear: se calcula una línea recta entre los aspectos más prominentes de ambas facetas trocleares. Desde esta referencia, se calcula la distancia hasta el fondo de la depresión troclear (línea amarilla)

- **Sulcus angle:** definido por el ángulo que forman ambas carillas articulares, siendo una estimación objetiva del grado de “aplanamiento” de la tróclea. Recordamos que Feller reporta un ángulo de $137^\circ \pm 8$ como intervalo promedio normal.

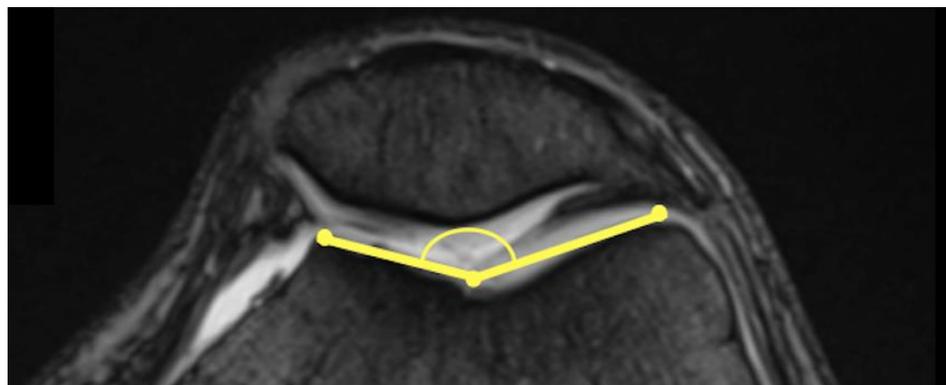


Imagen 93. Sulcus angle calculado en corte axial de RM.

- **Inclinación troclear lateral:** como se discutirá en apartados posteriores, esta medida tiene un potente valor diagnóstico en el

estudio de la IFP. Se calcula el ángulo formado por la carilla troclear lateral y el eje condilar posterior, siendo anormal un ángulo menor de 12 grados⁹³.

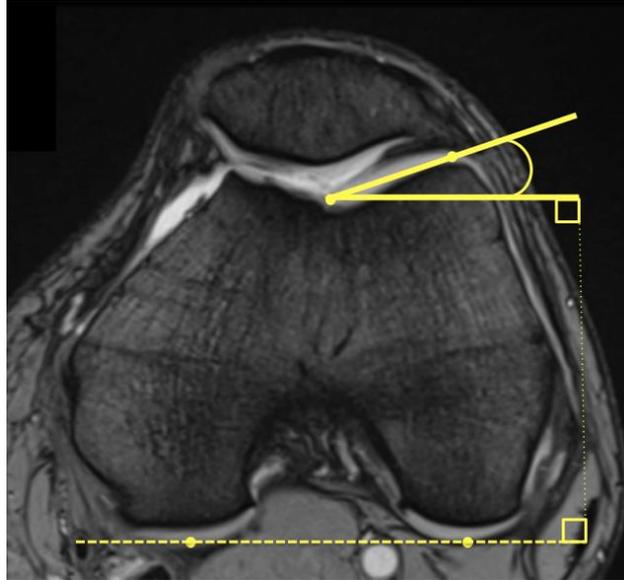


Imagen 94. Inclinación troclear lateral, en grados.

Uno de los aspectos más conflictivos a la hora de obtener estos parámetros axiales es la elección del corte de RM sobre el que realizar los cálculos. Algunos autores señalan el corte situado a 3 cm de la línea articular, otros la primera imagen con una cobertura cartilaginosa completa de la tróclea, otros aquel con la mejor imagen de arco romano en la fosa intercondilar, la imagen con una prominencia anterior de mayor tamaño, etc... Como queda patente, no existe claro consenso sobre cual es la referencia idónea. Las alteraciones trocleares mayores serían identificables en la mayoría de los cortes seleccionados, mientras que situaciones más sutiles podrían pasar inadvertidas según sea la referencia escogida.

Se expone a continuación una completa tabla resumen (tabla 10) con diferentes estudios de la anatomía troclear con RM⁹³, donde se sintetizan los valores con aplicabilidad clínica:

Table 2. Comparison of methodologies and results of multiple MRI investigations of the trochlea.

First author	Pfarrmann	Carrillon	Escala		van Huyssteen	Biedert	Ali	Salzmann	Charles
Year	2000	2000	2006	2006	2006	2009	2010	2010	2013
Sample size (Abnl + controls)	16 + 23	30 + 30	59 + 71	25 + 11	30 + 122	7 + 34*	8/7/6/3 + 0†	40 + 81	
Inclusion	Radiographic	Clinical	Clinical		Radiologic/Clinical	Radiologic/Clinical	Radiologic	Clinical	Clinical
Sagittal									
Ventral trochlear prominence	Cart – Bony 9.3 (6.9–15.5) 5.0 (0.0–10.5) T: 8 (0.75, 0.83, Ac 0.79)	N/A	Cart – Bony 4.8 (0.8–8.9) 4.2 (1.7–7.3) T: 4 (0.68, 0.52)	N/A	N/A	N/A	Bony – Bony 6.86 ± 1.95 4.68 ± 2.01	N/A	"Trochlear bossing" (methodology unclear) 3.97 ± 0.31 3.64 ± 0.13 NOT SIGNIFICANT
Bony nipple	Bony – Bony 1.8 (0.0–7.0) 0.1 (0.0–1.0) T: 0 (0.69, 0.91, Ac 0.82)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Axial									
Reference level	3 cm above joint	First any cartilage	First complete	Roman arch	1st, 2nd, 3rd slices after first any (3–15 mm)	First complete	Maximum ventral prominence (if none, ant. physis)	First complete	First complete maintaining contact w/ patella
Trochlear depth (see discussion of methodologies)	Cart – Cart Average minus floor -0.6 (-6.5–2.7) 5.2 (2.4–10.5) T: 3 (1.00, 0.96, Ac 0.97)	N/A	Cart – Cart Anteropost. to floor 3.3 (-1.6–8.3) 5.3 (1.7–11.4) T: 4 (0.77, 0.61)	Cart – Cart Anteropost. to floor 4.2 (1.2–13.3) 6.4 (2.9–10.0) T: 5 (0.86, 0.72) (recommended)	N/A	N/A	Bony – Bony Straight line to floor 0.29 ± 3.2 3.68 ± 2.3	N/A	Cart – Cart Straight line to floor 4.00 ± 0.43 6.47 ± 0.24 5.99–6.94
Lateral trochlear inclination	N/A	Bony – Bony 6.17° ± 4.97* 16.93° ± 4.76* T: 11* (0.93, 0.87, Ac 0.90)	Cart – Cart 9.6° (0.0–23.0°) 16.5° (7.0–30.0°) T: 12* (0.71, 0.77)	Cart – Cart 12.5° (1.0–24.0°) 18.0° (3.0–32.0°) T: 14* (0.63, 0.72)	N/A	N/A	Bony – Bony 14.7° ± 11° 22.8° ± 5.6°	Cart Type A: 14.5° Type B: 9.9° Type C: 10.7° Type D: N/A	Cart – Cart 13.31° ± 1.36° 21.27° ± 0.66° 19.95°–22.58°
Facet asymmetry	Cart, Med/Lat 12% (0–40%) 57% (17–93%) T: 40% (1.00, 0.96, Ac 0.97)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Bony, Med/Lat 54% ± 16% 61% ± 16% NOT SIGNIFICANT	Cart, Lat/Med A: 1.6 B: 1.7 C: 1.8 D: 1.9	Cart, Lat/Med 2.11 ± 0.17 1.51 ± 0.05 1.42–1.61
Sulcus angle	N/A	N/A	N/A	N/A	Bony: 167.9° ± 14.6° 138.2° ± 7.2° Cart: 185.0° ± 14.2° 147.0° ± 9.5°	N/A	Bony 173° ± 27° 151° ± 14°	Cart A: 155.8° ± 9.7° B: 163.7° ± 16.1° C: 168.5° ± 8.7° D: N/A	Cart 165.57° ± 2.65° 148.48° ± 0.94° 146.61°–150.34°
AP trochlear	N/A	N/A	Cart – Cart	Cart – Cart	N/A	Cart – Bony	N/A	N/A	Cart – Cart
Lateral	NOT PUBLISHED NOT SIGNIFICANT	N/A	66.8 (48.6–80.0) 68.4 (58.5–86.0) NOT SIGNIFICANT	69.0 (54.3–87.7[sic]) 69.2 (47.7–90.0) NOT SIGNIFICANT	N/A	82% ± 4% 81% ± 3% NOT SIGNIFICANT T: <77%	N/A	N/A	59.69 ± 0.89 (80% ± 1%) 63.94 ± 0.61 (78% ± 1%) 62.73–65.16 NOT SIGNIF
Central	N/A	N/A	63.5 (42.9–78.3) 62.1 (49.2–78.0) NOT SIGNIFICANT	64.7 (47.1–78.3) 63.0 (43.1–80.0) NOT SIGNIFICANT	N/A	77% ± 5% 73% ± 4%	N/A	N/A	58.12 ± 1.43 (76% ± 1%) 60.03 ± 0.63 (73% ± 1%) NOT SIGNIF (72–75%)
Medial	NOT PUBLISHED NOT SIGNIFICANT	N/A	63.9 (44.3–78.3) 64.8 (53.8–80.0) NOT SIGNIFICANT	66.1 (48.6–78.3) 66.4 (46.1–86.0) NOT SIGNIFICANT	N/A	79% ± 4% 76% ± 4%	N/A	N/A	55.53 ± 0.99 (74% ± 1%) 58.77 ± 0.63 (72% ± 1%) 57.52–60.03 (70–73%)

*The data tabulated here from Ali et al. represent a comparison of patients younger than 40 with severe cartilage damage versus patients younger than 40 with normal cartilage. Premature severe cartilage damage is therefore treated as a surrogate marker for trochlear dysplasia.
†No normal controls. The purpose of the study of Salzmann et al. was to demonstrate that, presumably due to superimposition, axial radiographs grossly underestimate abnormalities revealed on MRI.
‡As percentage of the medial-to-lateral width of the femoral condyles on the reference axial image.
§As percentage of the greatest medial-to-lateral width of the femoral condyles on any axial image.

Tabla 10. Revisión de parámetros trocleares en varias series de RM.

○ **Cuantificación de altura rotuliana mediante RM**

Existen dos grandes corrientes para el cálculo de altura rotuliana mediante RM: la utilización de metodologías inicialmente descritas para radiología simple en cortes sagitales de RM o el empleo de técnicas específicamente orientadas para esta modalidad.

Varios autores han explorado la fiabilidad del cálculo de la altura patelar mediante la aplicación en RM de ratios clásicos. Lee observó que tanto el IS como el BP mediante RM gozan de excelente reproducibilidad para el cálculo de la altura patelar, si bien se precisan algunos ajustes en los puntos de corte: la adición de 0.13 puntos al IS y de 0.09 para el BP¹⁴. El grupo de Tompkins publicó un estudio similar,

en el que también se incluían los ratios de CD y el MISR, llegando a conclusiones similares. Con carácter práctico, recomienda añadir un 0.1 a los puntos de corte de éstos cuando se calculan mediante RM¹¹⁵. En resumen, la altura patelar suele magnificarse en las imágenes de RM, por lo que los valores calculados deben ajustarse para ser aplicados como criterios diagnósticos.

La segunda corriente, más reciente, propone el estudio de la altura patelar mediante la cuantificación del *engagement* o solapamiento articular en la AFP, en el plano sagital. Este planteamiento es exclusivo de la RM, pues con ella surge la posibilidad de delimitar con precisión los contornos condrales en todos los ejes del espacio. Algunos de los ratios con más renombre son:

- **Patelotrochlear index (PTI):** descrito por Biedert³⁷, es una de las razones de ser de esta tesis doctoral, por lo que será desarrollado en profundidad en capítulos posteriores. Se trata del cálculo del porcentaje de solapamiento del cartílago patelar con la tróclea femoral. A día de hoy es citada en números trabajos de investigación en este campo, si bien su uso en la práctica clínica no parece ser demasiado habitual aún.

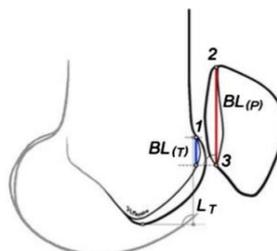


Fig. 1 Patelotrochlear index measurement⁴: BL_p : Baseline patella (2 superior most aspect of articular cartilage to 3 inferior most aspect); BL_t : Baseline trochlea (length of trochlear articular surface from 1 superior most aspect with respect to 3 the inferior most aspect of the articular patellar cartilage using a right angle and parallel lines); Ratio BL_t/BL_p calculated in percentages; L_T : Length of trochlear cartilage (superior most aspect to inferior most aspect of trochlea using a vertical line)

Imagen 95. PTI de Biedert, imagen del artículo original.

- **Sagittal patellofemoral engagement (SGE)**¹¹⁶: este índice, descrito por Dejour, es análogo al PTI, con la salvedad de que se calcula a partir de dos cortes de RM diferentes. En un primer lugar se calcula la longitud máxima del cartílago patelar, y en un segundo corte se identifica la imagen troclear con mayor extensión proximal. En esta

segunda, se superpone la línea dibujada en la primera y se realiza un cálculo análogo al PTI. En el artículo original, el SPE no es capaz de distinguir pacientes con IFP o sin ella, pero sí entre individuos con IFP y patela alta vs patela norma. Como se desarrollará en el correspondiente apartado, una explicación a este fenómeno es la ausencia de control en este estudio para factores de confusión como la DT.

○ **Valoración de otros elementos de interés en la patología FP**

La principal ventaja de la RM respecto a otras modalidades de diagnóstico por imagen es su capacidad de evaluación de partes blandas, sin dejar también de resultar útil en la evaluación de tejido óseo. Algunos hallazgos de interés, tanto diagnóstico como pronóstico, en la patología FP serían los siguientes:

- **Lesión del LPFM:** la mayoría de las lesiones de este ligamento se producen cerca de su inserción femoral, siendo identificables mediante RM directa o indirectamente.

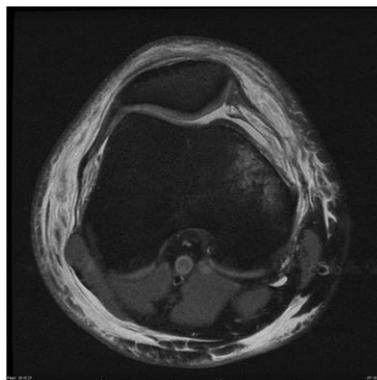


Imagen 96. Corte axial de RM en una rodilla con una rotura reciente del LPFM. Se distinguen varios hallazgos indicativos de la lesión: pérdida de continuidad del ligamento en el retináculo medial, derrame articular y tumefacción alrededor del mismo, edema óseo en la inserción femoral y tilt patelar lateral incrementado por ausencia de restricción medial¹¹⁷.

- **MPFLL/LPR ratio:** se trata de un marcador de IFP descrito por Kurtul¹¹⁸, calculado en un corte axial a través del centro de la rótula. Se mide la longitud del LFPM (MPFLL en inglés) desde el tubérculo aductor a la inserción patelar y del LPR (retináculo patelar lateral en inglés) desde la rótula hasta el epicóndilo femoral lateral, calculándose el ratio entre ambos. El punto de corte para desalineación en el plano axial está en 1.033-1.041 (se reportan estos dos puntos de corte obtenidos por dos observadores).

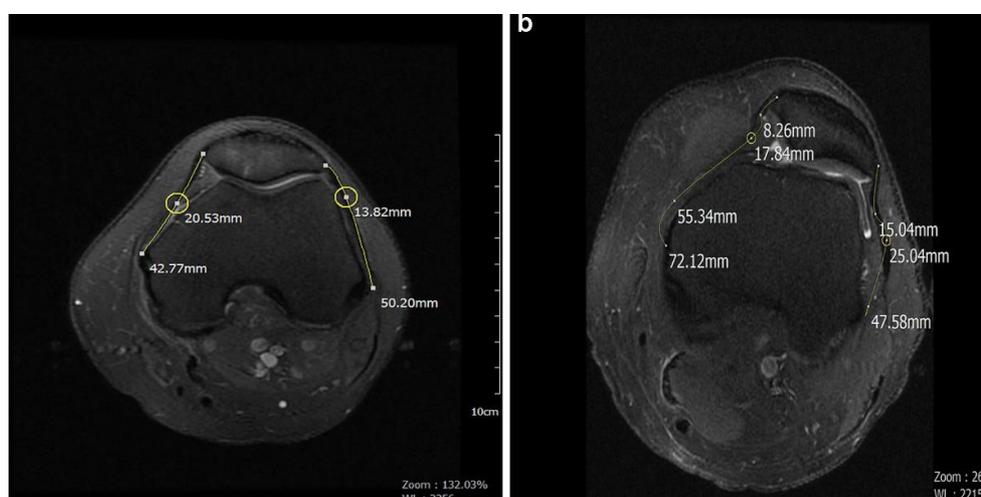


Imagen 97. Cálculo de longitudes en el ratio de Kurtul, según el artículo original. Nótese que la longitud de ambas secciones del retináculo se estima con contorno real, no con líneas rectas.

Tras un episodio reciente de luxación, puede objetivarse lesiones osteocondrales contusivas, en las carillas patelares (lateral al salir y medial al reducirse) y el cóndilo femoral lateral. Puede asociarse un foco de edema óseo subyacente a estas lesiones, que por lo general orienta a una evolución reciente de dicho daño. En casos evolucionados o de significativa violencia, es posible encontrar fragmentos osteocondrales o condrales aislados en forma de cuerpos libres.

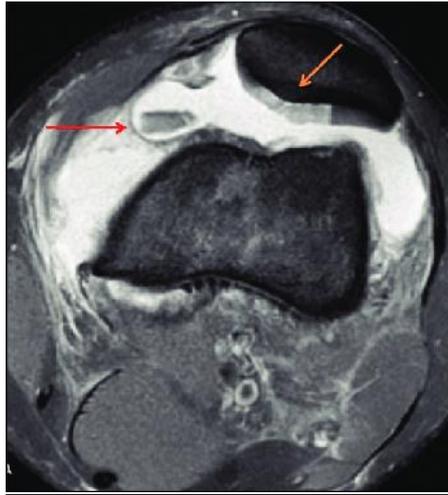


Imagen 98. Lesión osteocondral rotuliana de gran tamaño, con fragmento libre y hemartrosis en el contexto de luxación rotuliana aguda¹¹⁹.

Tomografía axial computerizada

La tomografía axial computerizada (TAC) también tiene un papel relevante en el estudio de la IFP. Cabe recordar que su irrupción como técnica diagnóstica tridimensional precede en el tiempo a la RM; ello explica su mayor relevancia histórica en este campo, y el mayor número de trabajos de investigación publicados basados en dicha técnica. Sin embargo, por motivos eminentemente prácticos se ha descrito en primer lugar la RM y sus utilidades, debido a la mejor definición de los tejidos blandos que ofrece, y, por tanto, a la mayor información que proporciona al clínico.

Multitud de autores ha indicado que la obtención de imágenes de TAC o RM en diferentes incrementos de flexión (0-15-30-45-60) puede ser útil para valorar la posición patelar con respecto a la tróclea femoral. Son de mayor relevancia los primeros grados de flexión, cuando se produce el acoplamiento rotuliano con la tróclea femoral. Sin embargo, especialmente en los últimos años, se ha indicado la mayor utilidad de la RM frente al TAC, dada la ausencia de radiación ionizante y la mayor complejidad y alcance de la información de partes blandas aportada por la primera⁷.

La mayoría de los elementos comentados para radiología simple y RM pueden ser calculados mediante TAC, a excepción de los que implican referenciaciones puramente condrales o estructuras blandas. Los valores más habitualmente calculados son¹⁶:

- **Patellar tilt angle:** calculado de idéntica manera, sus valores normales son ligeramente diferentes:
 - Extensión completa: mayor de 7°
 - Flexión inicial (10-20°): mayor de 12-14°

- **Congruence angle:** Fulkerson concluye que una rótula está centrada cuando es congruente con la tróclea a 15-20° de flexión.

- **Altura patelar:** se ha estudiado la excelente correlación entre la altura patelar calculada mediante Rx simple o TAC para el ISR y el BP¹¹⁴. Los puntos de corte se mantienen invariables para el BP, mientras que un ajuste de 0.1 debe aplicarse en el ISR.

Otra de las utilidades del TAC más empleadas en el estudio de la patología de la AFP es el cálculo de la distancia tuberosidad tibial – tróclea femoral (TTTG). Esta medición aporta una medición análoga al ángulo Q, pues indica la distancia en el sentido medio-lateral que debe recorrer la rótula durante su tracking en la flexoextensión. Se calcula como la distancia en milímetros desde la tuberosidad anterior de la tibia a la porción más profunda de la tróclea, en dos cortes superpuestos. Valores mayores de 20 mm son indicadores sensibles de IFP¹⁰⁵.

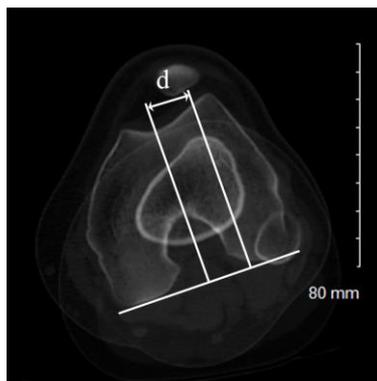


Imagen 99. Ejemplo de cálculo de distancia TTTG¹²⁰

A pesar de que tradicionalmente se ha empleado el TAC para el cálculo de este elemento, se ha validado la utilidad de la medición mediante RM, por lo que las indicaciones de TAC en el estudio de la patología FP han experimentado un dramático descenso. Un reciente metaanálisis concluye que ambas modalidades son útiles para realizar la medición, pero alerta sobre el hecho de que las distancias calculadas en TAC son sistemáticamente mayores que en RM¹²¹. Conviene también comentar que, a pesar de la extensa literatura que se apoya en cálculos de la TTTG, existen ciertas dudas sobre la reproducibilidad de la técnica⁷, así como de su utilidad en la toma de decisiones quirúrgicas¹²².

Históricamente también se ha empleado la superposición de cortes obtenidos con TAC para el cálculo de alteraciones torsionales en el MMII, para lo cual deben obtenerse imágenes desde el cuello femoral a la articulación del tobillo.

Conviene también señalar que el cartílago articular puede estudiarse mediante TAC por medio de la introducción de contraste intraarticular que permita delimitarlo. Esta indicación también ha quedado en desuso tras la irrupción de la RM, sin que se someta al paciente a radiación ni al procedimiento invasivos de la instilación de contraste. Sin embargo, a día de hoy puede seguir siendo de utilidad en aquellos entornos en los que la RM no estuviera disponible, o cuando existan contraindicaciones en el paciente para realizar dicho estudio (marcapasos, dispositivos endovasculares metálicos, etc...)

Como se expondrá en el siguiente capítulo, se aprecia en tiempos recientes un repunte de los estudios mediante TAC en su modalidad *kinematic 3D*. Con estos protocolos se consiguen imagen en tres dimensiones y con captura de movimiento, lo que aporta un valor no comparable a las pruebas estáticas. Similar tecnología también está disponible en RM, pero con menor definición de imagen, mayor tiempo de estudio, menor accesibilidad y por tanto mayor coste; la historia nos ha demostrado que esta situación probablemente sea diferente en un futuro no lejano.

Otras modalidades

De forma anecdótica mencionaremos la utilidad del SPECT (*single photon emission computed tomography*) en la patología FP, y en concreto en la clínica secundaria a malalineación. Mediante esta técnica pueden detectarse zonas con mayor actividad metabólica, como sucede con el hueso subcondral sometido a mayor carga mecánica, o un retináculo acortado que provoca un síndrome de hiperpresión retinacular. Las imágenes obtenidas pueden superponerse a las obtenidas mediante a RM o TAC, lográndose una composición que combina información morfológica y funcional. Su uso no está especialmente extendido, y suele reservarse para casos de diagnóstico particularmente complejo o incierto.

PARTE III

**ANÁLISIS DINÁMICO EN
LA INESTABILIDAD
FEMOROPATELAR. EL
QUADRICEPS ACTIVE
RATIO COMO
CONTRIBUCIÓN
ORIGINAL**

ANÁLISIS HISTÓRICO DEL ESTUDIO DINÁMICO EN LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR

Desde una perspectiva histórica, el proceso diagnóstico para la IFP se ha desarrollado mayoritariamente en condiciones estáticas. La exploración física ha estado basada en la observación del paciente en reposo, mientras se aplican diferentes maniobras a una rodilla relajada, sin entrar en juego movimiento activo alguno por parte del paciente, salvo contadas excepciones. Las mediciones radiológicas se han obtenido a partir de estudios de radiología simple o secuencias de TAC/RM en ausencia de contracción muscular. Siguiendo esta sistemática, se obtiene una perspectiva “in vitro” de la articulación, sin evaluarse los fenómenos que se producen en la rodilla cuando está “funcionando”. Esta metodología comienza a cuestionarse a principios de la década de los años 80, cuando diferentes autores publican las primeras líneas de trabajo que confrontan la “escuela estática”.

El radiólogo Muhle, en un interesante artículo sobre métodos dinámicos para el estudio FP a finales de los años 90, propone una serie de características ideales que debieran cumplir los procedimientos diagnósticos orientados al estudio de la AFP¹²³. Estos principios han estimulado la mayoría de esfuerzos posteriores (también algunos previos) de diversos grupos de trabajo de todo el planeta, siguiendo vigentes como hoja de ruta a día de hoy:

Table 5. Criteria for an optimized imaging method to analyze patellofemoral tracking, adjacent structural pathologies and potential differential diagnosis

1	Ability to visualize the full range of patellar motion including the last 30° of flexion to extension
2	Active joint motion under physiologic weight-bearing conditions
3	Avoidance of X-ray exposure or other side effects
4	Short examination time
5	Reproducible and noninvasive technique
6	Consistent and reproducible axial views of the patellofemoral joint and the femoral condyles without superimposed structures (i. e., the femoral trochlea groove and patella)
7	If necessary, additional conventional MR examination in one session to visualize all surrounding structures (ligaments, cartilage, retinaculae, menisci, bones and soft tissue)
8	Good image quality for an exact standardized and internationally accepted qualitative and/or quantitative evaluation
9	Low cost and general availability
10	Three-dimensional imaging technique to visualize the dynamic three-dimensional patellar tracking pattern

Tabla 11. Criterios de Muhle para una test dinámico ideal.

Estos fundamentos persiguen la superación de las limitaciones inherentes a muchos métodos estáticos clásicos, que en determinados casos se han perpetuado por conveniencia y simplicidad de obtención, no por un suficiente respaldo de evidencia científica. El estudio perfecto permitiría analizar la articulación dentro de un rango de movimiento amplio, en condiciones dinámicas activas, con adquisición de imágenes tridimensionales, de manera reproducible, rápida e inócua y con costes y accesibilidad razonables para cualquier entorno sanitario.

En los últimos 40 años han sido abundantes las publicaciones que, o bien propugnan la necesidad de incluir el movimiento (o al menos la contracción muscular) en el estudio de la IFP, o bien cuestionan la validez de los métodos de evaluación estáticos. En la propia definición de IFP propuesta por la Patellofemoral Foundation, este concepto queda reflejado: *“Furthermore, we define patellofemoral instability as symptomatic deficiency of the aforementioned passive constraint (patholaxity) such that the patella may escape partially or completely from its asymptomatic position with respect to the femoral trochlea **under the influence of displacing force. Such displacing force could be generated by muscle tension, movement, and/or externally applied forces.**”*⁷ Resultaría por tanto contradictorio obviar este necesario componente en los estudios diagnósticos del problema, por lo que uno de los objetivos futuros que establece el documento es *“evaluate potencial for dynamic imaging studies”*.

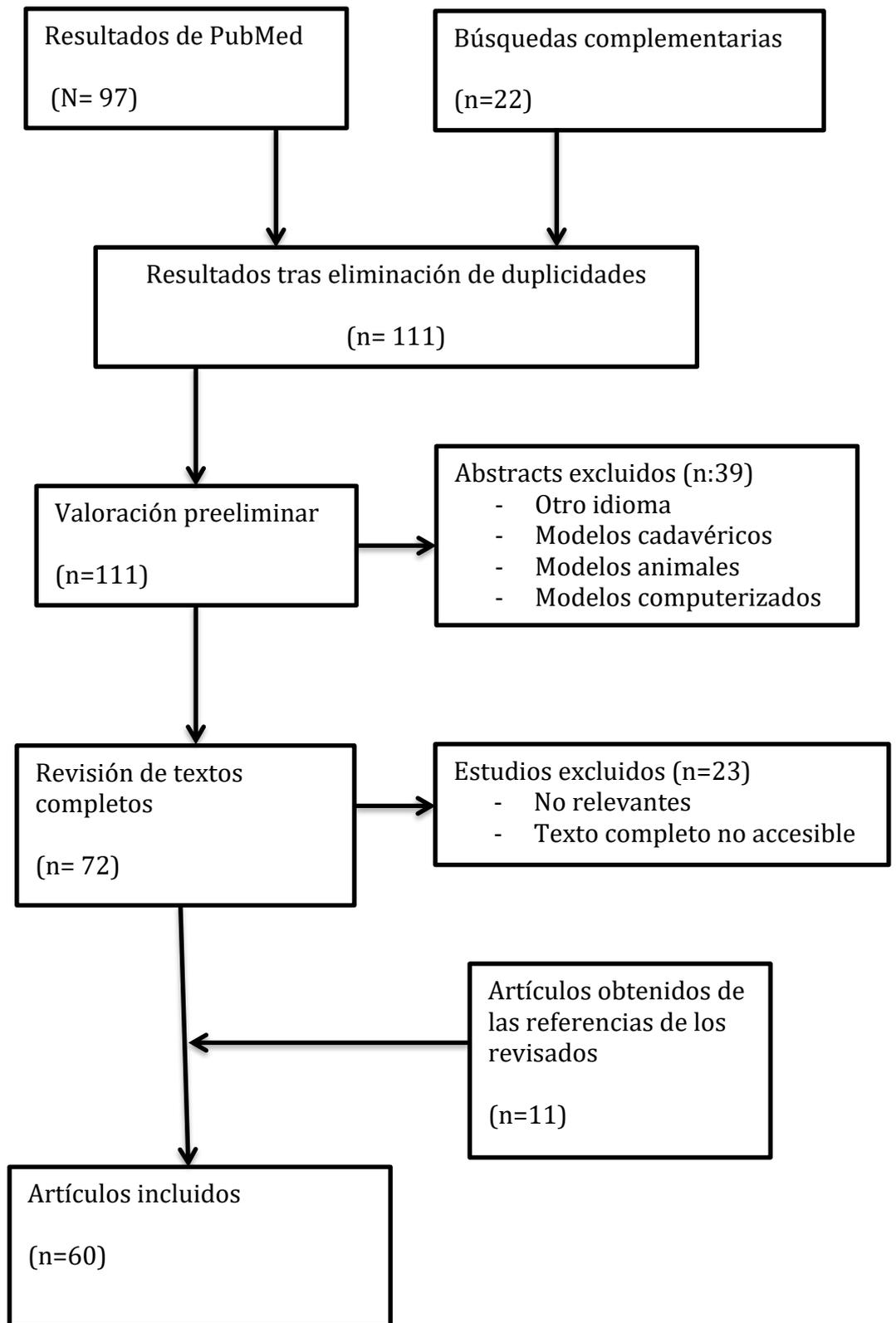
En el presente apartado se detalla un extenso análisis bibliográfico sobre la evidencia publicada al respecto del estudio dinámico en la IFP. Dicho análisis dio lugar a un trabajo de revisión publicado en *Orthopaedic Surgery* en Diciembre de 2019, bajo el título: **“Dynamic Evaluation of Patellofemoral Instability: A Clinical Reality or Just a Research Field? A Literature review”** (incluido en sección de anexos).

El trabajo de revisión fue diseñado por Sergio Barroso en su totalidad, con asesoramiento de cuestiones metodológico por parte del profesor Kenji Doma (The ORIQL – James Cook University).

En noviembre de 2018, se realizó una búsqueda bibliográfica abierta, empleándose *PubMed* como herramienta de búsqueda primaria. De manera complementaria se realizaron búsquedas en bases de datos asociadas a The ORIQL; *One Search* de la James Cook University de Townsville y *Summon Search* de la base bibliográfica de la Royal Australasian College of Surgeons. Se incluyeron como términos de búsqueda: *patellar instability, patellar dislocation, dynamic, kinematic, active, assessment, diagnostic e imaging*. No se fijaron límites temporales a la búsqueda.

Se incluyeron para su evaluación las publicaciones que reportaran cualquier tipo de método de evaluación de la AFP en condiciones no estáticas. Fueron rechazados los artículos en otros idiomas diferentes al inglés o el español. De igual manera, fueron rechazados los estudios basados en modelos animales, cadavéricos o informáticos/virtuales. Tampoco fueron incluidos los trabajos a los que fue imposible acceder al texto completo.

Peter McEwen y Andrea Grant (The ORIQL) participaron en la obtención y filtrado de resultados obtenidos en la búsqueda bibliográfica. La revisión de los artículos fue llevada a cabo de manera mayoritaria por Sergio Barroso, con apoyo de los dos anteriores. Se presenta a continuación un diagrama de flujo con la exposición de los sucesivos pasos de la selección de artículos:



Se presentan los resultados de esta revisión repartidos por categorías diagnósticas. En estas categorías se reúnen los trabajos que presentan una mayor afinidad en cuanto al enfoque conceptual, la metodología empleada y hallazgos obtenidos.

Exploración física

Dentro de las maniobras exploratorias comúnmente realizadas en la evaluación de la IFP podemos citar el *J-sign*: una maniobra que cumple con los criterios de evaluación dinámica. Este signo se constata al pedir al paciente que, estando sentado con la rodilla colgando al borde la camilla, extienda la misma desde los 90° hasta lograr extensión completa. En condiciones normales, la rótula trazará un recorrido más o menos rectilíneo, expresión de su estabilidad en dicho rango de movimiento. Por el contrario, en rodillas inestables, la rótula tenderá hacia la subluxación lateral según tienda a la extensión, dibujando una grosera curva de concavidad lateral o J invertida.¹²⁵

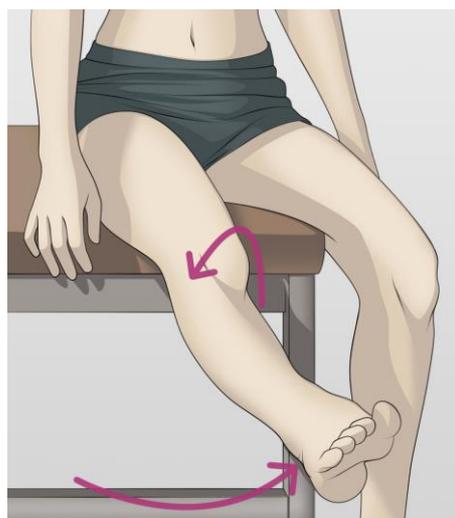


Imagen 100. Representación del J-sign. La rótula se desplaza lateralmente en extensión completa, trazando una J invertida. Este hallazgo no es de fácil valoración en pacientes con panículo adiposo importante⁸³.

La presencia de este signo ha sido valorada por muchos autores como poco menos que patognomónica, considerándose muy específica de IFP. Sin embargo, algunos estudios cuestionan la fiabilidad del *J-sign* como predictor de la estabilidad FP. En 2016, Beckert evaluó una cohorte de rodillas inestables, y comparó la medición clínica del *J-sign* con la traslación externa de la patela respecto al límite lateral de la tróclea (*lateral patelar edge*), concluyendo que no existe una buena correlación entre ambas¹²⁶.

El concepto que se pretende evaluar con el *J-sign*, el tracking o recorrido rotuliano anómalo, es en si mismo problemático. Podemos citar la revisión de Katchburian⁴² al respecto, que concluye que la definición del tracking rotuliano “normal” sigue siendo un objetivo no alcanzado. En este trabajo se resalta que este patrón de movimiento se ve influenciado por una gran cantidad de factores, que no siempre son tenidos en cuenta durante la evaluación del paciente, y que complican la sistematización de las observaciones:

Tabla 12. Variables que dificultan la estandarización en la definición del tracking rotuliano normal ⁴²

- Sistema de coordenadas y puntos de referencia
- Precisión del sistema de medida
- Evaluación estática o dinámica
- Contracción del cuádriceps: magnitud y dirección
- Contracción (si la hay) activa o pasiva
- Rotación tibial
- Angulación en varo-valgo
- Dirección del movimiento (flexión o extensión)
- Rango de movimiento
- Biometría del paciente
- Presentación de los datos

En las conclusiones de la revisión, se menciona específicamente que la variabilidad en el tracking rotuliano es muy amplia, y que quizás no exista un patrón definible como normal. Estudios de la marcha sugieren que cualquier grado de

subluxación lateral de la patela no es fisiológico, al no observarse en individuos asintomáticos con anatomía ideal de la rodilla¹²⁷; esta afirmación también ha sido cuestionada por trabajos posteriores. Por lo tanto, es probable que la evaluación del *J-sign* deba ser considerada con cautela. Por su fácil obtención en la sala de exploración puede ser recomendable la evaluación de su presencia, pero los hallazgos obtenidos, tanto positivos como negativos, deben ser integrados con el resto de información clínica. Relevante es el dato de que la propia PFF establece en su documento de consenso de 2018 como objetivo futuro la cuantificación objetiva del *J-sign*⁷.

Otra aportación interesante en cuanto a exploración física se ha propuesto por el equipo de Sarkar¹²⁸. En su trabajo, se cuestiona la utilidad diagnóstica del ángulo Q en su concepción clásica, como medición estática (habitualmente con la rodilla extendida en bipedestación o en decúbito supino, a pesar de que algunos autores recomiendan su cálculo en 25° de flexión¹²⁹). Para ello, realizaron mediciones de dicho ángulo sin y con contracción del cuádriceps, hallando diferencias estadísticamente significativas entre sendas mediciones, y sugiriendo que la medición con contracción pudiera ser más fiable que la clásica en cuanto a utilidad diagnóstica.

Otro equipo propone una actualización en el cálculo del ángulo Q. El artículo de Turkmen¹³⁰ presenta un índice ΔQ , más complejo que la medición simple clásica. Este índice se calcula obteniendo Q en diferentes grados de flexión de la rodilla, con y sin contracción voluntaria del cuádriceps. En su estudio, este valor es significativamente inferior en pacientes con dolor anterior de rodilla, por lo que se recomienda su uso sobre el Q clásico. En cualquier caso, aún teniendo en cuenta el heterogéneo grupo que conforman los pacientes del espectro FP, el hecho de que no se hayan incluido específicamente en este estudio pacientes con inestabilidad no permite valorar su utilidad en la IFP.

Evaluación artroscópica

Antes de la eclosión de la obtención de imágenes clínicas mediante RM, la visualización de la articulación mediante artroscopia suponía la única alternativa disponible (con la salvedad de la observación quirúrgica a cielo abierto) para la evaluación intraarticular de la rodilla. Esta técnica permite la observación directa del estado de las partes blandas intracapsulares, así como el comportamiento de las estructuras móviles cuando la rodilla es sometida a movimiento. A pesar de la evolución actual de las pruebas de imagen, la visualización artroscópica sigue considerándose el gold standard para la evaluación intraarticular en el campo de la investigación (por ejemplo, para validar la sensibilidad diagnóstica de pruebas de imagen) y en la práctica clínica en casos de discrepancia clínico-radiológica significativa.

Los estudios artroscópicos que evalúan la movilidad articular se dividen en tres grandes grupos, según sea la metodología de los mismos:

- Mediante **movilización pasiva** articular, sin contracción muscular por parte del paciente.
- Mediante **contracción muscular involuntaria**, generada mediante estimulación eléctrica.
- Mediante **contracción muscular voluntaria** por parte del paciente.

La tercera situación se entiende como la más fisiológica y por lo tanto, con la cual se alcanzarían observaciones más próximas a las condiciones “in vivo” de la rodilla. Para hacerla factible, la anestesia practicada al paciente debe ser local, intraarticular generalmente, ya que una anestesia raquídea impediría el control neuromuscular del miembro por el propio paciente, y una anestesia general impediría cualquier grado de colaboración activa¹³¹. En cualquier caso, existen también publicaciones que han permitido validar el efecto de la contracción involuntaria

mediante estimulación eléctrica transcutánea en la biomecánica de la AFP, de manera pasiva¹³².

A principios de la década de los 90, Brossman, Muhle y Bull propusieron una clasificación artroscópica de desalineación femoropatelar, con 3 grados de severidad en función de la magnitud del *tilt* y translación patelar lateral, demostrando buena correlación con los hallazgos de cine-RM¹³³, y por lo tanto con potencial valor diagnóstico:

Tabla 13. Clasificación artroscópica del maltracking rotuliano ¹³³	
Grado 0	Tracking normal. En extensión completa, la rótula se encuentra superolateral a la tróclea, sin contacto con ésta. Un ligero offset y tilt lateral se consideró normal. Con la flexión, se establece contacto entre la carilla rotuliana lateral y el cóndilo femoral externo, medializándose hasta estar completamente centrada a los 45° de flexión. En este punto existe también contacto femoropatelar medialmente.
Grado 1	En extensión existe un mayor tilt y offset patelar. A 45° la situación es igual que en el grado 0.
Grado 2	Similar al grado 1, pero en 45° de flexión no existe contacto femoropatelar medial.
Grado 3	En extensión completa la lateralización y/o tilt es marcada, no apreciándose cambios en los primeros 45° de flexión

En un estudio posterior, Suganuma desarrolla dos mediciones de congruencia FP a cuantificar mediante visionado artroscópico: el **ángulo de congruencia** y la **posición relativa de la cresta patelar** central. Tanto el primero (27.2 vs -4.7) como el segundo (57 vs 4.7) resultaron significativamente mayor en pacientes con inestabilidad patelar.

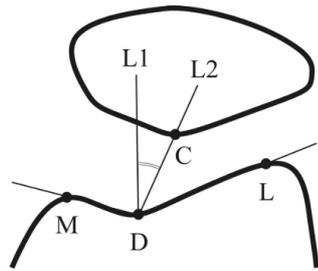


Fig 1. Drawing showing how we measured the congruence angle on radiographs. The angle created by the highest point of the medial femoral condyle (M), the deepest point of the trochlear groove (D), and the highest point of the lateral femoral condyle (L) is the sulcus angle. L1 is the line bisecting the sulcus angle. L2 is the line connecting the central ridge of the patella (C) and D. The angle created by L1 and L2 is the congruence angle. The congruence angle is positive when L2 is located lateral to L1 and negative when L2 is located medial to L1.

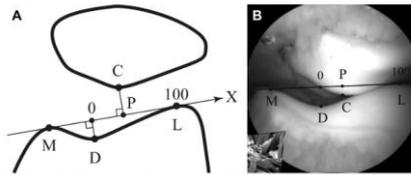


Fig 2. Drawing (A) and corrected image of an arthroscopic picture (B) showing how we measured PPCR in the trochlear groove on a still video frame during arthroscopy after correcting for image distortion. The tangent touching the medial (M) and lateral (L) articular surfaces of both sides of the trochlear groove was assumed to be the x-axis. The point on the trochlear groove that was the furthest from the x-axis was considered to be the deepest point (D). The intersection of the x-axis and the line that met the x-axis at a right angle and passed through D was assumed to be 0 on the x-coordinate, and the lateral point of tangency (L) was assumed to be 100. The intersection between the x-axis and the line that was perpendicular to the x-axis and passed the patellar central ridge (C) was designated as P. The position of P was measured as PPCR on the x-coordinate. A video showing when the examined knee joint was rotated, and to which direction, was placed in a small window on the arthroscopy display (picture-in-picture). A part of the video is seen in the bottom left corner of B showing that the knee joint was rotated externally by the assistant. The part of the video that overlaps with the round arthroscopic image is distorted by the correction for lens distortion that was applied to the arthroscopic image.

Imagen 101. Mediciones intraarticulares en el trabajo de Suganuma

En 2019 se publicó un nuevo trabajo que describe la utilidad de la artroscopia en la cuantificación de la IFP¹³⁴. Este equipo de Perth propone la medición del **KFA (knee flexion angle)**: ángulo de flexión de rodilla a partir del cual la rótula articula con la porción media de la tróclea. En su serie, este valor es manifiestamente mayor en pacientes con IFP, reflejo de su posición patelar más proximal, y recomiendan considerar la cirugía de distalización de la TTA cuando el valor obtenido es mayor de 40° de flexión de rodilla.

Probablemente podríamos concluir que la visualización artroscópica no estaría indicada como técnica diagnóstica aislada en la actualidad, debido a la conveniencia y rentabilidad diagnóstica de técnicas menos invasivas como la RM. Sin embargo, la información obtenida con este procedimiento puede ser de gran utilidad en pacientes con IFP, por ejemplo, para evaluar la congruencia articular antes y después de una cirugía de estabilización, de manera que se confirme el diagnóstico y se compruebe la corrección de la cinética FP. En menor medida también podría considerarse de interés como herramienta de confirmación diagnóstica en casos aquellos donde existan contraindicaciones o dificultades de acceso para la realización de estudios de imagen.

Ecografía bidimensional

Si existe una técnica de estudio por la imagen que permita la evaluación de estructuras en movimiento, esta es la ecografía. Actualmente su empleo se encuentra ampliamente extendido en diversas especialidades médicas, para la evaluación, por ejemplo, de flujo vascular, el movimiento fetal, o la cinemática cardiaca. Su uso en patología musculoesquelética también va *en crescendo*, ya que permite analizar patrones de movimiento en tiempo real, sin radiación y a un bajo coste ¹⁰⁸. Por este preciso motivo, diferentes autores la proponen como una herramienta de interés en el estudio de la IFP. Se ha comprobado que la precisión diagnóstica de la imagen femoropatelar obtenida con ultrasonidos puede ser similar a la obtenida mediante RM ¹³⁵ o TAC ¹³⁶. Estos dos últimos trabajos tienen respectivamente 14 y 22 años de antigüedad, tiempo en el que el desarrollo de los equipos de ultrasonidos ha sido exponencial, por lo que podemos asegurar que la precisión actual es manifiestamente mayor que la presentada en estos estudios.

Ya en la década de los 90, con la tecnología del momento, algunos autores fueron capaces de obtener con relativa precisión una gran cantidad de medidas en la AFP. Como puede apreciarse en la imagen, a pesar de la mejorable calidad de imagen en esos años, las mediciones podían ser obtenidas de manera efectiva.

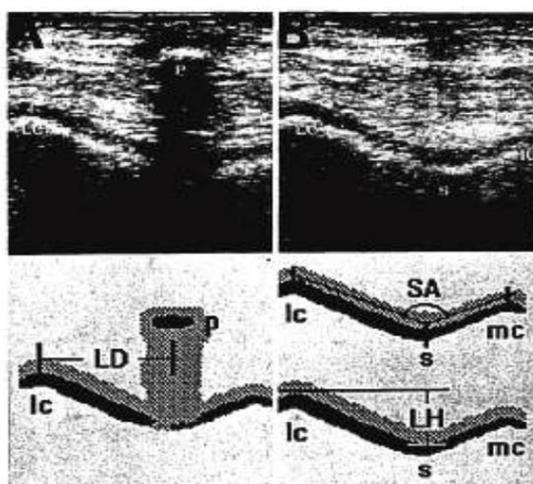


Imagen 102. Posibilidades técnicas de medición de parámetros femoropatelares con tecnología ecográfica de los años 90.

En este trabajo¹³⁷, realizado en población infantil con problemas de inestabilidad rotuliana, los autores calcularon la traslación lateral (LD), el sulcus angle (SA) y la altura del cóndilo lateral (LH). Comparando los resultados obtenidos en esta cohorte con rodillas sanas de la misma edad, obtuvieron diferencias estadísticamente significativas para LD y SA. A pesar de que este estudio es completamente estático (las mediciones fueron específicamente realizadas con relajación del cuádriceps), se ha mencionado como muestra de la flexibilidad de esta herramienta, ya desde hace décadas.

En cuanto a trabajos específicamente dinámicos, el equipo de Lee Herrington, de la Universidad de Salford, publicó un trabajo preliminar para localizar la patela en relación a la tróclea femoral mientras el cuádriceps es contraído mediante un estimulador neuromuscular¹³⁸. Se trata de una medición sencilla, fácil de obtener, y con buena fiabilidad entre distintas observaciones.



Imagen 103. Imagen de distancia femoropatelar según técnica de Herrington.

Al tratarse de una investigación preliminar y realizada en individuos sanos, no pueden realizarse valoraciones de sus resultados en cuanto a utilidad diagnóstica en la IFP, pero sienta las bases sobre un método accesible y subsidiario de desarrollo por posteriores estudios que profundicen en su aplicabilidad clínica.

Otra aportación más sofisticada es la del Shih et al¹³⁹. En su singular trabajo diseñaron un sistema de captación de ultrasonidos acoplado a una ortesis de rodilla

articulada. La sonda del ecógrafo se acopló en el lateral de la rodilla, de manera que pudiera evaluar la traslación medio-lateral de la rótula con respecto al fémur en un plano paralelo al eje transepicondilar. Esta medición se repitió durante 3 acciones realizadas voluntariamente por los sujetos observados: rango articular de flexo-extensión durante la sedestación, realización de sentadillas o al subir una escalera. Los resultados arrojaron valores con diferencias estadísticamente significativas al comparar las observaciones en reposo (sedestación) con las dinámicas. Tanto la precisión del sistema, validada con RM, como la consistencia de las medidas entre distintas mediciones y observadores fue excelente, submilimétrica.

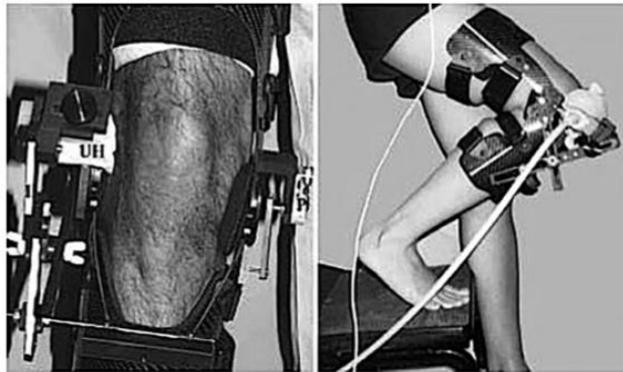


Imagen 104. Dispositivo ideado por Shih para la evaluación ecográfica de la movilidad rotuliana. Las posibilidades de movimiento quedan limitadas por la longitud del cable de la sonda.

Podríamos afirmar que la aportación de la ultrasonografía al estudio dinámico de la inestabilidad femoropatelar ha sido históricamente escasa, hecho que contrasta con su enorme accesibilidad, inocuidad y especial indicación en el estudio de estructuras en movimiento. Esta paradoja pudiera deberse a que, a pesar del creciente avance en el manejo de la ecografía por parte de radiólogos y clínicos del aparato locomotor, y de una mayor potencia y precisión de imagen en los nuevos equipos, otras técnicas de imagen cuentan con mayor aceptación. La ecografía dinámica consume tiempo al explorador, exige un preciso conocimiento de la biomecánica articular, y es en cierta medida observador-dependiente. Pudiera ser que, por estos motivos entre otros, se hayan desarrollado más otras técnicas más “automatizables” (con la asistencia de técnicos en radiodiagnóstico), estandarizables y con resultados menos subjetivos (o más objetivables), como la RM o la TAC. Estas modalidades pueden aportar una mayor cantidad de datos en tres dimensiones, a la

vez que informan de manera completa sobre el estado de otros componentes de la rodilla no accesibles técnicamente al haz de ultrasonidos, por lo que su aceptación a día de hoy sigue siendo mucho mayor.

En cualquier caso, muchas consultas de cirujanos ortopédicos y rehabilitadores cuentan hoy en día con equipos de ultrasonidos para asistir en el diagnóstico y procedimientos terapéuticos del aparato locomotor. En los últimos años, muchos especialistas se han interesado en la formación para el manejo de esta tecnología, lo que unido a su mayor disponibilidad hacen presagiar un incremento en la publicación de estudios articulares dinámicos en un futuro cercano.

Resonancia magnética

Una de las principales prestaciones de la RM es su gran definición en el estudio de las partes blandas. En el caso de la patología femoropatelar esto es de especial importancia, pues permite la evaluación del estado del cartílago articular y de elementos estabilizadores como el LFPM o el tendón rotuliano. Gracias a la amplia accesibilidad alcanzada en la actualidad, y a la ausencia de radiación ionizante emitida, se ha favorecido su participación en múltiples estudios clínicos y de investigación en las últimas décadas.

En el desarrollo de la RM dinámica ha tenido un primordial papel la Cardiología, pues como veremos a continuación, ha sido el campo de la hemodinámica donde se han descrito las principales mejoras técnicas. Antes de comentar los trabajos más relevantes al respecto, parece conveniente distinguir entre algunas variantes de RM empleadas en los estudios musculoesqueléticos dinámicos, con sus características particulares:

- **RM convencional**: es la modalidad más empleada, en la que las series de imágenes se obtienen de manera estática, sin movimiento activo por parte del paciente. Los trabajos que la emplean en estudios dinámicos lo hacen mediante la obtención de secuencias con contracción del cuádriceps del sujeto a estudiar. Esta contracción en ocasiones se efectúa de manera voluntaria; en otras mediante estimulación neuromuscular sin participación activa del sujeto, y con la rodilla en distintos grados de flexión. De esta manera se obtiene una impresión aproximada de todo el rango de movimiento.

- **"Motion triggered cine MRI"**: Esta modalidad, descrita en la década de los 90, permite el estudio de movimiento cíclico, inicialmente desarrollado para estudios cardiacos. En estudios articulares, se efectúa un movimiento repetitivo, que es captado por el sistema de RM a través de referencias cutáneas, generando un patrón de imagen comparable a un electrocardiograma¹⁴⁰. El principal inconveniente de esta técnica radica en la

necesidad de una estricta colaboración por parte del paciente, que debe repetir un mismo ciclo de movimiento a una velocidad concreta y sin alterar la potencia de la contracción, orientación de la articulación, etc.

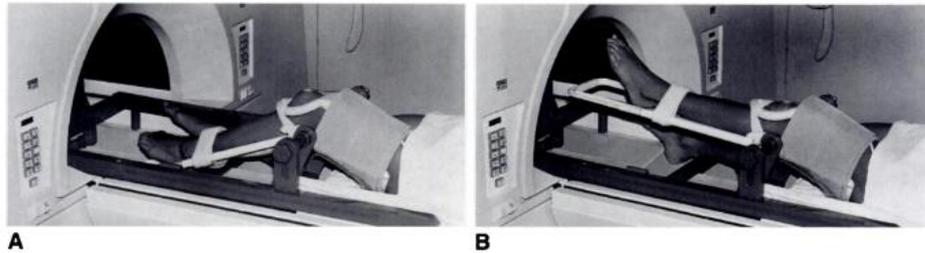


Fig. 1.—A and B, Photographs show nonmetallic positioning device for motion-triggered cine MR imaging of patellar tracking. Circular surface coil and pressure sensor are located anteriorly on knee. Lower extremity is fixed with straps to the supports to avoid displacement from sectional planes. Knee is extended and flexed against gravity with a frequency of about 45 cycles/min. Knee is flexed 30° in A and almost completely extended in B. (Adapted with permission from Brossmann et al. [14].)

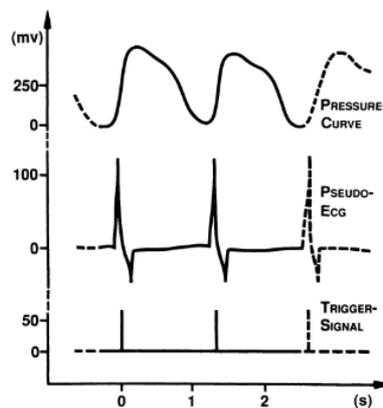


Fig. 2.—Graph shows sine wave-like pressure curve of continuous extension and flexion of knee, which is converted into an ECG-like signal, indicating beginning of extension. This signal is used as a trigger as in standard ECG-triggered MR imaging.

Imágenes 105 y 106. Gráficos del artículo de Brossman donde se expone la sistemática de un estudio *motion-triggered*. El movimiento cíclico ha de repetirse de manera homogénea para poder obtener secuencias de movimiento completas¹³³.

- **RM ultrarrápida**: esta modalidad, más reciente, permite la adquisición de imágenes tridimensionales mientras la articulación se mueve, a baja velocidad. Su principal aportación consiste en que no precisa de la repetición de un movimiento concreto, reduciendo el tiempo de adquisición y simplificando las necesidades de colaboración por parte del paciente. Probablemente sea la que mejor reproduzca el movimiento en un entorno fisiológico, menos “in vitro” que en las otras modalidades de RM.

Las primeras aproximaciones a la RM dinámica fueron coordinadas por Shellock a finales de la década de los 80¹⁴¹. Mediante RM convencional, se realizaron cortes axiales de la rodilla en diferentes grados de flexión, y posteriormente se dispusieron consecutivamente, a modo de fotogramas en un video, generándose de un virtual movimiento de flexo-extensión. Esta sistemática fue empleada en un extenso estudio con 130 pacientes afectados de problemas FP, incluida la inestabilidad, lográndose diferenciar diferentes patrones de tracking rotuliano¹⁴². Sin embargo, estas secuencias no pueden considerarse dinámicas, pues únicamente combinan imágenes estáticas. Por este motivo, su extrapolación al campo clínico no parece justificada; se ha incluido esta referencia aquí como mera reseña histórica, pues impulsará futuros estudios verdaderamente dinámicos.

Algunos años después se publica el primer trabajo con *motion triggered MRI*¹⁴³. Una de las principales conclusiones del texto es el hecho de que se pueden detectar patrones de movimiento diferentes entre pacientes con IFP y sujetos normales, cuando efectúan una flexión activa, pero no durante una extensión pasiva. Esto refuerza la idea de Muhle¹⁴⁴ sobre la conveniencia de la participación activa del sujeto a estudiar durante la obtención de las imágenes.

Basándose en la aportación de Shellock, Witonsky presenta un trabajo en 1999, con el fin de superar las mencionadas limitaciones de dicho trabajo¹⁴⁵. En una cohorte de pacientes con dolor anterior de rodilla, realizó el mismo protocolo de obtención de imágenes con RM convencional en distintos grados de flexión de rodilla, pero añadiendo una contracción isométrica voluntaria del cuádriceps. De esta manera, se pudieron cuantificar diferencias significativas entre pacientes y controles: se constató un mayor ángulo de congruencia y un menor *tilt* patelar, viéndose significativamente alterados cuando la contracción muscular estuvo presente. Entre las conclusiones del artículo se destaca la siguiente recomendación: “*Imaging in the first 30° of flexion with thigh muscle contraction is necessary for a correct diagnosis*”.

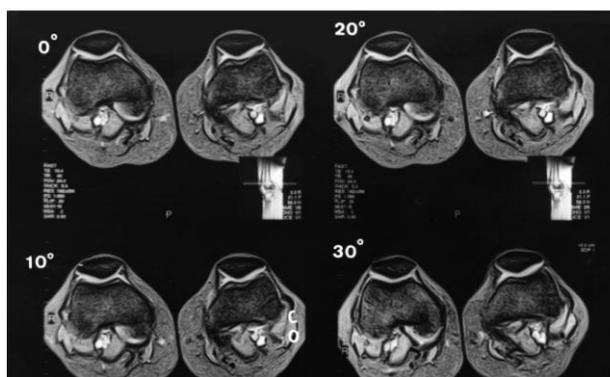


Imagen 107. Reconstrucción del tracking rotuliano a distintos grados de flexión según la metodología de Witonsky¹⁴⁵.

La primera publicación basada en modalidad *ultrafast* ve la luz en el año siguiente (2000) de manos del prolífico McNally¹⁷. En este extenso trabajo, en 474 pacientes con dolor anterior de rodilla, se obtuvieron secuencias de RM estándar, además de un estudio adicional en el que los sujetos realizaron una extensión activa contra una resistencia constante de un balón neumático. Con los datos obtenidos se realizó un análisis de los patrones de tracking rotuliano, del que pueden destacarse varias observaciones relevantes:

- Los autores del mismo refieren que el estudio del tracking patelar es complicado, ya que no existe un patrón gold estándar sobre el que referenciar las observaciones.
- El maltracking severo es fácilmente identificable con esta secuencia, pero también suele ser clínicamente evidente. La determinación de patrones más sutiles no es tan sencilla, como tampoco lo es su observación clínica.
- Un porcentaje de pacientes asintomáticos presentan un grado de subluxación lateral de la rótula, sin que ello parezca tener repercusión clínica.
- Una distancia TTTG < 20 es habitual en rodillas con tracking normal, pero también aparece en una proporción de pacientes con

maltracking severo. Por lo tanto, un valor alto de TTTG se debería considerar como específico de IFP, pero poco sensible, al menos en esta serie.

- Se observa en la serie una altísima especificidad de la profundidad del sulcus de menos de 4 mm (98%) y un sulcus angle mayor de 150° (93%) para *maltracking*, poniendo de relevancia la contribución de la displasia troclear a la IFP. Por el contrario, estas medidas son muy poco sensibles, por debajo del 30%.

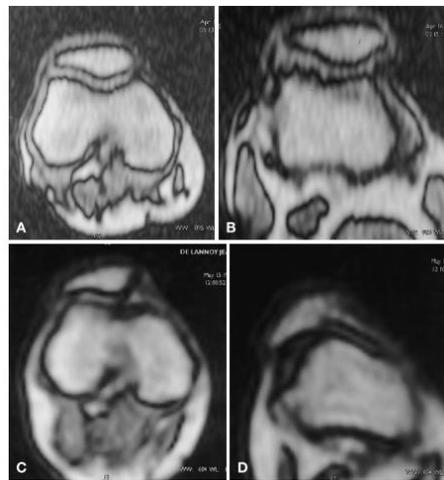


Imagen 108. Capturas de la serie de McNally, apreciándose la diferencia en el tilt patelar de rodillas normales (arriba) con otras inestables (abajo)¹⁷.

Como principal inconveniente de la técnica destaca el prolongado tiempo de estudio, cercano a una hora, lo cual dificulta su sistematización como test de rutina. Años más tarde, el propio McNally participaría en otro estudio en que se empleó metodología ultrafast más evolucionada, reduciendo considerablemente el tiempo de adquisición a sólo 2 minutos⁵⁹. En este trabajo también se constató una incidencia no despreciable (cercana al 40%) de lateralización leve o moderada de la rótula en extensión terminal en población asintomática y teóricamente sana. La explicación a esta observación dada por los autores es la siguiente: al pasar de la flexión a la extensión, la rótula “se libera” de la restricción de la tróclea, ligeramente medial con respecto a la línea media articular, por lo que al continuar con la extensión predomina esta tendencia a la lateralización e inclinación externa. Esta orientación se ve

exagerada por la contracción del cuádriceps, factor infrecuente en la mayoría de estudios previos, motivo por el cual el hallazgo no es identificado en muchos trabajos estáticos, a pesar de estar descrito desde el año 1979 (patrón de movimiento rotuliano en “C suave”) ⁴³. Esta observación añade contenido a la discusión sobre la controvertida especificidad del *J-sign* como hallazgo patológico durante el examen físico.

De este par de trabajos se extrae que cierto grado de traslación lateral en extensión máxima puede ser considerado fisiológico, o al menos no patológico. Los propios autores destacan que en pacientes con IFP severa, no es necesario confirmar un tracking claramente anómalo con pruebas de imagen. En cambio, en casos dudosos o border-line, estudios dinámicos de este tipo pueden ayudar a identificar patrones de movimiento FP “dentro de la normalidad” o “patológicos”.

Los trabajos del grupo de McNally apuntan a que el decúbito supino de los pacientes durante la obtención de las imágenes pudiera no reproducir del todo las condiciones articulares de un individuo en bipedestación, abogando por la realización de futuros estudios en esta posición. Este mensaje fue recogido por Draper et al en 2009; diseñaron un sistema de poleas magneto-compatibles, que permitió realizar estudios por RM en bipedestación, con el fin de evaluar las relaciones femoropatelares bajo una carga axial¹⁴⁶. Comparando rodillas sanas con las de pacientes con dolor anterior, pudieron observar en las últimas:

- Un mayor *bisect offset* entre los 0° y 50° de flexión, con mayor diferencia a menor flexión.
- Una mayor inclinación lateral entre los 0° y 20° de flexión, con mayor diferencia en extensión completa (valor x 2.5 veces)
- Algunas rodillas del grupo afecto no mostraron alteraciones, con patrones de movimiento y posición similares al grupo control.

Este estudio es por tanto el primero en demostrar, en situación de bipedestación, una mayor traslación e inclinación lateral de la patela en extensión, en pacientes del espectro FP. Esta situación no fue observada en avanzados ángulos de flexión, lo que refuerza la idea de la necesidad de estudiar la articulación en este rango, como se ha indicado previamente, fuera de la acción estabilizadora intrínseca de la tróclea femoral.

Otra notable aportación de este estudio fue la evaluación del efecto de dos tipos de ortesis rotuliana: una rodillera de neopreno convencional y otra con estabilizador rotuliano ajustable. Los análisis demostraron que la segunda es efectiva en reducir la traslación y angulación lateral, pero sin llevarlas a valores normales. Este dato indica que este tipo de soportes pudieran estar indicados como medida de soporte en pacientes con alteraciones leves de la dinámica femoropatelar; probablemente inefectivas en casos severos.



Imagen 109. Ortesis con estabilizador rotuliano (izquierda) y sin él (derecha). Las últimas, aunque más cómodas y baratas, no resultan efectivas en la normalización del maltracking lateral¹⁴⁶.

En la última década, hemos presenciado un refloreCIMIENTO en los trabajos dinámicos con RM; las mejoras en los equipos y técnicas de adquisición de imágenes ha tenido un papel importante. En 2013, Freedman valoró rodillas con historia de *maltracking* mediante secuencias estáticas y dinámicas, llegando a algunas de las conclusiones más contundentes dentro de la bibliografía consultada¹⁴⁷:

- *The current findings demonstrate that static measures of PF alignment (...) can only predict a portion of the 3D PF kinematics during a loaded volitional task.*
- *Sstatic PF joint assessment cannot fully represent the dynamic state of this joint and using such static measures for diagnosis would likely produce false negative diagnoses.*
- *(It is) imperitave that the current precise, accurate, 3D, dynamic imaging techniques be translated into clinical tools in order to improve the diagnosis of PF pathomechanics.*

Por tanto, no sólo se evidencia la escasa conveniencia de las técnicas estáticas, sino que además se hace un llamamiento a la necesidad de incorporar las técnicas dinámicas en la práctica clínica. Esta afirmación se convertirá en un elemento universal en trabajos posteriores.

El artículo de Teng aporta datos relevantes sobre la influencia de la morfología troclear en la IFP¹⁸. El LTI (*lateral trochlear inclination*) es un indicador directo de la profundidad troclear, y en el análisis realizado se destaca como el mejor predictor de inclinación rotuliana en todos los ángulos de flexión, observación no concluyente en estudios estáticos previos. Este texto argumenta su mayor utilidad frente al *sulcus angle*, dado que éste implica una medida de ambas facetas trocleares, y la medial no tiene efecto estabilizador en la migración lateral de la rótula.

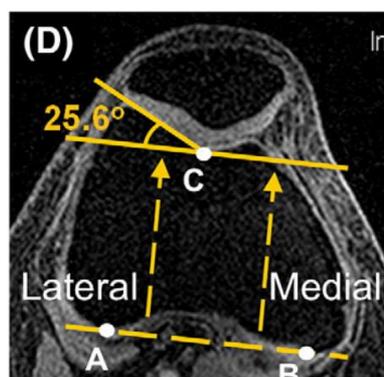


Imagen 110. Ejemplo de cálculo del LTI en el trabajo de Teng et al¹⁸.

En 2017 Carlson publica un trabajo valedero del premio a la excelencia en investigación de la AOSSM, y cuya aportación debería suponer un cambio de tendencia en la planificación quirúrgica de la estabilización rotuliana. En este excelente estudio, se comparó la medición estática de la TTTG con el patrón de tracking rotuliano obtenido mediante RM dinámica, concluyendo: *“The static TT-TG distance cannot accurately predict dynamic lateral displacement of the patella. A large percentage of patients with patellofemoral pain and pathologically large TT-TG distances may have neutral to medial maltracking patterns”*¹²². Este descubrimiento tiene una importante repercusión práctica, pues el TTTG obtenido estáticamente es el valor que la mayoría de los cirujanos de rodilla emplean para indicar una medialización de la tuberosidad anterior. Aunque algunos trabajos previos ya cuestionaban la utilidad de la TTTG¹²⁶, la gran relevancia y difusión del artículo de Carlson hacen de esperar una serie de trabajos venideros que, a modo de respuesta, confirmen o refuten los resultados de su línea de trabajo.

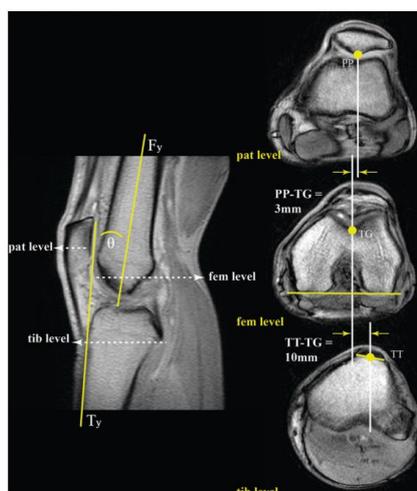


Imagen 111. Metodología empleada por Carlson para el cálculo de la distancia TT-TG en condiciones dinámicas¹²².

Uno de ellos aparece el año siguiente, al publicarse la primera aplicación en aparato locomotor de una RM *continuous real time radial gradient echo*, modalidad diseñada para estudios cardiopulmonares, en un trabajo sobre PFI ¹⁴⁸. Con esta técnica se pueden obtener imágenes y vídeos con buena definición y en escaso tiempo (3-7 minutos), permitiendo completos estudios espaciales de la articulación de la rodilla. Del trabajo puede destacarse que se indica como variable con potencial valor

clínico para identificar IFP un *lateral patellar displacement* mayor de 3 mm, valor límite alto encontrado en pacientes asintomáticos. Con respecto a las conclusiones de Carlson, en este trabajo sí se aprecia una correlación entre la TTTG y el desplazamiento lateral de la rótula, aportando mayor controversia a la discusión.

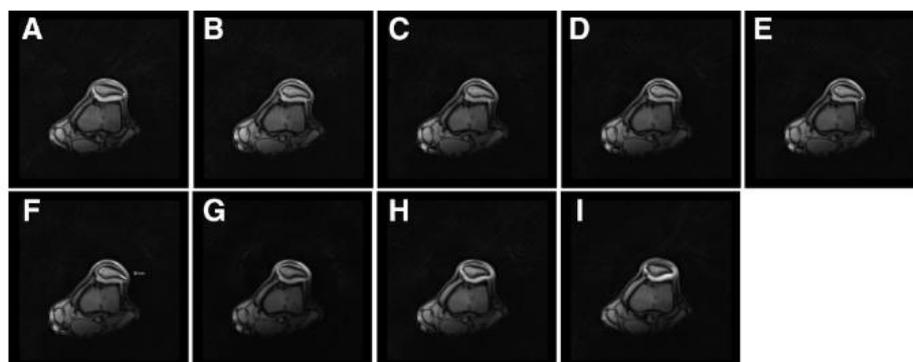


Imagen 112. Secuencia de Burke en un paciente con IFP, apreciándose un incremento en el tilt lateral durante la flexión temprana¹⁴⁸.

Merece la pena hacer mención también a la orientación de la RM dinámica en pacientes pediátricos. En la población infantil, la indicación de esta técnica de imagen se justifica por las siguientes razones:

- La ausencia de radiación, deseable en cualquier grupo de edad, es especialmente relevante en las edades iniciales de la vida, pues existe una mayor expectativa de dosis acumulada a largo plazo.
- Los casos severos de inestabilidad suelen dar manifestaciones clínicas a edades tempranas, habitualmente antes de la adolescencia. Estos casos precisan de estudios complementarios a la radiología simple, como el que pueden obtenerse con esta técnica de imagen.

En 2014 se publicaron dos trabajos que destacan la utilidad de la RM dinámica en pacientes no adultos. Regalado estudió a 29 adolescentes con IFP mediante *KINE-MRI*; los sujetos realizaron una extensión pasiva desde los 30° de flexión hasta la extensión completa, obteniéndose secuencias de imagen en diferentes ángulos, manteniéndose la posición con contracción isométrica del cuádriceps¹⁴⁹.

Comparando los hallazgos con una cohorte sana, se observaron diferencias estadísticamente significativas comunes a otros trabajos: mayor *bisect offset*, *lateral patelar displacement* y menor *patellar tilt angle*. Las rodillas asintomáticas de los pacientes mostraron unos valores intermedios entre las patológicas y la población control, por lo que los autores recomiendan incluir ambas extremidades inferiores en los programas de rehabilitación. Se destaca en este artículo la buena colaboración de pacientes tan jóvenes como de 11 años, en una exploración que precisa de colaboración activa con las indicaciones facilitadas.

Table 3 Types of patellofemoral maltracking in the patient group and in the healthy volunteer group. Data are number of cases (percent). Lateralization 4 mm or more and tilt 16° or more

Variables	Healthy volunteers (n = 19 knees)	Patients	
		Unaffected knees (n = 26 knees)	Affected knees (n = 29 knees)
Lateralization and tilt	1 (5 %)	18 (69 %)	20 (69 %)
Lateralization	2 (11 %)	2 (8 %)	4 (14 %)
Tilt	0	1 (4 %)	2 (7 %)
Normal	16 (84 %)	5 (19 %)	3 (10 %)

Tabla 14. Resumen de los patrones de tracking identificados durante el estudio de Regalado con pacientes pediátricos¹⁴⁹.

La aportación pediátrica del equipo de Elias propone la combinación mediante software de distintas imágenes: imágenes estáticas en alta resolución con secuencias rápidas con contracción isométrica del cuádriceps en distintos ángulos de flexión¹⁵⁰.

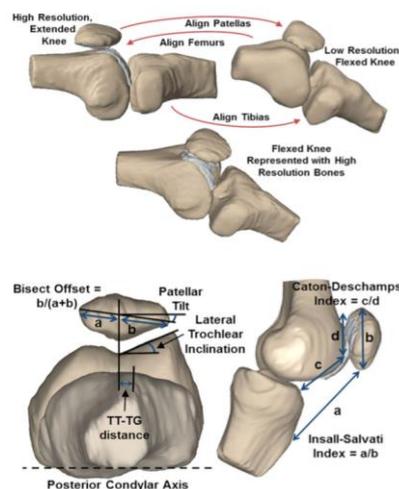


Imagen 113. Detalle de la reconstrucción 3D en la publicación de Elías et al.

En el análisis de los datos obtenidos en su cohorte de adolescentes con IFP, destaca la influencia del *lateral trochlear inclination* como predictor de inestabilidad, por encima de otros como la altura de la rótula. Esta observación está en directa consonancia con el trabajo de Teng, publicado el mismo año, con pacientes adultos. Sugieren un valor de 15° como límite bajo de la normalidad en extensión completa, algunos grados más que en otras series previas.

Por tanto, podemos concluir que la RM dinámica ha tenido un papel relevante en la adquisición de conocimiento sobre la biomecánica de la AFP. La posibilidad de obtener imágenes en 3D, de alta definición, y en ausencia de radiación ionizante, presagian que será una de las herramientas con más potencial clínico en el futuro inmediato.

Tomografía axial computerizada

La TAC es considerada una de las herramientas más versátiles dentro del mundo de la Radiología. Su incorporación al arsenal médico data de principios de los años 70 (1974), cuando se desarrolla como una original solución para posibilitar el estudio de patología intracraneal. La posterior evolución de la calidad de imágenes obtenidas ha multiplicado sus aplicaciones clínicas, permitiendo su incorporación al estudio de rutina (y experimental) en múltiples patologías en la práctica totalidad de las especialidades médicas actuales.

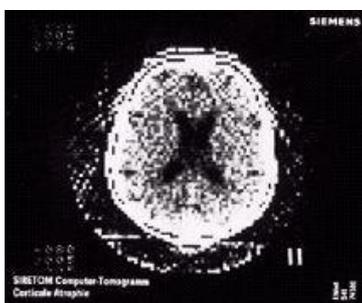


Imagen 114. Resolución de imagen habitual en un estudio intracraneal de 1975. La escasa nitidez de las imágenes limitaba la aplicabilidad de la técnica al estudio de lesiones o alteraciones de gran tamaño.

En el campo de nuestro interés, encontramos las primeras menciones a aplicaciones no estática del TAC a comienzo de los años 1980s. Diferentes trabajos a principios de la década recurren a la obtención de imágenes a distintos grados de flexión asociando una contracción isométrica del cuádriceps, simulando una secuencia de movimiento, de manera análoga a los estudios de RM más precoces. A finales de la década se publican algunos trabajos con secuencias verdaderamente dinámicas con tecnología *electrom beam*, pero los costes asociados limitan su accesibilidad y por lo tanto la posibilidad de ser empleada de manera rutinaria en la práctica clínica con pacientes reales¹⁵¹.

Como surgiera en el campo de la RM, pronto se critica la metodología consistente en obtener secuencias de movimiento a partir de imágenes estáticas. Se aboga por el desarrollo de estudios que valoren patrones de movimiento natural, no generado artificialmente. A principios de los años 1990s, en uno de estos trabajos

basado en imágenes estáticas en diferentes años de flexión, Pinar constata las limitaciones del mismo, concluyendo: *“We cannot comment on the role of dynamic images in diagnosis. A regular pattern could not be observed. EMG studies combined with dynamic imaging may provide useful information (...). Further research is needed in this area.”*¹⁵².

Ese mismo año, Guzzanti cuantifica el efecto de añadir una contracción muscular durante la obtención de imágenes de TAC. En su serie, se consigue documentar hasta 1 cm de migración proximal de la rótula cuando el cuádriceps es contraído, alterando de manera significativa los índices de altura patelar calculados en reposo¹⁵³. Este tipo de hallazgos suma en favor de una mayor concienciación a cerca de las limitaciones del estudio estático en la patología femoropatelar; recomienda el autor de manera explícita la necesidad de un cambio en el estándar diagnóstico. Específicamente, desaconseja que los pacientes del espectro FP sean estudiados de manera exclusiva con técnicas estáticas¹⁵³.

Consecuentemente, las publicaciones posteriores que emplean TAC se basan en la tomografía dinámica (*dynamic kynematic CT scanning o DKCT*). El matiz de *kynematic* es relevante, pues hace referencia al movimiento real de la articulación mientras son obtenidas las imágenes, por contraposición a la *elaboración* de ese movimiento mediante la visualización consecutiva de imágenes estáticas como fotogramas de una película. El primer trabajo de esta corriente ve la luz en 1997, destacando sus autores la utilidad clínica en el estudio de pacientes con patología anterior de rodilla¹⁵⁴. Sin embargo, el volumen de publicaciones con estudios DKCT no ha sido excesivamente prolífico hasta fechas muy recientes, no encontrando trabajos relevantes en las siguientes 2 décadas. Una de las causas probables de esta tregua fue el florecimiento de los estudios con RM en los inicios del siglo XXI. Como hemos visto, esta tecnología permite una mejor valoración de las partes blandas y el cartílago articular, en ausencia de radiación ionizante, por lo que su uso con fines puramente académicos está mejor aceptado. Sin embargo, como comentaremos a continuación, las prestaciones cinemáticas de la DKCT son netamente superiores a la RM, de ahí la recuperación de un mayor protagonismo en los últimos años.

Una gran parte de los trabajos con DKCT en tiempos recientes provienen de un mismo grupo de autores norteamericanos, que habitualmente firman conjuntamente sus artículos. En 2014, Elias publica los efectos biomecánicos de la estabilización rotuliana mediante realineación del aparato extensor y reconstrucción del LPFM, analizados mediante DKCT¹⁵⁵. En este estudio se aprecia una centralización rotuliana en los primeros grados de flexión, como se persigue con la cirugía, pero también se reporta un aumento de la rotación tibial externa de manera secundaria, que ya había sido identificado en modelos *in vitro* previos. Este efecto no deseado, a priori, podría tener implicaciones biomecánicas a largo plazo en la articulación femorotibial, recalcando el autor que sólo un mayor tiempo de seguimiento puede arrojar información en este aspecto.

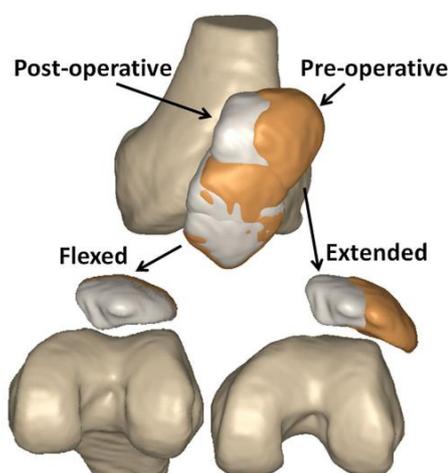


Imagen 115. Reconstrucción 3D sumatoria con las distintas posiciones rotulianas en distintos grados de flexión de rodilla antes y después de la estabilización quirúrgica.

El mismo grupo de autores publica otro estudio en 2016, en el que se emplea DKCT para evaluar las diferencias anatómicas y biomecánicas entre las rodilla afectas y las asintomáticas en pacientes con IFP unilateral¹⁵⁶. El trabajo concluye que, para un mismo individuo, los valores de *tilt patelar*, *bisect offset* y distancia TTTG son significativamente diferentes entre la rodilla inestable y la asintomática. También firmado por este grupo en el mismo año, encontramos otro trabajo donde se emplea la DKCT para tratar de definir diferentes patrones reproducibles de tracking rotuliano¹⁵⁷. Establecen un sistema gradual de 10 categorías, 1 normal y 9 patológicas, donde existe buena correlación con la severidad de los síntomas. Esta

gran variabilidad en el tracking rotuliano es otro de los aspectos que se han ido repitiendo a lo largo de este tratado, y que el lector debería interiorizar como uno de los principales escollos en la investigación FP; la dificultad que conlleva obtener unos patrones de referencia normales con los que comparar los hallazgos diagnósticos y hacia donde dirigir los objetivos terapéuticos⁴².

En 2016, un equipo sueco presenta un trabajo en el que se detalla la aplicación de una metodología semi-automatizada para la obtención de estudios DKCT en 4D en pacientes con IFP. Con esta metodología, el observador sólo debe codificar las referencias anatómicas en un volumen de imagen concreto, siendo el software el que trasladará estos puntos en el espacio a través de todo el arco de movimiento. De esta manera, el ahorro de tiempo de procesado es notable, y permite el cálculo de los parámetros en cualquier grado de flexión de la rodilla, consiguiéndose análisis extremadamente completos de la cinemática femoropatelar¹⁵⁸. Esta sistemática es comparable al mapeo en cirugía articular navegada, donde se establecen unos puntos de referencia que pueden ser posteriormente re-localizados por el propio software en las tres dimensiones del espacio, en tiempo real.

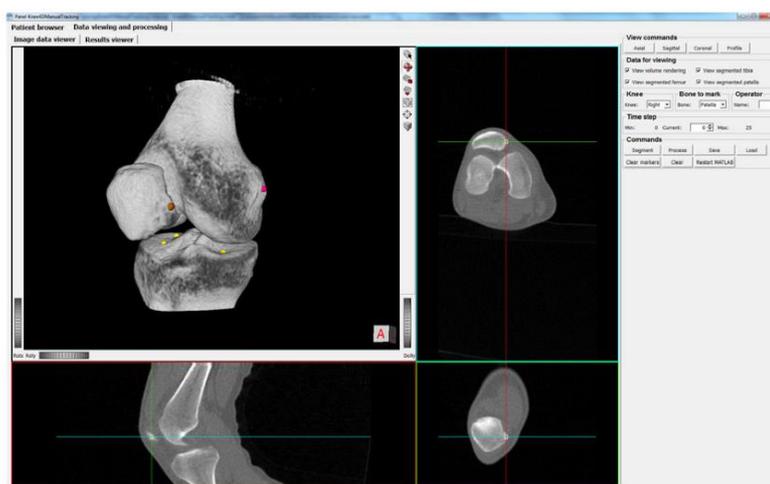


Imagen 116. Captura de pantalla donde se muestra el sistema de referenciación de puntos anatómicos en el trabajo de Forsberg.

También en 2016, un equipo brasileño liderado por Gobbi presenta un trabajo en el que se compara la precisión de un nuevo protocolo de baja radiación con

DKCT¹⁵⁹. Este nuevo protocolo no supuso una merma en la calidad de las imágenes obtenidas, ni en su precisión diagnóstica. La radiación efectiva generada con este protocolo fue de 0.2 mS, el doble que en una placa simple de tórax o la mitad que en una mamografía de screening, comparable a la dosis de radiación natural recibida en 20 días de vida (un CT coronario promedia unos 12 mS de dosis efectiva). Con estos valores tan razonablemente bajos, es de esperar un aumento en el volumen de trabajos que empleen esta tecnología en el futuro. Sin ir más lejos, nuestro propio grupo del ORIQL obtuvo la aceptación del comité de ética regional para comenzar un estudio con DKCT en 4D en 2019, encontrándose en el momento de redacción de estas líneas en fase de evaluación de los primeros paquetes de imágenes.

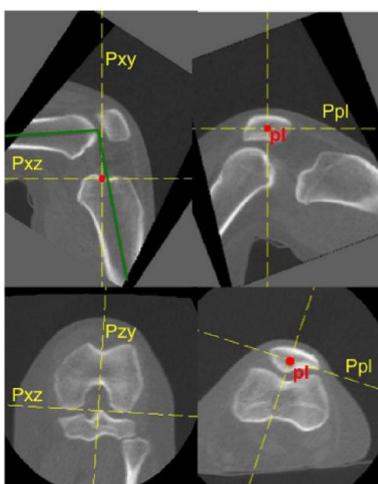


Imagen 117. Sistema de referenciación empleado por Gobbi¹⁵⁹.

Como apunte final, resultan interesantes las publicaciones de Marzo et al, donde se presenta la utilidad de un sistema portátil de TAC para la obtención de imágenes durante la bipdestación^{160 161}. Esta tecnología, habitualmente empleada para la obtención de imágenes intraoperatorias o en pacientes que no pueden ser movilizadas a la sala de radiología, se conoce como *cone beam CT*. En una de estas publicaciones, se evidencia una disminución de los valores del *tilt angle*, *congruence angle* y distancia TT-TG en pacientes con IFP cuando se obtuvieron mediante esta nueva modalidad, con respecto a las imágenes obtenidas mediante CT convencional en reposo¹⁶⁰. Sin embargo, las primeras fueron obtenidas en 30° de flexión y las últimas en extensión completa, por lo que la comparación de estos datos puede no ser razonable. A pesar de ello, consideramos que esta tecnología puede ser de extrema

utilidad en el futuro del estudio dinámico de la patología FP, siempre y cuando la accesibilidad a la misma lo permita.



Imagen 118. Realización de un estudio en bipedestación mediante tecnología *core beam CT*. Este sistema está llamado a ofrecer importantes aportaciones en el estudio dinámico de la biomecánica articular humana, aunque su presumible escasa accesibilidad puede limitar este potencial¹⁶⁰.

Técnicas combinadas

Un recurso recurrente en el estudio dinámico de la articulación de la rodilla ha sido la combinación de imágenes obtenidas mediante diferentes fuentes. Mediante aplicaciones informáticas se consigue integrar, en un único modelo, las ventajas individuales de cada una de las fuentes, eliminando a su vez la mayoría de limitaciones. La sistemática más habitual es la de combinar imágenes estáticas de alta definición con otras en movimiento, por lo general, menos detalladas.

En esta línea, la primera aproximación de la que tenemos constancia fue publicada en 2008, con un complejo método en el que se combina la información obtenida mediante RM-3D, fluoroscopia monoplanar y un sistema de video captura. El método consigue una excelente fiabilidad, con un margen de error de menos de 2 mm y 1°, pero a consta de un tiempo de procesamiento de los datos de 6 horas, lo que lo aleja de convertirse en una herramienta con utilidad clínica. Simultáneamente, Nha publica un estudio en el que se combina la información de RM-3D y fluoroscopia biplanar para el estudio del tracking rotuliano en 8 individuos sin patología de rodilla⁴⁶. De este excelente trabajo se obtienen unas completas tablas que tendrían valor como referencias normales en el estudio de la AFP, en todo el rango de flexión de la rodilla.

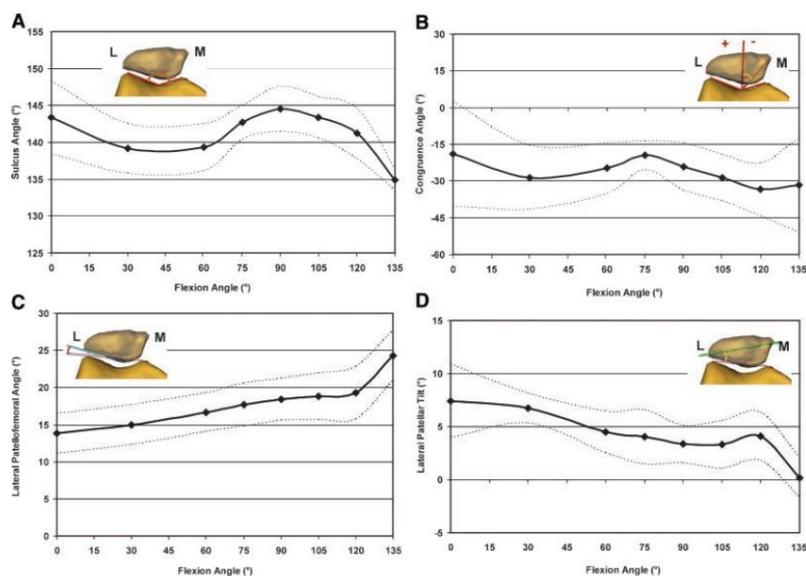


Imagen 119. Fragmento de los valores de referencia normales en el artículo de Nha.

Más recientemente han sido publicados nuevos trabajos con otras técnicas combinadas, donde se reducen considerablemente los tiempos de procesado de imagen. En el estudio de Ohnishi se evalúan optimizaciones de protocolos previos para combinar información obtenida mediante TAC y fluoroscopia, mejorando tanto la consumición de tiempo como el ratio de error¹⁶². En 2018, un grupo internacional publica los resultados de un análisis mediante combinación de TAC y fluoroscopia dinámica, en el que se comparan los hallazgos en individuos sanos con los de afectados por dolor anterior de rodilla. En este trabajo se identifica en favor del grupo de pacientes un mayor *lateral tilt* (de forma mucho más marcada durante la carga del miembro) y una posición más proximal de la rótula (3.5 mm más en reposo y hasta 8 mm con contracción del cuádriceps).

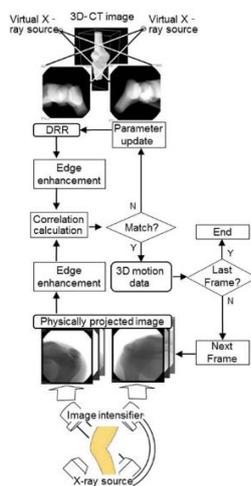


Imagen 120. Protocolo de obtención de imágenes por combinación según Ohnishi¹⁶².

El principal escollo que presentan estos protocolos de estudios, de cara a su implementación clínica, es el hecho de que precisan del empleo de al menos dos equipos de obtención de imagen, y de su correspondiente logística. Más aún, se precisa un tiempo de procesado de imagen superior al de los estudios rutinarios de RM o TAC. Todo ello supone un consumo de recursos humanos y materiales añadido, que la mayoría de los sistemas sanitarios, habitualmente saturados, difícilmente podrían asumir sin aumentar los costes si se indicaran estos estudios de manera generalizada.

Otras modalidades

Los trabajos publicados en el campo del estudio dinámico de la AFP no se restringen únicamente a las técnicas de diagnóstico por imagen habitualmente empleadas en la práctica clínica. Algunos artículos describen modalidades alternativas, generalmente confinadas al entorno de la investigación, que permiten estudiar de manera singular la región anterior de la rodilla en escenarios dinámicos. Encontramos un ejemplo de enorme potencial en el trabajo de Laprade: en este estudio se registró el patrón de movimiento en la AFP de individuos sanos mediante un sistema de sensores magnéticos adheridos a la piel¹⁶³. Con este dispositivo se consigue obtener información en tiempo real en potencialmente cualquier acción o movimiento del tren inferior.

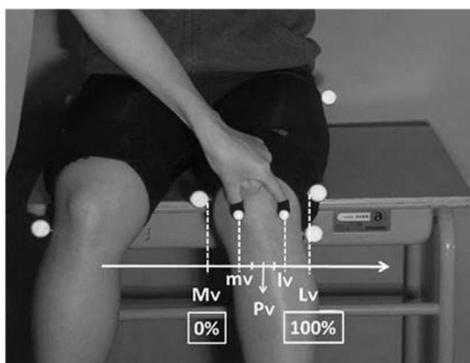


Figure 1. Measurement of mediolateral position of the patella on the video image (frontal view). The mediolateral patellar position in reference to knee width (%PP) was defined by dividing the Mv-Pv distance by the Mv-Lv distance ($\%PP = Mv-Pv / Mv-Lv \times 100$). lv, lateral patellar edge; Lv, lateral epicondyle; mv, medial patellar edge; Mv, medial epicondyle; Pv, midpoint of the patella.

Imagen 121. Sistema de referenciación externa del trabajo de Laprade.

Siguiendo una metodología análoga, Wilson publicó un sistema de captación de imágenes en vivo mediante un receptor de termoplástico preconformado a la morfología patelar del sujeto, registrado por un sistema optoeléctrico¹⁶⁴. El sistema mostró una altísima precisión anatómica en pruebas de validación cadavérica, con un margen de error menor de 1.2° y 1.1 mm, comparable o superior a otros modelos de diagnóstico presentados en este tratado.

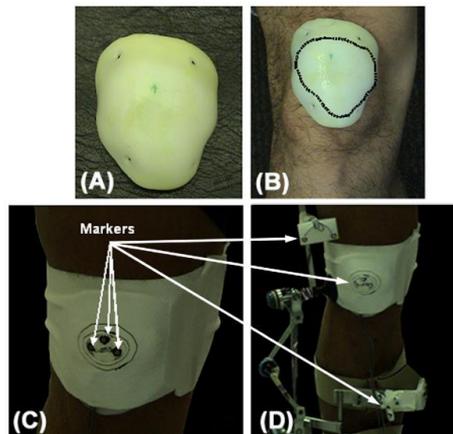


Fig. 1
Photographs of the patellar tracking setup. A: Custom clamp after molding. B: Custom clamp with an outline of the underlying patella digitally overlaid. C: Custom clamp affixed to the leg with use of elastic wrap with foam inner layer. D: Custom patellar clamp and the goniometer. Active infrared markers are indicated on both the clamp and the goniometer.

Imagen 122. Sistema “custom made” de Wilson.

En los últimos años, la industria informática ha invertido gran cantidad de recursos en el desarrollo de herramientas y aplicaciones para su uso entre el gran público, tanto con fines profesionales como recreativos. Fruto de ello, el software de procesamiento de video y detección del movimiento ha vivido una rápida evolución en relativamente poco tiempo. En 2016, Fujita publica un trabajo en el que se presenta un sistema capaz de analizar el tracking rotuliano con una videocámara convencional (como la que montan los teléfonos móviles contemporáneos) y un software diseñado a tal efecto¹⁶⁵. En esta línea, cada vez son más los trabajos que abogan por el uso de sistemas portables por el individuo, integrados o sincronizados a dispositivos móviles, para recoger sus patrones y niveles de actividad durante largos periodos de tiempo. Aunque no disponemos de trabajos específicamente diseñados para la articulación femoropatelar, estos sistemas tienen un teórico interés como fuente de datos debido a que:

- Permiten la realización de la actividad/movimiento deseado sin supervisión, reduciendo el sesgo de observación.
- Permiten recoger datos durante largos periodos de tiempo, posibilitando estudiar muchos ciclos de movimiento en busca de patrones regulares.
- Potencialmente puede evaluarse el patrón de movimiento durante la realización de cualquier actividad.

Estos sistemas comienzan a ser mencionados en trabajos relacionados con el estudio de la marcha y también con la artroplastia de rodilla¹⁶⁶, por lo que es posible que en un futuro no muy lejano sean introducidos también en el campo de estudio FP.



Imagen 123. Sistema Clarix Reflex®, diseñado para la monitorización postquirúrgica de rodilla. Permite registrar niveles de actividad, ciclos de ejercicios realizados, temperatura articular... Los datos son enviados a una tablet cercana, que los puede enviar al médico responsable para su valoración y seguimiento.

A lo largo de este capítulo hemos podido comprobar que los métodos de estudio dinámico para la AFP son algo tangible, estando una mayoría de ellos disponibles para su empleo por la comunidad ortopédica general. La utilidad de estas herramientas se resume en tres grandes aplicaciones:

1. **Investigación.** Una importante proporción de los estudios dinámicos presentados en este análisis tiene un trasfondo eminentemente analítico. Estos trabajos están diseñados a profundizar en el conocimiento preciso de la biomecánica articular, aspecto que, según marca la propia intuición, no puede estudiarse de manera certera desde una aproximación estática.

Al contrario de lo que pudiera parecer para el lego en la materia, estos estudios “de laboratorio” son un pilar fundamental para el posterior desarrollo de aplicaciones clínicas. Es preciso conocer al detalle, en sujetos sanos, los mecanismos que entran en juego en la AFP cuando la rodilla está en funcionamiento, durante la marcha, en carrera, en el salto y otras acciones habituales para posteriormente ser capaz de identificar patrones anómalos en individuos con sintomatología anterior de rodilla. Sólo conociendo lo “normal” podrá identificarse y corregirse lo “alterado”.

Sin embargo, estos trabajos presentan algunas limitaciones. En un primer lugar, algunas de las tecnologías empleadas no son aplicables al terreno clínico, tanto por la disponibilidad como por los costes asociados que acarrearán. Por otra parte, también es preciso estudiar rodillas enfermas para certificar las alteraciones que están directamente relacionadas con patología, y no son meras variantes de la normalidad. Por estos motivos, los estudios clínicos son imprescindibles para progresar en este terreno de conocimiento

2. **Estudios diagnósticos.** Para desaliento del autor de esta tesis, es en este campo donde menos trabajos dinámicos se publican. Se ha dejado patente

que uno de los principales problemas que se encuentran los cirujanos de rodilla a la hora de tratar con pacientes de espectro FP es la falta de datos objetivos en la exploración física y pruebas de imagen. El hecho de que, en su mayoría, sean obtenidos a través de maniobras estáticas, puede estar justificando dicha escasez de información diagnóstica útil. A pesar de ello, ninguna de las modalidades de estudio activas presentadas en este texto han sido incorporadas de manera generalizada a los protocolos habituales de diagnóstico en la IFP.

La propia PFF aboga por la inclusión de los estudios dinámicos dentro del enfoque diagnóstico rutinario de los pacientes con inestabilidad rotuliana¹⁶⁷. Varios trabajos han demostrado la aplicabilidad clínica de ciertos protocolos, sobre todo de RM y TAC, lo que unido al interés de los foros especializados hace debería hacer presagiar que la tendencia futura se dirija al terreno del estudio en movimiento.

3. Evaluación de resultados. En los últimos años se han publicado varios trabajos que emplean herramientas diagnósticas dinámicas, fundamentalmente tecnología DKCT, para la evaluación objetiva del resultado funcional de las cirugías de estabilización FP. En estos trabajos se compara la cinemática preoperatoria (también aportando un valor diagnóstico) con la resultante tras los ajustes realizados en quirófano. Esta corriente es reciente, de pocos años de recorrido, pero también creciente.

El rendimiento de estos estudios es muy amplio. Por una parte, permite a los equipos clínicos monitorizar el efecto de sus procedimientos de manera inmediata, permitiendo que las técnicas quirúrgicas se optimicen caso a caso. Esto tiene un alto impacto en la curva de aprendizaje, y en la calidad de los gestos quirúrgicos que reciben los pacientes que progresivamente van atendiendo estos equipos. De esta forma se identifican intervenciones con resultados subóptimos, que en otras circunstancias sólo se manifestarían a lo largo del seguimiento clínico, con el riesgo de ser aplicados a cohortes grandes de pacientes.

Por otra parte, estos estudios también permiten conocer mejor la biomecánica articular. Conocer el efecto de las correcciones realizadas permite despejar algunas incógnitas sobre el funcionamiento de la rodilla y de los efectos de los distintos gestos quirúrgicos que en la cirugía *a la carte* se ejecutan. Un ilustrativo ejemplo de ello sería el artículo de Elias donde se alerta de los efectos en la rotación tibial que implican algunas cirugías de realineación de aparato extensor¹⁵⁵.

Las herramientas están disponibles, han probado su fiabilidad, y también han demostrado que son necesarias para progresar en un campo que ha permanecido estancado demasiado tiempo. Quizá el manifiesto interés de la PFF por su desarrollo nos permita presenciar en los próximos años una eclosión real, con significación clínica, de los métodos de estudio dinámico en la inestabilidad femoropatelar.

EL ORÍGEN DEL QUADRICEPS ACTIVE RATIO

El Dr. Peter McEwen, cirujano ortopédico australiano afincado en la costera ciudad de Townsville, funda The Orthopaedic Research Institute of Queensland (The ORIQL) en 2011 como instrumento para dar respuesta a las múltiples incógnitas que surgen en el día a día de cualquier cirujano ortopédico. En la fundación del organismo lo acompañan otros dos excelentes traumatólogos e investigadores locales, los doctores Matthew Wilkinson y Kaushik Hazrartwala. El Instituto, sin ánimo de lucro, aspira a convertirse en un centro de referencia para el estudio de patologías musculoesqueléticas en el norte de Australia, y para ello se asocia con la Universidad James Cook de Townsville, y establece programas de formación e investigación respaldados por la Australian Orthopaedic Association.



Imagen 124. Logo institucional del Orthopaedic Research Institute of Queensland.

Una de los campos de conocimiento más atrayentes para Peter McEwen es el “*agujero negro de la ortopedia*”, la patología anterior de rodilla. Ha dedicado una parte importante de su carrera profesional a la atención de pacientes con IFP, con lo que se convierte en un ávido estudioso de la materia, buceando con frecuencia entre la evidencia científica publicada en busca de respuestas a dilemas encontrados en la sala de consultas y el quirófano. Un trabajo que le impacta significativamente es el publicado por Biedert³⁷ en 2006, en el que se describe el *patellofemoral index* (PTI).

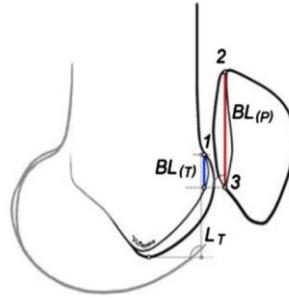


Fig. 1 Patellochlear index measurement⁴: BL_P : Baseline patella (2 superior most aspect of articular cartilage to 3 inferior most aspect); BL_T : Baseline trochlea (length of trochlear articular surface from 1 superior most aspect with respect to 3 the inferior most aspect of the articular patellar cartilage using a right angle and parallel lines); Ratio BL_T/BL_P calculated in percentages; L_T : Length of trochlear cartilage (superior most aspect to inferior most aspect of trochlea using a vertical line)

Imagen 125. Esquema original del PTI de Biedert.

Como hemos adelantado en capítulos anteriores, al calcular las relaciones directas de las superficies articulares FP, este índice sobrepasa muchas de las limitaciones de los métodos clásicos descritas por Phillips⁹⁴. Sin embargo, en las limitaciones del trabajo, los propios autores señalan la ausencia de fuerzas dinámicas durante la exploración como un factor potencialmente problemático. Este hecho inspira al Dr. McEwen en el desarrollo de un nuevo índice, que recoge y mejora la aportación que hace el PTI al estudio de la AFP.

Con este fin, se diseña el estudio original del **quadriceps active ratio (Q+R)**, un método de cálculo de altura rotuliana basado en RM dinámica, comenzándose con la inclusión de pacientes para el mismo en la segunda mitad de 2013.

A mediados de 2014, contacto en persona por primera vez con el Dr. Peter McEwen, apenas unos días después de mi llegada a Australia para continuar con mi formación como cirujano ortopédico especializado en patología de rodilla, apenas un año tras haber conseguido mi acreditación como especialista en España. Aún recuerdo la oscura tarde de invierno en Melbourne, y nuestra videoconferencia que serviría como aceptación de ambas partes para desarrollar un programa de fellowship clínico y de investigación en The ORIQL, justo un año después. Esa conversación de apenas media hora marcaría mi posterior vida en muchos aspectos, hasta la fecha en que escribo estas líneas.

La estancia en The ORIQL durante la segunda mitad de 2015 ha sido uno de los periodos más enriquecedores en mi trayectoria personal y profesional, fertilizando mis habilidades como clínico, cirujano e investigador. Al interés personal del Dr. McEwen por la patología femoropatelar se sumó el mío propio, y fruto de dicha comunión de inquietudes surge el compromiso de desarrollar varias líneas de trabajo relacionadas. A finales de diciembre de 2015, antes de regresar a España, tuve el honor de ser oficialmente nombrado como el primer *research associate* de la institución. Como parte de dicha asociación, fui asignado a la coordinación de la línea del *quadriceps active ratio*; siendo encargado de la recopilación de datos del trabajo de campo, co-diseño y coordinación del análisis estadístico, revisión y justificación bibliográfica, redacción del artículo, gestión del envío para su publicación y posterior difusión. Esta vinculación como *research associate* con The ORIQL me ha permitido continuar con los compromisos investigadores adquiridos, así como el desarrollo de nuevos proyectos hasta la actualidad.



Imagen 126. Vista panorámica de la ciudad de Townsville, en Queensland tropical (Australia)

El Q+R no podría entenderse sin el PTI de Biedert³⁷. Este nuevo enfoque para el cálculo de la altura rotuliana supuso un cambio de tendencia con respecto a los métodos clásicos, donde las mediciones obtenidas ignoran las superficies articulares que contactan entre sí. Sin embargo, el propio artículo de Biedert señala algunas limitaciones del trabajo, a las que se añaden otras indicadas en trabajos de revisión⁹⁴ y por los propios miembros de nuestro equipo de The ORIQL:

1. El PTI se obtiene en una secuencia completamente estática (Biedert incluso indica el temor a que contracciones involuntarias de los sujetos pudieran alterar los resultados de su serie).
2. La cohorte de individuos en el estudio excluye pacientes con alteraciones femoropatelares.
3. Consecuentemente, la asunción de valores normales para el PTI se establece mediante inferencia estadística, con un intervalo de confianza del 95%. No existe referencia directa alguna a los valores del PTI en pacientes con AFP inestables.
4. No se tienen en cuenta factores de confusión que pudieran alterar el análisis de los resultados, como la displasia troclear.

Estas limitaciones son las motivaciones que nos llevan a desarrollar el *quadriceps active ratio*. Tomando el guante lanzado por Biedert al final de su artículo, The ORIQL propone un nuevo método, basado en el PTI pero con una serie de modificaciones específicas que persiguen optimizarlo:

- La adquisición de imagen en RM se realizará mientras el paciente realiza una contracción isométrica activa máxima del cuádriceps.

- Se incluirá una cohorte de pacientes con IFP como principal sintomatología (en contraste con dolor anterior de rodilla sin inestabilidad).
- Serán excluidos del estudio los individuos con displasia troclear, por ser este un importante factor de confusión, fácilmente identificable y potente contribuyente a la IFP de manera independiente a la altura rotuliana.
- El análisis de utilidad diagnóstica del método se calculará con herramientas específicas: curvas ROC. Con ello se obtiene una estimación directa con los valores diagnósticos obtenidos en pacientes afectos, no mediante mera inferencia estadística.

Uno de los elementos de la técnica seleccionados con mayor detenimiento fue el del grado de flexo-extensión de la rodilla en el momento de la obtención de imágenes. Se escogió una posición neutra, esto es 0° de flexión, tal como recomienda la PFF⁷, por una serie de motivos:

- Se persigue conseguir una técnica estandarizable y reproducible. La colocación de la rodilla en cualquier otro grado de flexión representa una potencial fuente de error. Colocar la rodilla en extensión completa es sencillo y reproducible.
- En extensión completa, puede controlarse de manera automática la rotación tibial, gracias a la propia anatomía articular. Trabajos como el de Suganuma ponen de manifiesto que pequeñas variaciones en la rotación tibial a 30° grados de flexión provocan variaciones en los valores de congruencia FP¹³².
- En extensión completa, la potencia contráctil del cuádriceps es máxima, al encontrarse sus fibras en un eje paralelo al vector de tracción¹⁶⁸. Este factor también facilita la estandarización del procedimiento.

Por consiguiente, se diseñan varias fases de estudio para la evaluación de la utilidad diagnóstica y aplicabilidad del *quadriceps active ratio* en la evaluación de la altura patelar. De manera anecdótica, cabe reseñar que, durante las distintas fases de este estudio, nuestra creación recibió el diminutivo de “*quads active*”, encontrándose esta denominación en la mayoría de documentos internos y correspondencia entre los miembros del equipo. Con todo esto, y previa aprobación del Comité de Ética del Matter Hospital de Pimlico-Townsville, comienza el trabajo de campo en Julio de 2013, con la FASE A.

FASES DEL PROYECTO QUADRICEPS ACTIVE RATIO

El quadriceps active ratio supone una modalidad de estudio novedosa, y por lo tanto no existen demasiadas referencias previas para planificar las distintas etapas del trabajo de investigación, ni para cotejar los resultados y observaciones obtenidos. La singular excepción viene dada por el trabajo de Biedert, pues, como se ha expuesto, permite emplear algunos aspectos de su metodología a nuestro trabajo.

La investigación del cuádriceps active ratio se dividió en tres grandes fases, que en determinados momentos coincidieron en el tiempo, pero que fueron definidas para evaluar diferentes aspectos del método diagnóstico. Dichas fases o etapas son las siguientes:

- **FASE A**: Validación clínica de utilidad diagnóstica y consistencia entre observaciones múltiples.
- **FASE B**: Validación electromiográfica de la contracción isométrica necesaria para la obtención del quadriceps active ratio
- **FASE C**: Optimización del protocolo de obtención de imágenes para el quadriceps active ratio.

En los siguientes apartados se describirá al detalle la metodología empleada en el desarrollo de cada una de estas fases, así como los resultados obtenidos.

FASE A: VALIDACIÓN CLÍNICA DE UTILIDAD DIAGNÓSTICA Y CONSISTENCIA ENTRE OBSERVACIONES MÚLTIPLES DEL QUADRICEPS ACTIVE RATIO

Esta línea de trabajo fue desarrollada por Sergio Barroso desde sus fases iniciales hasta su publicación en el *European Journal of Orthopaedic Surgery* en Marzo de 2018 (artículo completo en la sección anexos).

Contraste de hipótesis

La hipótesis nula de esta fase de la investigación es la siguiente:

H_0 = El *quadriceps active ratio* no es un método preciso ni reproducible en la identificación de pacientes con inestabilidad femoropatelar.

La hipótesis alternativa, a demostrar con el trabajo de investigación, sería, por tanto:

H_1 = El *quadriceps active ratio* es un método preciso y reproducible en la identificación de pacientes con inestabilidad femoropatelar.

Esta línea de investigación tiene como objetivo demostrar la veracidad de la hipótesis alternativa.

Material y métodos

El trabajo de investigación se diseñó como un estudio diagnóstico prospectivo. Obtuvo valoración positiva y consiguiente autorización para su realización por parte del Comité de Ética del *Matter Hospital* de Pimlico (Townsville Australia), con número de identificación MHS20130212-01. Participaron en él los 3 directores científicos de The ORIQL; Peter Mc Ewen, Matthew Wilkinson y Kosh Hazratwala, la coordinadora de investigación Andrea Grant, el estadístico Kenji Doma y el que escribe estas líneas, Sergio Barroso. Colaboraron en menor medida durante algunas fases del trabajo los fellow de investigación Zaid Bahho y Brent Matthews.

Selección de sujetos

En junio de 2013 se comienza el reclutamiento de sujetos para el estudio, de entre los pacientes que acuden a la consulta del Dr. Peter McEwen con alguna patología de rodilla que precisara estudio mediante RM. Los criterios de selección e inclusión se enumeran en la tabla 15:

Tabla 15. Criterios de participación en el estudio
Criterios de inclusión
<ul style="list-style-type: none">- Mayoría de edad (>18 años)- Ausencia de cirugías previas en la rodilla- Ausencia de gonartrosis radiológica- Indicación clínica de realización de RM
Criterios de exclusión
<ul style="list-style-type: none">- No cumplir alguno de los criterios de inclusión- Alguna contraindicación general para realización de RM- Rechazo a participar en el estudio

Durante los siguientes 48 meses, se reclutaron 94 pacientes con criterios de inclusión en el estudio. En su mayoría se trató de pacientes con patología traumática de la rodilla: lesiones meniscales, ligamentosas y de otras partes blandas. Los pacientes con fracturas no fueron incluidos en el estudio, fundamentalmente por la no indicación de realización de RM en este tipo de patología. De igual manera, los pacientes mayores con trastornos degenerativos y evidencia de cambios artrósicos radiográficos fueron excluidos, de acuerdo a los propios criterios de inclusión en el estudio. No hubo pérdidas de pacientes una vez comenzado el estudio; esto se vio favorecido por el hecho de que no fue preciso un seguimiento de los pacientes una vez realizada el estudio por RM.

De entre los pacientes incluidos, en 16 de ellos se identificó en la RM una displasia troclear tipo B-C-D de Dejour⁵², es decir, una tróclea aplanada o con faceta lateral convexa, siendo estos pacientes eliminados del grupo de estudio. Justificamos ello en que la displasia troclear podría actuar como un factor de confusión, ya que *per se* se asocia fuertemente a la IFP^{169,170}. El objetivo principal de este estudio es el de evaluar la influencia de la altura rotuliana en la patogénesis de la IFP, lo que hace necesario controlar tantos factores de confusión como sean posibles. Estrictamente hablando, la displasia troclear quedaría como un criterio de exclusión más, pero se establece de manera secundaria debido a la necesidad de evaluación de la misma en las imágenes de RM. En cualquier caso, la única prueba de imagen solicitada **a todos** los pacientes del estudio fue la RM, por lo que se empleó la misma para estandarizar la evaluación de presencia de DT.

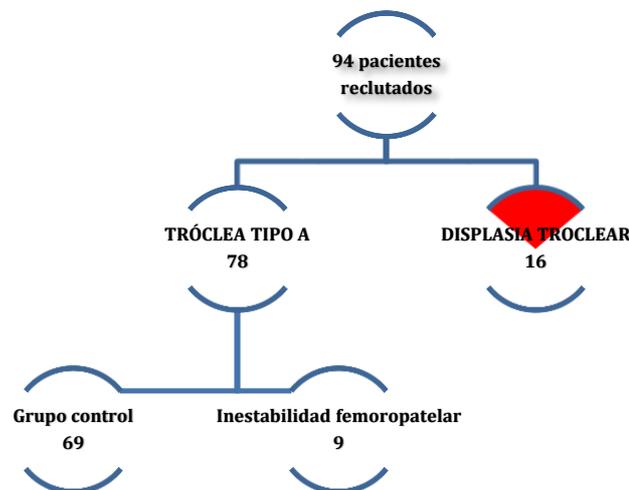
De los restantes 78 sujetos, 9 fueron diagnosticados como casos de IFP. La definición de IFP se definió como:

- Al menos un episodio documentado de luxación franca de rótula.

- No se consideró IFP a los pacientes con dolor anterior de rodilla como síntoma aislado, sin inestabilidad.

- No se consideró IFP a los pacientes con tendencia a la subluxación rotuliana, sin episodios previos de luxación franca.

56 de los sujetos reclutados tenían una radiografía lateral de rodilla reciente en descarga en el momento de su inclusión, o se solicitó para completar el estudio de su proceso clínico. No se solicitaron radiografías a ningún paciente por razones únicamente relacionadas con esta investigación, con el fin de evitar cualquier grado evitable de radiación ionizante.



Adquisición de imágenes

Todos los participantes en el estudio fueron derivados al Servicio de Radiodiagnóstico de Queensland X-Ray Pimlico, Matter Hospital, Townsville (Australia) para la realización de un estudio por RM. El equipo empleado fue el mismo para todos los sujetos, un 1.5-T GE Signa HDx (*General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI*). EL protocolo solicitado para todos ellos fue:

- **Estudio multiplanar de rutina para el estudio articular de rodilla:** secuencias T1 y saturación grasa.

- **Secuencia adicional activa:** cortes sagitales en T1, con contracción activa del cuádriceps de sujeto. Se obtuvieron 16 cortes de 3.3 mm, con mínimo tiempo de eco (TE), 500ms TR y 12cm FOV, con un tiempo de secuencia de unos 60 segundos.

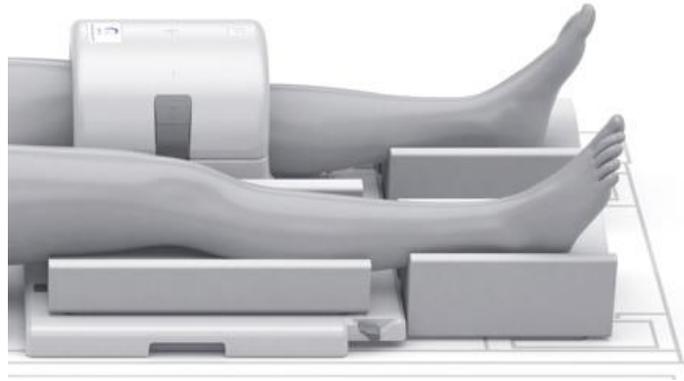


Imagen 127. Disposición del paciente durante la realización del estudio mediante RM.

Para la secuencia activa, los pacientes fueron instruidos por un técnico en radiodiagnóstico. Se les detalló el procedimiento a realizar, realizándose una breve prueba con el miembro contralateral, a fin de no fatigar la musculatura de la rodilla objeto del estudio. Se empleó una antena o *coil* de resonancia habitual para estudios de rodilla, y el miembro se acomodó con apoyos blandos y firmes para evitar movimientos del mismo mientras se efectuaba la contracción. Una vez colocado al paciente en la camilla de estudio, y tras configurar los parámetros necesarios en la consola de control, se efectuó una señal sonora para comenzar la contracción. Se indicó previamente a los pacientes que la contracción debía ser isométrica, máxima y constante. Tras finalizar los aproximadamente 60 segundos de la secuencia, una nueva indicación sonora marcó el final de la contracción voluntaria.

Los estudios fueron archivados en el sistema PACs de Queensland Radiology, para su utilización clínica con fines diagnósticos y también para su análisis con propósito de esta investigación. Dicha base de datos permite el acceso remoto desde los ordenadores de los investigadores, lo que posibilitó el estudio de las imágenes obtenidas por todos miembros del equipo en diferentes localizaciones y momentos en el tiempo.

56 pacientes tenían previamente o les fue solicitada una radiografía simple de rodilla en proyección lateral. Estas imágenes fueron archivadas en la base de datos de Queensland Radiology, siendo también posible el acceso remoto a las mismas.

Análisis de imágenes

Las imágenes obtenidas fueron analizadas por 4 miembros del ORIQL, cada una de ellas en 3 momentos diferentes, con un intervalo mínimo de 2 semanas entre observaciones. Todos los observadores fueron médicos especialistas en Cirugía Ortopédica, con experiencia previa en el manejo de pacientes con patología de rodilla; los directores de investigación del centro y un fellow clínico. Éste último (Zaid Bahho) abandonó The ORIQL y cambió su país de residencia durante la realización del estudio, no completando todas las mediciones, por lo que en el análisis final se incluyeron sólo los 3 paquetes de datos completos.

Los pacientes fueron codificados de tal manera que los observadores no tuvieran acceso al sexo, edad ni patología articular de los mismos. El software empleado para las mediciones fue el mismo para todos los investigadores: IntelViewer software (4-7-1-P159 MacOS X version, Intelrad Medical Systems, Montreal, Canada) . Las mediciones realizadas para cada paciente fueron las siguientes:

Tabla 16. Mediciones en Radiología simple

Los cálculos se realizaron en una radiografía lateral de rodilla, aproximadamente a 30 grados de flexión, en descarga. El cálculo de los diferentes índices se basó en las instrucciones de las publicaciones originales donde fueron descritos.

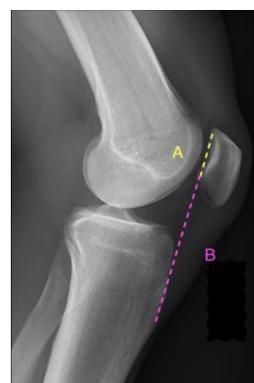
- **Insall-Salvati ratio**⁹⁷

Ratio B/A entre la longitud del tendón rotuliano (B) y la longitud máxima de la rótula (A)



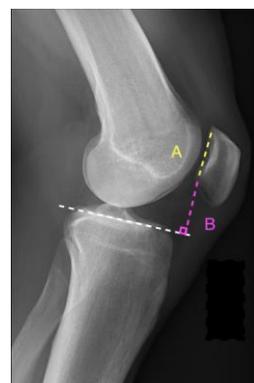
- **Modified Insall-Salvati ratio**¹⁰¹

Ratio B/A entre la longitud de la superficie articular patelar (A) y la distancia desde el margen distal de ésta a la TTA (B)



- **Blackbourne-Peel ratio**⁹⁹

Ratio B/A entre la superficie articular patelar (A) y una línea B calculada como la perpendicular tangente a la horizontal de la superficie tibial hasta el limite distal de A.



- **Caton-Deschamps ratio** ¹⁰⁰

Ratio B/A entre la superficie articular patelar (A) y una línea recta que une ésta con el borde superoanterior de la superficie articular tibial (B)



Tabla 17. Mediciones en resonancia magnética

Los cálculos se realizaron en una imagen sagital media, coincidente con la porción más profunda de la tróclea femoral. Las mediciones se realizaron según las indicaciones del artículo original de Roland Biedert³⁷

- **Patellotrochlear index (PTI)**

Relación entre el cartílago patelar total (P) y la porción de cartílago troclear superponible a este (T)

$$PTI = T/P$$

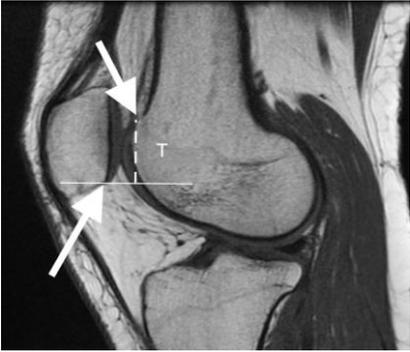
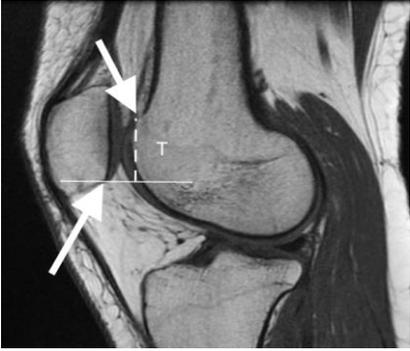


- **Quadriceps active ratio (Q+R)**

Calculado con idéntico procedimiento al PTI, pero en la secuencia realizada con contracción activa del cuádriceps

$$Q+R = T/P \text{ (en contracción)}$$



<ul style="list-style-type: none"> • PTI-T <p>En la secuencia inactiva, medición absoluta del cartílago troclear superpuesto al patelar (T)</p>	
<ul style="list-style-type: none"> • Q+T <p>En la secuencia activa, medición absoluta del cartílago troclear superpuesto al patelar (T)</p>	

Por lo tanto, se obtuvieron 3 grupos de datos (uno por cada observador) en 3 momentos temporales distintos. Los índices radiográficos sólo fueron calculados en los 56 pacientes en los que se habían obtenido estudios por radiología simple.

Análisis estadístico

El diseño del análisis estadístico corrió a cargo de Sergio Barroso y Kenji Doma. Una vez obtenidas las mediciones, se diseñaron test estadísticos con los siguientes objetivos:

- A. Evaluación de la consistencia de las observaciones entre distintos observadores y entre distintas observaciones.
- B. Tests de utilidad diagnóstica de los índices radiológicos estudiados.

Los datos fueron manejados con el software SPSS Statistical Package of Social Sciences (*IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp.*) Se ejecutó una prueba de Shapiro-Wilk para determinar la normalidad de los datos, resultando que la mayoría de las variables estudiadas respondían a una distribución no-normal. Se realizó una transformación logarítmica de las variables previo a su manejo con el software.

La fiabilidad inter e intra observador se calculó mediante *intra-class correlation coefficient (ICC, SPSS two-way mixed, 95% confidence interval)* estableciéndose como valores de referencia¹⁷¹:

- Mayor de 0.75: excelente fiabilidad
- 0.75-0.40: moderada fiabilidad
- Menor de 0.40: pobre fiabilidad

De manera paralela, se calculó el coeficiente de variación para expresar el grado de error entre observaciones y observadores de manera porcentual. De tal forma que, un porcentaje alto indicará un mayor grado de error entre dos mediciones emparejadas.

En cuanto al análisis de utilidad diagnóstica, se realizaron cálculos de diferentes parámetros estadísticos¹⁷². Los cálculos se aplicaron a la todos los ratios calculados, con el objeto de realizar comparaciones entre ellos. Dichos parámetros fueron:

- **Sensibilidad**: proporción de enfermos correctamente identificados como tal. Expresado en porcentaje.
- **Especificidad**: proporción de sanos correctamente identificados como tal. Expresado en porcentaje.
- **Índice de Youden**: Valor obtenido mediante la fórmula:

$$(Sensibilidad + especificidad) - 1$$

Proporciona una visión global del número de sujetos correctamente identificados como sanos o enfermos. Un valor de 1 indicaría que los resultados son perfectos (ni falsos negativos ni falsos positivos), mientras que un valor de 0 indicaría que la prueba cataloga de igual manera a sanos y enfermos (eficacia similar al azar).

- **Valor predictivo positivo:** calculado con la fórmula:

$$\frac{\text{Verdaderos positivos}}{(\text{Verdaderos positivos} + \text{falsos positivos})}$$

Indica la probabilidad de ser afecto siendo el resultado de la prueba positiva.

- **Valor predictivo negativo:** calculado con la fórmula:

$$\frac{\text{Verdaderos negativos}}{(\text{Verdaderos negativos} + \text{falsos negativos})}$$

Indica la probabilidad de estar sano siendo el resultado de la prueba negativo.

- **Positive likelihood ratio:** ofrece un valor sobre la probabilidad de encontrar un valor positivo en enfermos respecto a sanos.

$$\frac{\text{Sensibilidad}}{1 - \text{Especificidad}}$$

- **Negative likelihood ratio:** ofrece un valor sobre la probabilidad de encontrar un valor negativo en sanos respecto a afectos.

$$\frac{1 - \text{Sensibilidad}}{\text{Especificidad}}$$

Para el likelihood ratio, un valor entre 0 y 1 informaría sobre

una disminución en la probabilidad de presentar la variable, mientras que un valor mayor de 1 indicaría una mayor probabilidad de presentarla.

- **Diagnostic odds ratio**: mide la efectividad global del test diagnóstico. Informa sobre la razón entre la probabilidad de tener un test positivo siendo realmente enfermo vs la probabilidad de obtener un valor positivo y ser un sujeto sano. Se calcula con la fórmula:

$$\frac{\text{Verdaderos positivos} / \text{Falsos positivos}}{\text{Falsos negativos} / \text{Verdaderos negativos}}$$

Los resultados mayores que 1 indican un mejor rendimiento de la prueba, siendo deseable un valor lo más alto posible (el valor puede situarse entre 0 e infinito).

- **Curva ROC (receiver operating characteristic)**: Se trata de una herramienta muy útil en el cálculo de un valor de corte ideal para una prueba binaria (positiva vs negativa). Se establece mediante una gráfica que enfrenta sensibilidad vs especificidad. El punto de corte ideal viene marcado por el valor más cercano a la esquina superior izquierda de la gráfica.

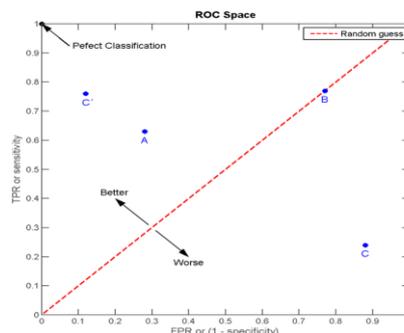


Imagen 128. Ejemplo de curva ROC, con indicaciones sobre interpretación de la misma. Fuente: Wikipedia.

Según el test de Saphiro Wilk, la mayoría de las variables examinadas no respondieron a una distribución normal. Por este motivo, antes de ejecutar los test estadísticos fueron transformadas logarítmicamente aquellas con distribución no-normal. De esta manera, tanto las variables correspondientes a una distribución normal como las que fueron transformadas, se presentan a través de medias e intervalo de confianza de \pm una desviación estándar.

Evaluación de consistencia entre observaciones múltiples

Para determinar la existencia de potenciales errores sistemáticos, se realizaron los test de estadística inferenciales. Según estos, valores similares entre distintas observaciones para cada ratio concreto, sin diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$), indicarían la existencia de mínimos errores sistemáticos. De manera concreta, los valores obtenidos para Q+T, PTI-T, Q+R y PTI fueron comparados entre observaciones y observadores empleando el test de ANOVA para medidas repetidas.

Tabla 18. Medias \pm desviación estándar para medidas lineales y transformadas logarítmicamente (Log10) para Q+T, PTI-T, Q+R y PTI.

	Q+T(cm)	PTI-T(cm)	Q+R	PTI
Lineal				
T1	0.37 \pm 0.47	0.82 \pm 0.56	0.12 \pm 0.15	0.26 \pm 0.18
T2	0.41 \pm 0.47	1.12 \pm 0.42	0.13 \pm 0.14	0.35 \pm 0.17
T3	0.44 \pm 0.56	1.18 \pm 0.43	0.14 \pm 0.17	0.36 \pm 0.14
Logarítmico				
T1	0.37 \pm 0.09	0.44 \pm 0.09	-0.22 \pm 0.11	-0.13 \pm 0.12
T2	0.37 \pm 0.09	0.49 \pm 0.06*	-0.21 \pm 0.11	-0.20 \pm 0.12*
T3	0.38 \pm 0.10*‡	0.50 \pm 0.06*†	-0.21 \pm 0.12	-0.19 \pm 0.10*

* Estadísticamente diferente a T1 (P < 0.05)

† Estadísticamente diferente a T2

‡ Estadísticamente diferente a PTI-T

Los cálculos indicaron que existió cierto efecto para el tiempo (distintas observaciones en un mismo observador) para Q+T ($p= 0.02$), PTI-T ($p< 0.01$) y PTI ($p< 0.01$), pero no para Q+R ($p = 0.052$).

Los valores calculados para Q+T, PTI-T, Q+R y PTI fueron comparados entre los distintos observadores y las repetidas observaciones de cada uno de ellos, para evaluar la consistencia de los hallazgos tras múltiples mediciones. Se realizaron dos evaluaciones, el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el coeficiente de variación (CV). Con respecto al primero (*ICC, SPSS 2-way mixed, 95% confidence interval*), se considera que un valor alto expresa mayor fiabilidad; valores por encima de 0.75 son excelentes, entre 0.40-0.75 moderados y pobres por debajo de 0.40¹⁷¹. El CV permite determinar el grado de error entre observadores u observaciones, expresado en porcentaje. Por lo tanto, de manera inversa, un valor bajo de CV expresa una mayor consistencia en las observaciones.

Con respecto al análisis intra-observador, el ICC entre T1-T2 varió entre 0.76-0.87, y entre T2-T3 ofreció valores de entre 0.89-0.92. El CV varió entre 1.57%-26.7% entre T1-T2, disminuyendo para T2-T3 hasta 2.16%-7.33%. Se destaca que los valores más elevados fueron obtenidos en el PTI y el PTI-T, manteniéndose los relativos al cuádriceps active ratio por debajo del 6.67% en todos los intervalos y todos los parámetros.

Tabla 19. Nivel de acuerdo entre observaciones consecutivas.				
	Q+T	PTI-T	Q+R	PTI
ICC				
T1 vs T2	0.87 (0.84-0.90)	0.76 (0.69-0.81)	0.87 (0.84-0.90)	0.78 (0.73-0.83)
T2 vs T3	0.89 (0.86-0.91)	0.92 (0.90-0.94)	0.90 (0.87-0.92)	0.90 (0.87-0.92)
CV				
T1 vs T2	1.57%	7.37%	3.17%	26.7%
T2 vs T3	4.46%	2.16%	6.67%	7.33%

En cuanto a la consistencia entre las mediciones de los tres cirujanos participantes en el estudio, el ICC entre S1-S2 se situó entre 0.65-0.74, entre S1-S3 los valores calculados se situaron entre 0.73-0.83 y para la comparación S2-S3 se obtuvieron unos valores de 0.69-0.85. El CV obtenido fue de entre 0.71%-21.7% para

S1-S2, 1.24%-26.5% en S1-S3 y 0.79%-12.3% para S2-S3. De manera análoga con la comparación temporal, los valores más altos (con mayor porcentaje de error) fueron obtenidos con el PTI, así como con el elemento troclear en la secuencia activa.

Tabla 20. Nivel de concordancia entre distintos observadores.

	Q+T	PTI-T	Q+R	PTI
Inter-rater ICC				
Observer 1 vs 2	0.73 (0.66-0.79)	0.74 (0.67-0.79)	0.73 (0.66-0.79)	0.65 (0.55-0.72)
Observer 1 vs 3	0.83 (0.78-0.86)	0.73 (0.66-0.79)	0.83 (0.79-0.87)	0.75 (0.68-0.80)
Observer 2 vs 3	0.70 (0.61-0.75)	0.85 (0.80-0.88)	0.69 (0.61-0.76)	0.72 (0.64-0.78)
CV				
Observer 1 vs 2	21.7%	0.71%	4.36%	9.88%
Observer 1 vs 3	26.5%	1.24%	4.85%	9.46%
Observer 2 vs 3	12.3%	0.79%	2.24%	0.88%

Valoración de rentabilidad diagnóstica

Para la evaluación de la rentabilidad diagnóstica de los diferentes parámetros calculados, se efectuó en primer lugar un análisis multivariante de varianza (MANOVA) para Q+T, PTI-T, Q+R y PTI. En caso de hallarse diferencias estadísticamente significativas entre los valores obtenidos para cada medida entre sujetos sanos y afectos, esto indicaría la capacidad del ratio empleado en detectar individuos con IFP. Según el análisis MANOVA, los cuatro parámetros obtuvieron valores estadísticamente significativos, confirmando la capacidad de discriminar pacientes IFP de individuos sanos para todos ellos ($p < 0.01$).

En un segundo análisis se calcularon curvas ROC para la determinación de puntos de corte ideales, según el área definida bajo la curva. De manera análoga, un valor del área bajo la curva de cualquiera de las variables cercanas a 1 indicaría una sensibilidad mayor, y por tanto una mejor capacidad de identificar a sujetos con la patología. El punto de corte ideal se seleccionó de manera objetiva, como el punto de la curva más próximo a la esquina superior izquierda de la gráfica, con su correspondiente sensibilidad (eje Y) y especificidad (1- eje X). El error α se estableció en 0.05

Tabla 21. Parámetros de rentabilidad diagnóstica				
	Q+R	Q+T	Q-R	Q-T
AUC (95% CI)	0.76 (0.87-0.64)	0.75 (0.86-0.64)	0.74 (0.86-0.62)	0.71 (0.83-0.59)
Sensitivity	0.79	0.79	0.79	0.79
Specificity	0.55	0.54	0.50	0.52
Youden's Index	0.30	0.33	0.29	0.31
PPV	0.15	0.13	0.13	0.12
NPV	0.97	0.95	0.96	0.96
LR ⁺	1.76	1.72	1.58	0.32
LR ⁻	0.38	0.39	0.42	0.40
DOR	4.38	2.88	3.32	3.07

AUC - area under the curve; PPV - positive predictive values, NPV - negative predictive values; LR⁺ - positive likelihood ratios; LR⁻ - negative likelihood ratios; DOR - diagnostic odds ratio

De acuerdo al área bajo la curva, el Q+R fue la medición más sensible para detectar IFP (AUC 0.76-sensibilidad 0.79), seguido muy de cerca por Q+T (AUC 0.75-sensibilidad 0.79). Los parámetros de Biedert resultaron mínimamente inferiores, tanto el PTI (AUC 0.74,-sensibilidad 0.79) como el PTI-T (AUC 0.71-sensibilidad 0.79). Los valores óptimos como puntos de corte según la curva ROC fueron 0.12 para Q+R, 0.41 para Q+T, 0.36 para PTI y 1.19 para PTI-T 1.19.

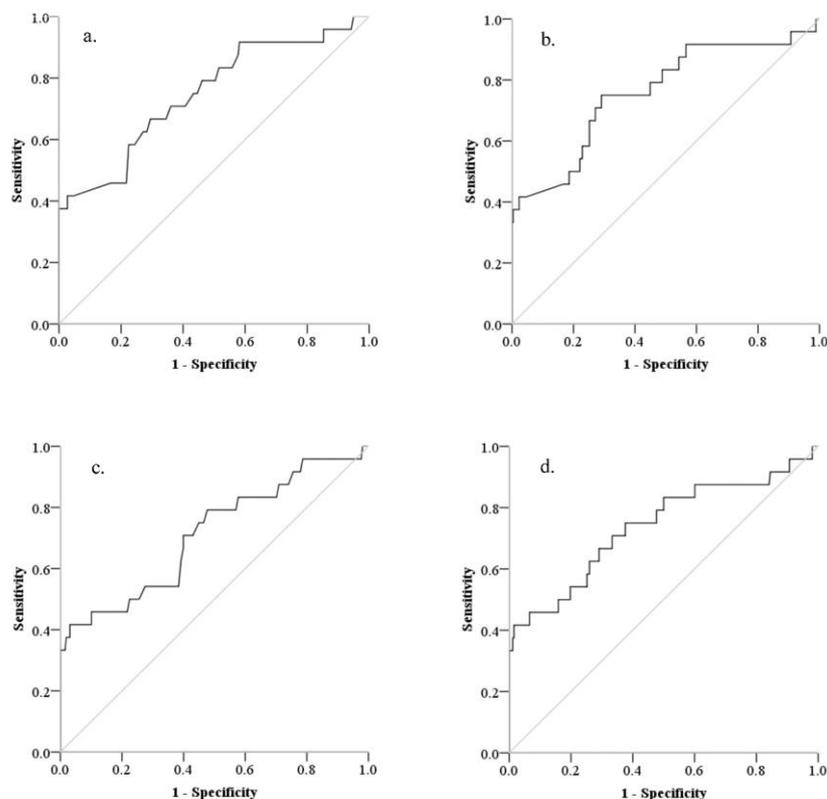


Imagen 129. Curvas ROC obtenidas para Q+R (a), Q+T (b), PTI-T (c) and PTI (d).

En el subgrupo de pacientes en los que la radiografía lateral de rodilla estuvo disponible, se realizó un cálculo de la sensibilidad y especificidad de los ratios radiográficos y de resonancia magnética. Se establecieron como puntos de corte los valores indicados en los trabajos originales; para el Q+R se seleccionó el valor de 0.12 obtenido mediante la curva ROC en la cohorte principal. Nótese que en estos últimos, los valores de sensibilidad y especificidad varían con respecto a los presentados en las tablas previas, debido a que se trata de grupos de tamaño distinto, con distinta proporción de sanos y afectos.

Tabla 22. Análisis de sensibilidad y especificidad de los diferentes ratios de altura patelar				
	Observer 1	Observer 2	Observer 3	Mean
Insall-Salvati (1.2)				
Sensitivity	66.6%	83.3%	66.6%	72.1%
Specificity	69.3%	63.2%	59.1%	63.9%
Modified IS (2)				
Sensitivity	0%	0%	0%	0%
Specificity	97.9%	93.8%	89.7%	93.8%
Blackburne-Peel (1)				
Sensitivity	33.3%	33.3%	66.6%	44.4%
Specificity	91.8%	81.6%	67.3%	80.2%
Caton-Deschamps (1.3)				
Sensitivity	16.6%	16.6%	50.0%	27.7%
Specificity	100%	100%	81.6%	93.9%
Q+R (0.12)*				
Sensitivity	50.0%	50.0%	50.0%	50.0%
Specificity	95.9%	97.9%	100%	97.9%
PTI (0.125)*				
Sensitivity	100%	83.3%	83.3%	88.9%
Specificity	53.0%	57.1%	67.1%	59.1%

* Calculado sólo para pacientes con radiografías disponibles, por lo que los valores de sensibilidad y especificidad difieren con respecto a los contenidos en las curvas ROC.

Las rodillas con DT fueron excluidas de los análisis principales, por motivos que se han detallado en la sección de material y métodos. Sin embargo, se realizaron algunas estimaciones del Q+R en este subgrupo de rodilla, con carácter informativo. En el subgrupo con DT, el valor medio del Q+R fue de 0.11 con un rango de (-0.15, 0.34). Comparativamente, en el del grupo SIN displasia esta valor fue de 0.14 (-0.40, 0.41). Dichos cálculos se obtuvieron a partir de las medias de S1-S2-S3 en T3).

Al aplicar el *cut-off* sugerido de 0.12 en el grupo de DT, la sensibilidad del mismo arrojó un valor del 0.58, mientras que el obtenido en la cohorte principal del estudio (sin displasia troclear) fue significativamente mayor, de 0.79. En el subgrupo de pacientes con displasia, eran portadores de IFP el 53% de ellos. Aplicando el punto de corte de 0.12 en esta fracción de pacientes con inestabilidad y displasia, el valor de sensibilidad ascendió a 0.66. Esta variación en las cifras pone de manifiesto que 1) no todos los pacientes con displasia sufren inestabilidad y 2) la sensibilidad del quadiceps active ratio se ve disminuida significativamente cuando se aplica a una población donde no se ha controlado la DT.

FASE B: VALIDACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA DE LA CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA NECESARIA PARA LA OBTENCIÓN DEL QUADRICEPS ACTIVE RATIO

En octubre de 2019, gracias a la inestimable colaboración generosamente ofrecida por el Servicio de Neurofisiología del Hospital Universitario Materno Infantil de Canarias, se diseñó una experiencia para evaluar la capacidad de individuos adultos para mantener una contracción isométrica del cuádriceps de manera voluntaria a lo largo de un determinado periodo de tiempo, como es necesario para obtener una secuencia del *quadriceps active ratio*.

Contraste de hipótesis

La hipótesis nula se definió tal que:

H_0 = Una contracción isométrica del cuádriceps no puede ser mantenida de manera constante durante 60 segundos o más.

La hipótesis alternativa, a demostrar con la experiencia diseñada es por tanto la siguiente:

H_1 = Una contracción isométrica del cuádriceps puede ser mantenida de manera constante durante al menos 60 segundos.

El contraste de hipótesis será evaluado con los resultados de la investigación propuesta a tal fin.

Material y métodos

En los meses de octubre y noviembre de 2019, en diferentes sesiones, se evaluó la duración temporal máxima durante la cual los sujetos reclutados pueden mantener una contracción máxima del cuádriceps con la rodilla en extensión completa. El estudio pretende emular las condiciones en las que la secuencia del Q+R se obtiene. Colaboraron con los experimentos la Dra. Beatriz Navarro, Jefa del Departamento, y los médicos adjuntos Dres. Sergio García y Joana Peñate, así como el personal técnico de apoyo.

Se establecieron dos grupos de estudio, formados por individuos voluntarios:

- **Controles**: individuos sanos, entre 18 y 38 años, sin patología conocida ni sintomatología referida en sus rodillas. Los individuos controles fueron obtenidos de una población de estudiantes de medicina y trabajadores sanitarios. La edad de los pacientes, así como el nivel de actividad (bajo o moderado) es comparable a la encontrada en las cohortes de pacientes con IFP. N= 15 controles
- **Casos**: pacientes esqueléticamente maduros con historia confirmada de luxación recidivante de rótula, provenientes de la consulta de Sergio Barroso. N= 5 casos

Se pidió a los individuos seleccionados que no realizaran actividad física intensa en las 36 horas previas a la prueba, al identificar en pruebas preliminares que los individuos que se habían ejercitado recientemente rendían peor durante el test (fatiga muscular). Para la prueba, los individuos fueron colocados en decúbito supino en la camilla de exploración, en posición relajada, con una almohada bajo la cabeza. Ambos miembros inferiores se mantuvieron en extensión completa y con la musculatura relajada. Se colocó un soporte en el talón para favorecer la estabilidad del miembro durante la contracción.

En la pierna seleccionada, la afecta en los individuos con IFP y la dominante en el grupo control, se colocó un electrodo de superficie para registrar la amplitud de la contracción muscular, conectado a un sistema de registro que generó una gráfica en tiempo real. El electrodo de registro fue colocado en el punto medio de una línea recta que conectara la espina iliaca antero-superior con la rótula.



Imagen 130. Captura durante la realización del test electromiográfico.

En esta experiencia no se prestó especial relevancia en la colocación del sistema de registro en un vientre muscular en concreto. Estudios previos han señalado que la contracción muscular es similar en los diferentes vientres del cuádriceps cuando esta se analiza en una contracción máxima en extensión, tanto en controles sanos como en pacientes con IFP¹⁶⁸.

A todos los sujetos se les ordenó realizar una contracción del cuádriceps, de manera mantenida, activándose en ese momento un cronómetro y el registro de la curva. Se le pidió mantenerla hasta que les resultara físicamente imposible seguir contrayendo, o apareciera dolor. Llegado ese momento, el individuo daría una señal verbal, deteniéndose el cronómetro y el registro gráfico. Todos los sujetos rellenaron un cuestionario, donde se registraron diferentes datos antropométricos y de filiación. El peso, talla y perímetro del muslo fueron recogidos de manera objetiva por un técnico del servicio.

Al finalizar la prueba, los individuos respondieron a una de las preguntas del cuestionario, con el fin de evaluar la impresión subjetiva sobre la dificultad de mantener la contracción isométrica y seguir las órdenes verbales indicadas durante la sesión. Las opciones de respuesta contaban con 5 categorías cardinales; *muy difícil, algo difícil, ni fácil ni difícil, algo fácil o muy fácil* (de realizar).

Resultados

Las características demográficas de los participantes en el estudio se resumen en la tabla 23:

Tabla 23. Características de la muestra	
Edad ‡	23.75 (15-36) años
Sexo	♂ 7 (35%) ♀ 13 (65%)
Peso ‡	67.75 (47-105) kg
IMC	22.83 (19.19-31.69) kg/cm ²

‡ expresado en medias

Los resultados obtenidos en los registros fueron los siguientes:

Tabla 24. Resultados del registro electromiográfico				
ID	Patología	Circunferencia muslo	Tiempo contracción	Amplitud media (mV)
1	No	43	4:47:10	207
2	No	46	3:02:07	327
3	No	51	1:32:00	460
4	No	53,5	>10	217
5	No	61,3	6:33:51	748
6	No	60	1:30:00	433
7	No	54	4:28:16	159
8	Si	55	3:22:33	897
9	Si	50	0:57:21	1077
10	No	51	>10	280
11	No	55,5	4:11:00	728
12	No	52	1:45:43	1107
13	Si	65	7:28:03	209
14	No	53,5	>10	887
15	No	59	1:48:07	319
16	No	56	6:51:53	209
17	No	58,5	8:14:43	249
18	No	54	>10	728
19	Si	67,5	2:08:36	239
20	Si	48	1:28:18	420

NOTA: se han reflejado como >10 aquellos registros mayores a 10 minutos.

En la gráfica de la imagen 131 se distribuyen los tiempos registrados por los sujetos estudiados. Se destaca en color amarillo el único valor por debajo de los 60 segundos (57 segundos y 21 milésimas, individuo con patología).

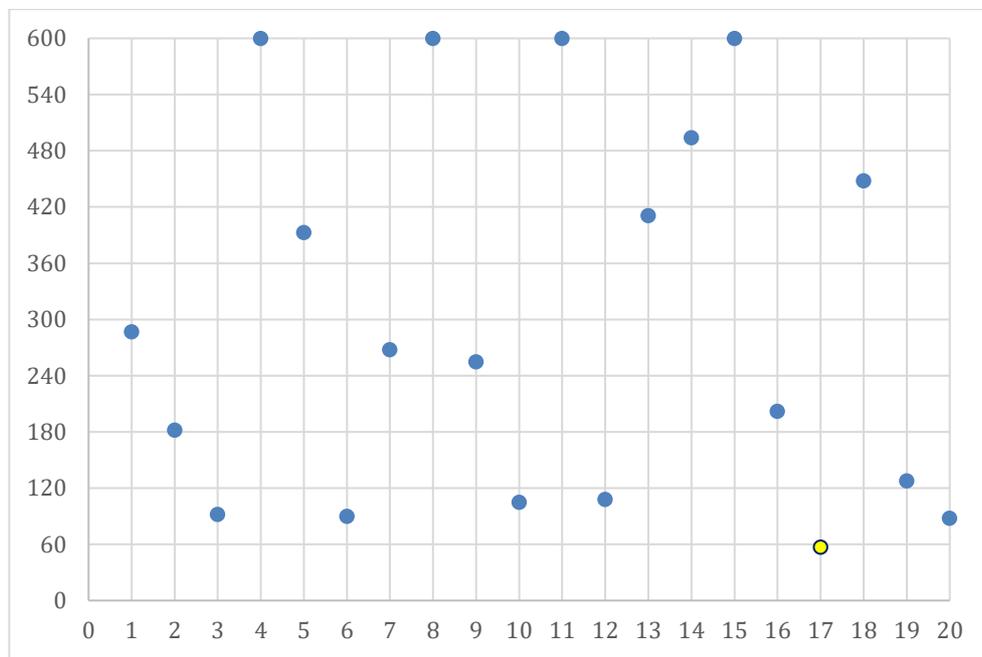


Imagen 131. Distribución de tiempos de registro en la muestra de estudio.

El tiempo promedio obtenido fue de 300.4 segundos. En 4 casos se superó el límite de tiempo de registro de 600 segundos, lo que supone el 20% de la serie. En todos estos casos se trató de individuos del grupo control, sin patología. La amplitud promedio registrada fue de 495 mV.

Se apreciaron diferencias estadísticamente significativas tanto para los tiempos de contracción como para las amplitudes registradas entre el grupo de pacientes IFP y los controles. Las contracciones fueron más intensas y menos duraderas en el grupo compuesto por pacientes afectados de inestabilidad.

Tabla 25. Comparativa entre grupos		
	Grupo control	Grupo IFP
Tiempo de contracción	339	184,6
Amplitud media	470,5333333	568,4

Se muestran varios ejemplos de las gráficas de registro, donde se aprecia que la amplitud de la contracción se mantiene estable durante todo el intervalo de registro.

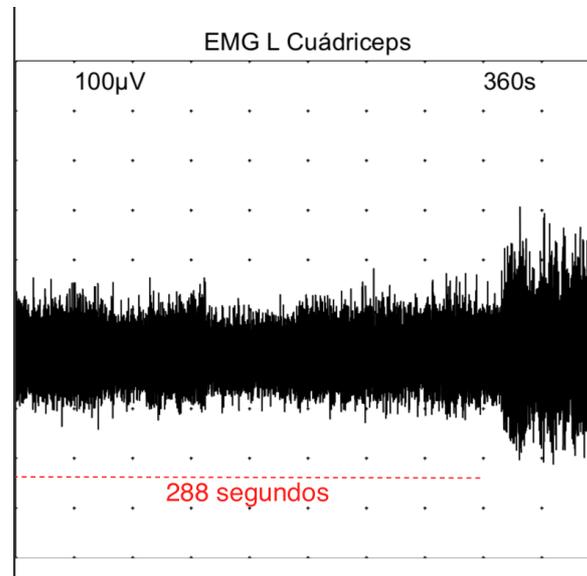


Imagen 132. Ejemplo 1, obsérvese estabilidad en la contracción durante los primeros 4 minutos y medio. A partir de entonces, el cansancio muscular obliga al paciente a acometer una contracción más intensa, inestable y fugaz.

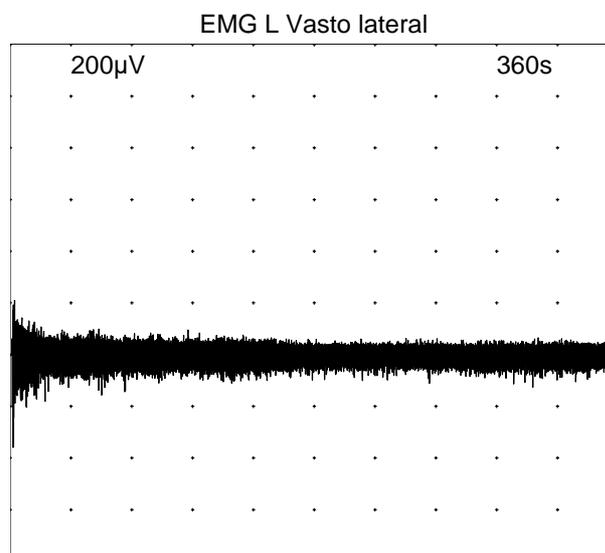


Imagen 133. Ejemplo 2, contracción estable durante todo el tiempo de registro (360 segundos). En algunos sujetos, como en este caso, la contracción tarda en estabilizarse unos segundos inicialmente.

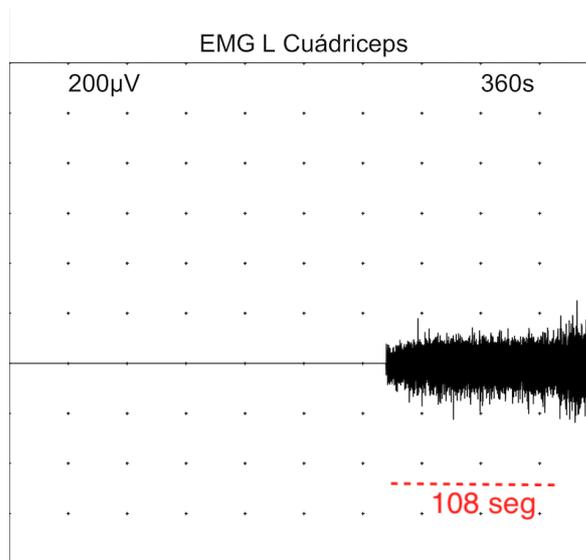


Imagen 134. Ejemplo 3, registro en paciente con IFP recidivante. Nótese el periodo inicial de contracción estable, seguido de otro donde la contracción sigue siendo efectiva, pero registrándose mayor irregularidad y picos de intensidad.

En cuanto al cuestionario de impresión subjetiva de la realización de la prueba, los resultados fueron los siguientes:

Tabla 26. Valoración subjetiva del test

	n	%
Muy difícil de realizar	0	0%
Algo difícil de realizar	1	5%
Ni fácil ni difícil de realizar	0	0%
Algo fácil de realizar	2	10%
Muy fácil de realizar	17	85%

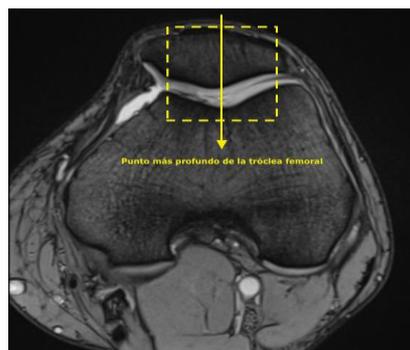
El 95% de los pacientes consideró que la prueba fue de sencilla ejecución. Un único paciente, que coincidió con el que únicamente alcanzó 57 segundos de contracción, manifestó dificultad en completar el estudio. No existieron diferencias estadísticamente significativas entre las respuestas del grupo control y el grupo de pacientes con IFP.

FASE C: OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE IMAGEN PARA EL QUADRICEPS ACTIVE RATIO

Este apartado de la línea de trabajo fue llevado a cabo gracias a la colaboración del Dr. José Santana, Jefe de Servicio de Radiología del CHUIMI y del médico adjunto Dr. Alfonso Durán, miembro de la Sección de Patología Musculoesquelética, y auténtico artífice de las modificaciones llevadas a cabo.

A la hora de plantear alternativas a la secuencia original Q+R, conviene tener en cuenta una serie de factores:

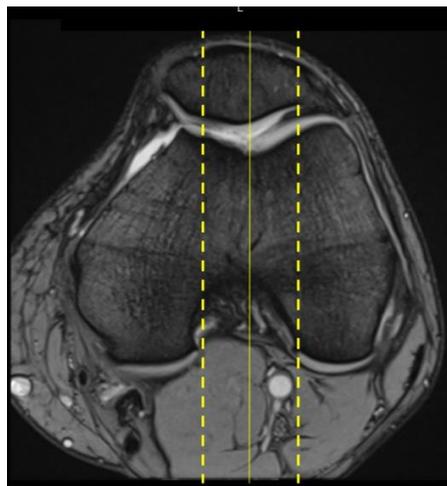
- La disminución del tiempo de estudio no puede poner en riesgo la utilidad diagnóstica de la prueba. La resolución de las imágenes obtenida debe ser tal que permita realizar las mediciones de una manera efectiva.
- Para el cálculo de la secuencia Q+R, sólo es necesario visualizar la rótula y la tróclea femoral, por lo que la ventana de estudio podría reducirse tanto como:
 - o Plano axial: anteroposterior, desde la porción más anterior de la rótula hasta la parte más profunda de la tróclea femoral. En el plano medio-lateral, algunos milímetros a cada lado de este punto (imagen 135):



- Plano sagital: anchura, desde el punto más anterior de la rótula hasta el tercio anterior del fémur. Altura, la ocupada por la rótula (imagen 136)



Estas asunciones son teóricas, pues no pueden limitarse los estudios a ventanas tan restringidas. A efectos prácticos, la única limitación posible es la de disminuir el número de cortes sagitales, a algunos milímetros a cada lado de la porción más profunda de la tróclea femoral (imagen 137)



- Entre las secuencias disponibles para RM, debe escogerse una que permita la correcta diferenciación de las dos superficies articulares enfrentadas.

- El equipo y el software empleados en la secuencia original datan de 2013-2015. En el tiempo transcurrido desde entonces, las mejoras técnicas van a nuestro favor a la hora de diseñar un protocolo optimizado de menor duración.

Por consiguiente, la primera elección debe ser el tipo de secuencia de RM a escoger. Existen varias alternativas con indicaciones concretas para la configuración de los equipos en cada estudio, cada una de ellas con sus ventajas e inconvenientes. En conversaciones con el Dr. Durán, jocosamente llegó a comentar que *“esto es algo que ni los radiólogos entendemos”*, debido a la cantidad de matices y parámetros a tener en cuenta. Esta afirmación puede comprenderse mejor al consultar bibliografía específica¹⁷³ sobre la materia, pues estas configuraciones se basan en fundamentos electromagnéticos y radiológicos lejos de poder considerarse básicos. De manera esquemática, comentaremos las principales secuencias disponibles para el estudio mediante RM, con sus correspondientes características. No se detallarán en profundidad la base del funcionamiento de cada una de ellas, pues por su complejidad y relevancia no se considera oportuno para el desarrollo de esta tesis.

- **Secuencia spin-echo (SE)**

Esta modalidad pionera se trata de la secuencia más elemental y versátil, proporcionando buen contraste entre tejidos a expensas de un largo tiempo de adquisición; el spin-echo tiene su utilidad principal en estudios musculoesqueléticos estáticos. El largo tiempo de adquisición y su sensibilidad al movimiento no la convierten en la mejor alternativa para el quadriceps-active.

- **Secuencia turbo/fast-spin eco (TSE o FSE)**

Esta secuencia aparecida a finales de los años 1980s aporta como principal revolución una significativa reducción de los tiempos de adquisición de imagen, hasta 4-5 veces con respecto al SE. Como principal inconveniente, ofrece un menor contraste entre tejidos próximos con consistencias similares, por lo que su principal aplicación clínica radica en la identificación de líquido, incluso en movimiento (aparato urológico, técnicas con contraste líquido...)

- **Secuencia inversion recovery (IR)**

Los principales exponentes de esta secuencia son las variantes STIR (Short-time IR), donde la señal de la grasa se ve suprimida, favoreciendo el contraste del resto de estructuras magras. De manera contraria, las secuencias FLAIR (fluid attenuated IR), con un tiempo de inversión largo, permiten anular la señal de componentes líquidos, teniendo su importancia en el estudio de lesiones intracraneales.

- **Secuencias eco-gradiente (EG)**

Esta secuencia es de especial interés, pues fue diseñada con el objetivo de disminuir los tiempos de adquisición de las exploraciones rutinarias con SE, ampliando su aplicabilidad en la práctica clínica habitual.

- **Secuencias turboecogradiante (TEG)**

Se trata de una modificación “rápida” de algunas modalidades EG, que permiten obtener cortes completos en menos de 1 segundo. Estas secuencias permiten la adquisición de imágenes en movimiento sin sufrir artefactos, incluso durante los ciclos respiratorios.

- **Secuencia ecoplanar (EPI)**

Se trata de secuencias ultrarrápidas, que precisaron de más de 20 años de avances tecnológicos para su utilización clínica tras ser descrita a finales de los años 70s. Se trata de una modalidad con el mínimo tiempo de adquisición, a expensas de una resolución de imagen subóptima. Su empleo principal es en estudios de perfusión, difusión o captación de respuestas tisulares momentáneas.

Partiendo de estas bases radiológicas, de recomendaciones específicas en la bibliografía disponible, y de la propia experiencia de la Sección de Patología Musculoesquelética del Servicio de Radiodiagnóstico del CHUIMI, se define la FASE C del *quadriceps active ratio*.

Contraste de hipótesis

Para la fase C del estudio, la hipótesis nula se definió tal que:

H_0 = El protocolo de obtención de imagen original para el quadriceps activo no es optimizable en cuanto a tiempo de estudio y calidad de imagen obtenida

La hipótesis alternativa, por tanto, se define:

H_1 = Existe al menos una configuración alternativa al protocolo de obtención de imagen original para el quadriceps activo que mejora respecto a este el tiempo de estudio y calidad de imagen obtenida

Material y métodos

Entre Junio y Diciembre de 2019, en colaboración con la Sección de Patología Musculoesquelética del Servicio de Radiología del CHUIMI, se exploraron diferentes configuraciones alternativas del equipo de RM del Hospital Insular.

Chavahn recomienda particularmente algunas secuencias para el estudio del cartílago articular¹⁷⁴: TSE en T2 y ecogradiante. Estas recomendaciones fueron tenidas en cuenta, y se añadieron otras tres secuencias adicionales a sugerencia del Dr. Alfonso Durán. Las secuencias seleccionadas fueron, por tanto:

1. T1 turbospin echo fat saturation
2. T2 turbospin echo
3. Proton-density fat saturation
4. T1 turbospin echo
5. T2* - Ecogradiante

Las diferentes secuencias fueron evaluadas en rodillas de voluntarios sanos, obtenidos de una población de trabajadores sanitarios del CHUIMI y estudiantes de medicina. Un total de 12 varones y 10 mujeres participaron en esta fase del estudio, con una edad comprendida entre los 18 y los 41 años. Todos los individuos estudiados negaron sintomatología, patología conocida o intervenciones quirúrgicas previas en la rodilla a estudiar. Todos los participantes recibieron un consentimiento informado habitual para la realización de un estudio articular por resonancia magnética. Al tratarse de una exploración voluntaria, en sujetos sanos y mediante una exploración inocua, sin existencia de radiación o procedimientos invasivos, no se consideró necesario solicitar autorización al comité de ética del Complejo.

El equipo empleado para la realización de los estudios fue el mismo en todos los casos, un *Magnetom Avanto-fit* (Siemens, Erlangen, Germany, número de serie 169642), ubicado en el área de radiodiagnóstico del Hospital Universitario Insular de Gran Canaria. Los técnicos de radiodiagnóstico que asistieron en el manejo de la consola y la colocación de los sujetos a estudiar tenían experiencia en el manejo del

equipo de RM empleado, y fueron instruidos acerca de las peculiaridades para la obtención de la secuencia activa.



Imagen 138. Equipo *Magnetom Avanto-fit* del Servicio de Radiodiagnóstico del CHUIMI.

De manera aleatoria se repartieron las diferentes secuencias entre los participantes en el estudio, realizándose dos secuencias por cada individuo, con un periodo de descanso entre ambas de al menos 5 minutos. Previamente a su entrada a la sala de estudio, recibieron una explicación verbal sobre cómo se desarrollaría la prueba, haciendo especial hincapié en la realización de una contracción del cuádriceps sostenida, estable y a la máxima intensidad posible. El posicionamiento del paciente y las indicaciones sonoras fueron idénticas a las expuestas en el apartado correspondiente de la FASE A.

Las imágenes obtenidas fueron archivadas en el sistema PACS Centricity (General Electric) del Servicio de Radiología del CHUIMI, para su posterior evaluación.

La metodología de trabajo seguida se basó en el ensayo y error. Cada una de las configuraciones fue ajustándose hasta conseguir unos parámetros que permitieran la mejor calidad de imagen, con el mayor número de cortes posibles, en la menor cantidad de tiempo de estudio. En ocasiones estas modificaciones se realizaron en un mismo paciente, en ocasiones en pacientes sucesivos. Las diferentes

tomas fueron repartidas en sesiones separadas con algunas semanas de diferencia, realizándose en los intervalos la evaluación de las secuencias obtenidas.

Tras el método de ensayo y error, las configuraciones finalmente escogidas para cada una de las cinco secuencias alternativas seleccionadas se resumen en la siguiente tabla.

	NC	FOV	GC	TR	TE	TA
T1 turbospin echo fat saturation	5	160 mm	5 mm	278 ms	18 ms	30 seg
T2 turbospin echo	9	160 mm	5 mm	1650 ms	93 ms	25 seg
Proton-density fat saturation	7	170 mm	3mm	1100 ms	45 ms	42 seg
T1 turbospin echo	9	160 mm	3mm	400 ms	12 ms	32 seg
T2* - Ecogradient	7	160 mm	3mm	231ms	7,10 ms	40 seg

NC= número de cortes FOV= field of view, GC= grosor de corte TR= tiempo de repetición, TE= tiempo de eco, TA= tiempo de adquisición.

Los principales hallazgos para cada secuencia se exponen a continuación:

1. T1 turbospin echo fat saturation

Esta secuencia permite un buen contraste de las estructuras condrales, realizadas al suprimirse la señal de la grasa, abundante en los tejidos peripatelares. Se consigue una señal brillante del cartílago patelar, por lo que su identificación diferencial con respecto a las estructuras circundantes es notable.

Existen algunos inconvenientes relevantes con respecto a esta secuencia:

- a. En ocasiones, no resulta sencillo diferenciar entre los límites del cartílago patelar y el femoral, contemplándose ambos como un

continuum. Ello dificulta la delimitación de las diferentes referencias para el cálculo del Q+R.



Imagen 139. Secuencia T1 turbospin echo fat saturation

- b. Al no ser una secuencia excesivamente rápida en cuanto a tiempo de adquisición, es precisa una importante reducción en el número de cortes obtenidos para que el tiempo de estudio disminuya de manera significativa (30 segundos). Por este motivo, la secuencia queda limitada a la obtención de 5 cortes, siendo la secuencia con menor cantidad de imágenes y por tanto, de información, de todas las evaluadas.

2. T2 turbospin echo

Esta secuencia es recomendada específicamente por Chavahn debido a su rentabilidad en el estudio de tejido condral. Permite obtener imágenes muy nítidas en un tiempo de estudio muy corto, siendo la secuencia más rápida de las 5 probadas. La reducción del tiempo de estudio con respecto a la secuencia original del Q+R es del 58.4%, a pesar de obtenerse 9 cortes por rodilla.

Esta secuencia delimita el cartílago articular con una señal muy oscura, que contrasta muy bien con la señal más clara del tejido óseo y la grasa peripatelar. Se identificaron dos grandes limitaciones de esta secuencia para su empleo en el Q+R:

- a. Con esta configuración se obtiene una nula diferenciación entre el cartílago articular y el hueso cortical. Esto, en cortes axiales, dificulta la identificación del margen proximal del cartílago troclear.

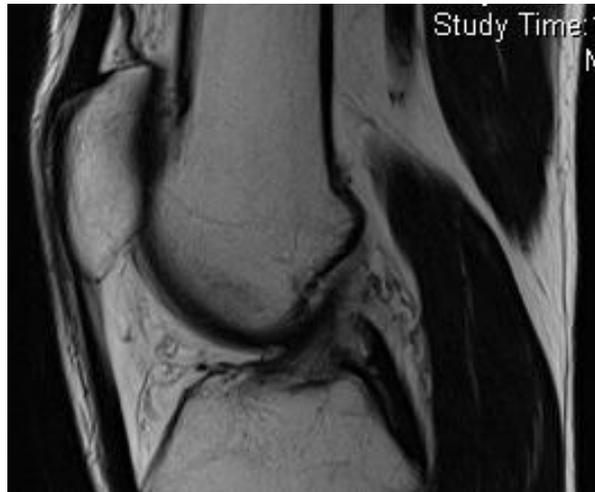


Imagen 140. Captura en secuencia T2 turbospin echo.

- b. En esta secuencia no resulta sencillo la distinción del área de solapamiento condral, debido a la intensa señal oscura que emite el cartílago. En determinadas rodillas, es imposible siquiera aproximar dónde se encuentran las referencias necesarias.

3.Proton-density fat saturation

Esta secuencia produjo las imágenes con menor interés para el Q+R de las 5 modalidades testadas. A pesar de ser una modalidad de saturación grasa, el contraste que se genera entre ésta y el cartílago articular es discreto. En las imágenes obtenidas, el cartílago, hueso y tejidos sinoviales se muestran en una escala de grises con tonalidades próximas. De manera añadida, es la secuencia con un mayor tiempo de adquisición, reduciendo el tiempo con respecto a la secuencia original en un 30% (42 segundos) para 7 cortes sagitales.

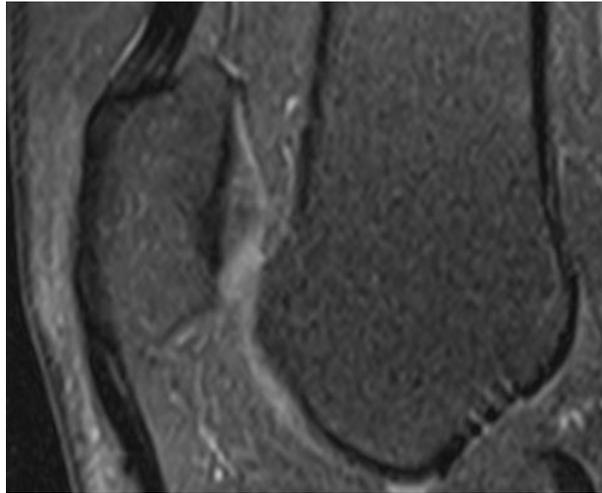
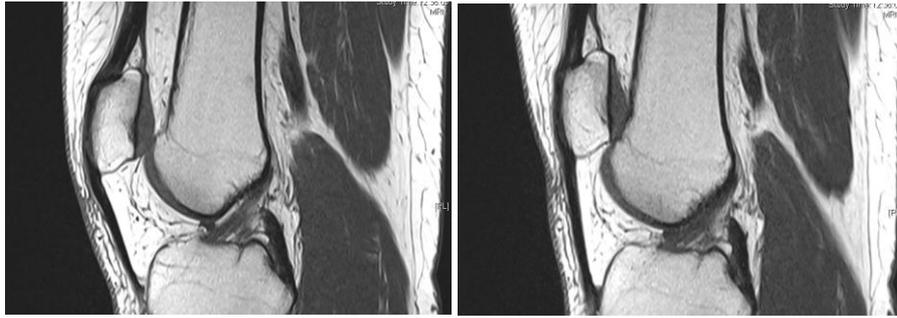


Imagen 141. Ejemplo de imagen en secuencia Proton-density fat saturation

4. T1 turbospin echo

Esta secuencia fue la misma que la empleada en el trabajo original de la FASE A, pero modificándose los parámetros de adquisición del equipo. En concreto, se aplicó una disminución del número de cortes y del TR, lo que conlleva una disminución del tiempo de adquisición de la misma a 32 segundos (reducción del 47%) Esta secuencia tiene tres características principales:

- a. La señal del cartílago es bien distinguible respecto a la ósea.
- b. Existe un buen contraste entre el cartílago articular y la grasa sinovial circundante.
- c. El reborde del cartílago se resalta con un fino contorno negro, por lo que delimitarlo resulta más sencillo. Esta singularidad, no presente en otras secuencias, permite una sencilla diferenciación de las áreas de solapamiento y por tanto de la obtención precisa de referencias para el Q+R.



Imágenes 142 y 143. Secuencia en reposo y con activación del cuádriceps T1 SE.

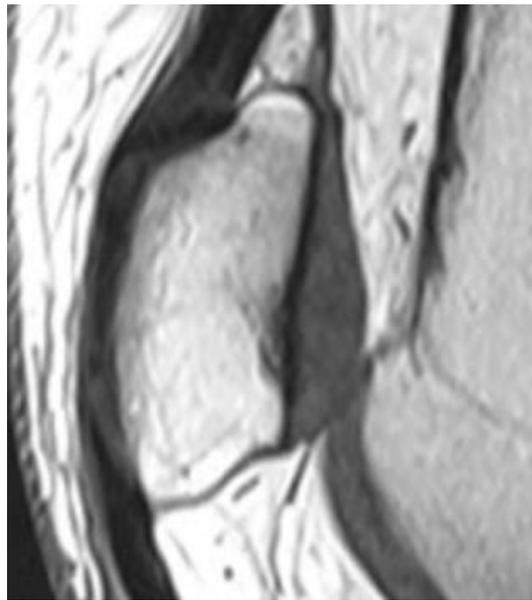
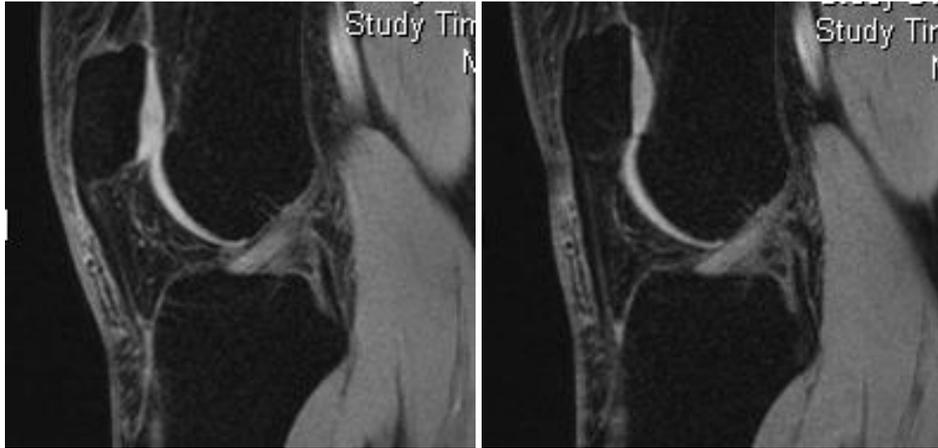


Imagen 144. Detalle donde se aprecia la buena delimitación de los rebordes condrales de ambas superficies.

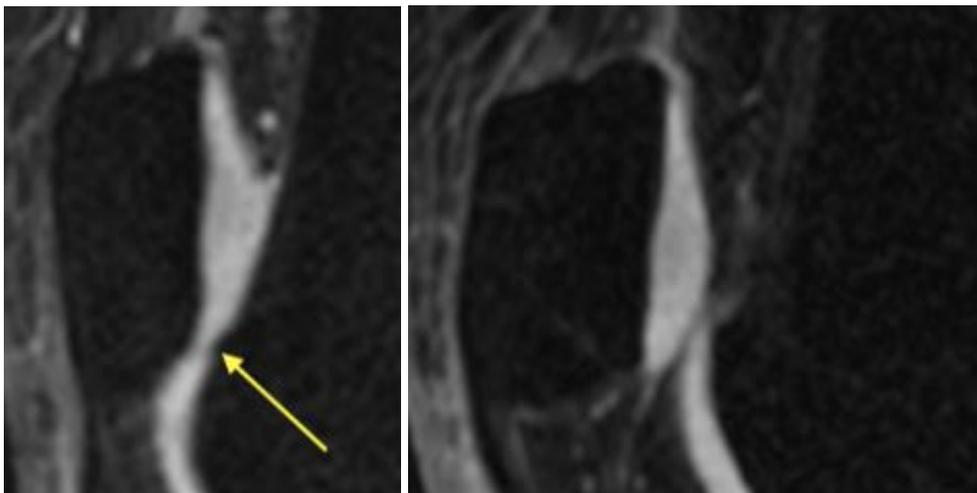
5. T2* - Ecogradiante

Esta secuencia, también recomendada por Chavahn, está especialmente indicada para la evaluación de estructuras hialinas. Estas se muestran con una señal blanca, brillante, que contrasta efectivamente con el resto de tejidos circundantes. Esta señal no es solo intensa, sino también nítida, lo que permite delimitar con precisión los rebordes articulares, incluso en la secuencia activa, donde están más fuertemente apocionados.



Imágenes 145 y 146. Cortes correspondientes a adquisición estática y dinámica en secuencia T2*.

El tiempo resultante para la secuencia completa es de 40 segundos, para 7 imágenes, reduciéndose el tiempo de estudio con respecto a la configuración original escogida en Australia en un 33.3%.



Imágenes 147 y 148. Detalle de la transición entre el cartílago patelar y el troclear en la secuencia activa y en relajación del cuádriceps.

DISCUSIÓN

La AFP es probablemente el compartimento anatómico peor conocido de la rodilla, tanto por sus peculiaridades morfológicas, como por su particular forma de funcionar y consecuentemente, de enfermar. Esta falta de conocimiento ha sido causa y consecuencia del manifiesto desinterés por la misma por parte de muchos anatomistas y cirujanos ortopédicos, que lo legaron a considerar un rudimentario vestigio evolutivo que pudiera ser extirpado sin mayores consecuencias para el individuo⁴³. La analogía con el *agujero negro*⁴ refleja muy bien la sensación de vacío y rechazo que inicialmente provoca en los que se enfrentan a este campo de estudio, a la vez que también la atracción y fascinación por un terreno tan fértil para el descubrimiento en aquellos que se atreven a desafiarlo.

Esta avidez por desenmascarar los misterios que rodean a esta pequeña articulación, ha impulsado a diferentes grupos, con especial ímpetu en las últimas tres o cuatro décadas, a dirigir numerosos trabajos de investigación clínica y experimental en el campo del conocimiento femoropatelar. Entre las referencias analizadas en este texto, y las incluidas a su vez en éstas, podemos encontrar cientos de trabajos de elevada calidad científica, que contribuyen de manera sumatoria a la causa común de un mejor y más profundo conocimiento de esta singular región anatómica. Sin embargo, esta “lucha” sigue siendo desigual en comparación con otras estructuras de la rodilla: una simple búsqueda en *Pubmed* del término “anterior cruciate ligament” arroja más de 21.000 resultados, mientras que para “patelofemoral joint” obtenemos menos de 4800. Queda mucho camino por andar.

Dentro del mencionado “*espectro femoropatelar*”, el autor de esta tesis ha querido centrarse en el estudio de la inestabilidad recidivante, en contraposición con los pacientes que describen el dolor como su principal (o único) padecimiento. A pesar de constituir un grupo de pacientes menos prevalente, los afectos por IFP recidivante pueden encontrarse limitados en grado mayúsculo para las actividades

habituales en su vida cotidiana, y los episodios de luxación repentina pueden abocarles a caídas al suelo con potenciales repercusiones traumáticas a otros niveles. No se trata de un cuadro banal con el que el paciente y el médico responsable puedan convivir con resignación. Por este motivo, es preciso un adecuado conocimiento de la etiología subyacente, para poder afrontar el tratamiento necesario con expectativas de éxito.

Dijo el escritor estadounidense Zig Ziglar que *“el primer paso para solucionar un problema es identificarlo”*. Partiendo de esta premisa, en la IFP se hacen necesarias unas bases definitorias claras de cuál es el problema y cómo medirlo. La base de todo el proceso diagnóstico-terapéutico ha de ser robusta, pues sólo con pilares sólidos se podrá avanzar en la dirección adecuada. Se ha dejado de forma meridianamente clara que existen múltiples factores de riesgo, ampliamente reconocidos en la literatura referenciada, que han demostrado su implicación en la génesis de un ambiente rotuliano inestable. De entre ellos destaca, por su grado de contribución individual y su elevada prevalencia, la patela alta¹⁷⁵.

A pesar del universal reconocimiento de la patela alta como estrecho colaborador en la generación de la IFP, a día de hoy nos seguimos preguntando *“¿Cuándo una patela es alta?”*. Disponemos de varias docenas de métodos que calculan la altura de la misma en función de diversas referencias anatómicas, cada uno de ellos con su determinado punto de corte para diferenciar una posición normal de una alterada. Se da el caso que, según se emplee uno u otro índice, una rótula puede ser etiquetada como normal, alta o incluso baja¹⁷⁶. La cuestión se vuelve aún más conflictiva cuando añadimos una segunda interrogación *“¿Cuánto de alta debe ser una patela?”*. Este aparentemente insignificante matiz no es tal cuando nos encontramos ante una rodilla inestable; de poco nos servirá saber que una rótula tiene que ser descendida para aumentar su estabilidad si desconocemos en qué medida ha de ser corregida. Estas preguntas no debieran permanecer sin respuesta, pues partiendo de inciertas bases difícilmente podrán darse pasos firmes que no tengan que ser desandados a posteriori.

El **quadriceps active ratio** surge con la intención de dar una respuesta fiable a estas preguntas. Si bien se trata de un trabajo original, concebido y publicado por los miembros del equipo de estudio femoropatelar de The ORIQL, su concepción y fundamento hubiera sido imposible sin la preexistencia de muchos otros trabajos en relación a la altura patelar. Sin ir más lejos, la propia existencia de tantas opciones para evaluar un mismo concepto, en determinados casos tan dispares entre ellas, es *per se* un elemento motivador para buscar un consenso. Nuestro novel método pretende corregir las limitaciones y carencias de muchos de estos ratios, a la vez que recoge los puntos fuertes de otros tantos. Por tanto, las características definitorias del Q+R serían:

- El principal factor diferenciador con respecto a otros métodos de medición de altura patelar en el plano sagital es la obtención de las imágenes bajo la acción voluntaria máxima del cuádriceps. Esta fuerza de acción está ligada invariablemente a los episodios de luxación rotuliana, y por este motivo no debiera ignorarse durante la evaluación cualitativa de la articulación. Se ha cuantificado que la rótula puede ser desplazada proximalmente hasta 1 cm mediante esta activación muscular¹⁵³.
- Se trata de un método de evaluación directa de las relaciones en la AFP. Las mediciones se toman enteramente dentro de la articulación, no existiendo ninguna referencia tibial. Se ha demostrado que métodos como el ISR, con referenciación en la tibia, no se correlacionan bien con el grado de contacto FP¹⁷⁷.
- El sistema de referencias se basa en la morfología condral, no ósea. Son las superficies cartilaginosas las que establecen contacto entre sí, no la óseas, habiéndose demostrado la falta de correlación entre los contornos de unas y otras⁶⁰. Por este motivo los índices basados en radiología simple no son fieles evaluadores del contacto real de las carillas articulares FP.
- En el Q+R, la morfología o el tamaño patelar no tienen efecto en el valor obtenido, como si ocurre en otros índices que dependen de las dimensiones

de la misma. Como se ha desarrollado previamente, no se ha demostrado fehacientemente que la morfología patelar suponga un factor determinante en la estabilidad articular, por lo que este elemento no debería ser de especial relevancia para el estudio de la misma.

- La posición de la rodilla es fácilmente estandarizable, en extensión completa. Otros métodos implican el posicionamiento en un determinado ángulo de flexión, por lo que son dependientes de la colaboración del paciente y del personal del área de radiología, factores no siempre controlables.
- Se trata de una exploración inocua para el sujeto, sin exposición a radiación ionizante o contraste. Ello permite la repetición de la prueba tantas veces como sea razonablemente necesario: como monitorización de los efectos del tratamiento, en caso de extravío o pérdida de la misma, por necesidades técnicas, etc...
- La secuencia Q+R añade únicamente un minuto extra (como máximo) al tiempo de estudio rutinario para una RM de rodilla. Ello supone un coste relativo inapreciable, tanto en términos económicos como temporales. Los pacientes con IFP generalmente precisan de una RM para evaluación integral de la articulación, por lo que no supone un gasto añadido en los protocolos de manejo habitual en esta patología.
- La prueba demuestra una excelente consistencia cuando se evalúa con distintos observadores y entre observaciones seriadas por un mismo evaluador.
- A diferencia de la mayoría de los estudios previos, en este trabajo se han incluido de manera intencionada pacientes con IFP. Con ello se ha perseguido calcular de manera directa los valores del ratio en articulaciones inestables, permitiendo el análisis real de valores de rentabilidad diagnóstica en la cohorte de estudio.
- El diseño de nuestro estudio ha permitido controlar un potente factor de confusión para IFP como sería la displasia troclear. Esta sistemática no ha

sido defendida por otros trabajos similares, por lo que la contribución de la altura patelar a la génesis de IFP en dichos trabajos puede haberse visto alterada por factores independientes como éste.

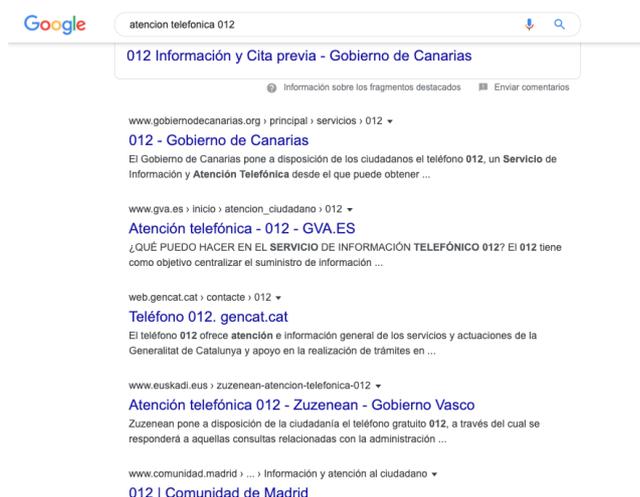
Los componentes del grupo de estudio femoropatelar de The ORIQL consideramos que los resultados obtenidos por nuestro equipo indican que el Q+R puede considerarse como uno de los métodos más completos para el cálculo de la altura rotuliana. En la actualidad, a los médicos en formación se les sigue inculcando el empleo de métodos clásicos como el ISR, descrito en los años 70, cuando el desarrollo tecnológico y los conocimientos acerca de la patología FP eran bien distintas. Estos métodos clásicos han resistido al paso del tiempo por mera conveniencia, porque son fáciles de obtener y calcular, pero la evidencia científica que pone en tela de juicio su utilidad es contundente⁹⁴.

Pasadas ya dos décadas de este siglo XXI, tras más de 50 años de productivos estudios sobre múltiples aspectos de la IFP, favorecidos entre otros factores por el exponencial desarrollo de la tecnología biomédica durante este periodo, conviene incorporar todo este legado de conocimiento a nuestra práctica clínica habitual. Se ha evidenciado en este texto las dificultades que aún a día de hoy encontramos en el diagnóstico y manejo de los pacientes con dolor anterior de rodilla. Uno de los responsables de esta falta de progreso pudiera ser el estancamiento de dichos protocolos en fundamentos obsoletos y ya sobrepasados por evidencia científica, que desafortunadamente encontramos sobre el papel pero no en las consultas que visitan los pacientes.

Un punto fuerte de la técnica es su consistencia durante observaciones múltiples. El Q+R fue el parámetro con mejor consistencia intra-observador de todos los analizados. Además, la consistencia entre distintos observadores fue valorada como muy buena o excelente, en similar magnitud que el resto de los índices. En nuestra serie, se observó una mejoría en el grado de acuerdo entre la segunda y tercera observaciones con respecto a la primera-segunda, indicando que la curva de aprendizaje es muy rápida, con valores de acuerdo muy buenos desde la primera comparación.

Dentro del análisis estadístico ejecutado en la FASE A, se ha incluido una herramienta específicamente diseñada para la obtención de valores de corte con utilidad diagnóstica: las curvas ROC. Estas curvas tienen en cuenta los valores obtenidos en pacientes afectos, y por lo tanto, certeramente patológicos, y los enfrenta a los obtenidos en rodillas asintomáticas, escogiendo el valor que mejor diferencia ambas situaciones. Como ejemplo, en el estudio de Biedert, donde no se incluyen rodillas afectas, sólo se ofrecen unos valores definitorios de una distribución normal: una media de 0.31 con unos límites de 0.125 y 0.5 para el intervalo del 95% de confianza³⁷. En cualquier caso, el área bajo la curva en el caso de Q+R ofrece el valor más alto de entre los cuatro índices calculados, poniendo de manifiesto su alto grado de rentabilidad diagnóstica.

Nuestro análisis arroja un punto de corte con valor diagnóstico; 0.12. Como apunte pragmático, este valor es muy sencillo de recordar (0-1-2): sin ir más lejos, es un número de teléfono ampliamente utilizado por las administraciones públicas para contactar en caso de emergencias o para otros trámites administrativos. Si bien este resultado es fruto del azar, proporciona también un valor añadido para la difusión y consolidación de este ratio entre los profesionales que quisieran emplearlo.

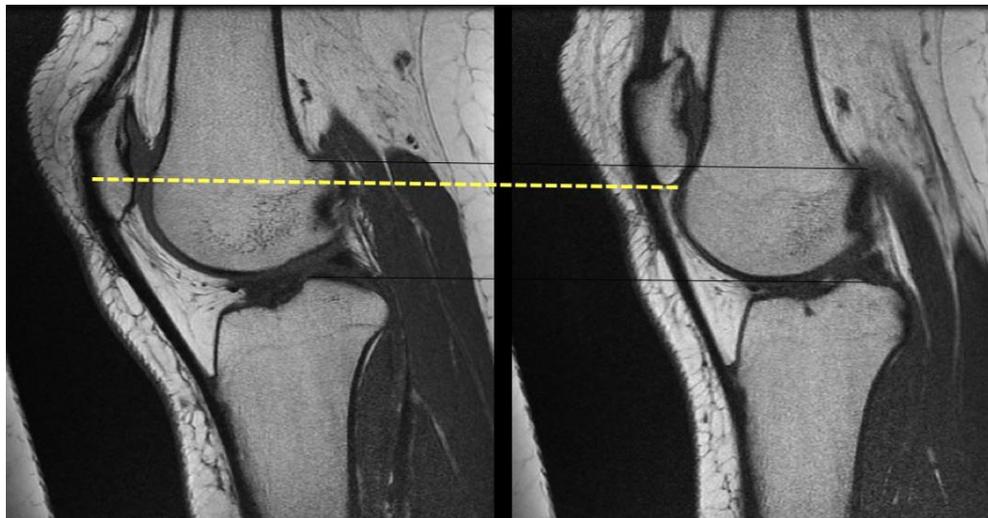
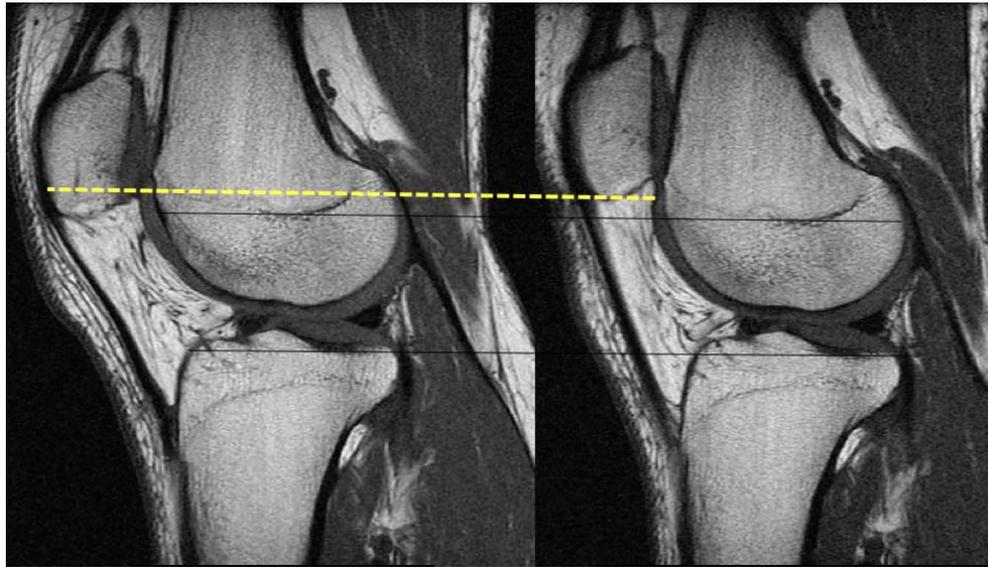


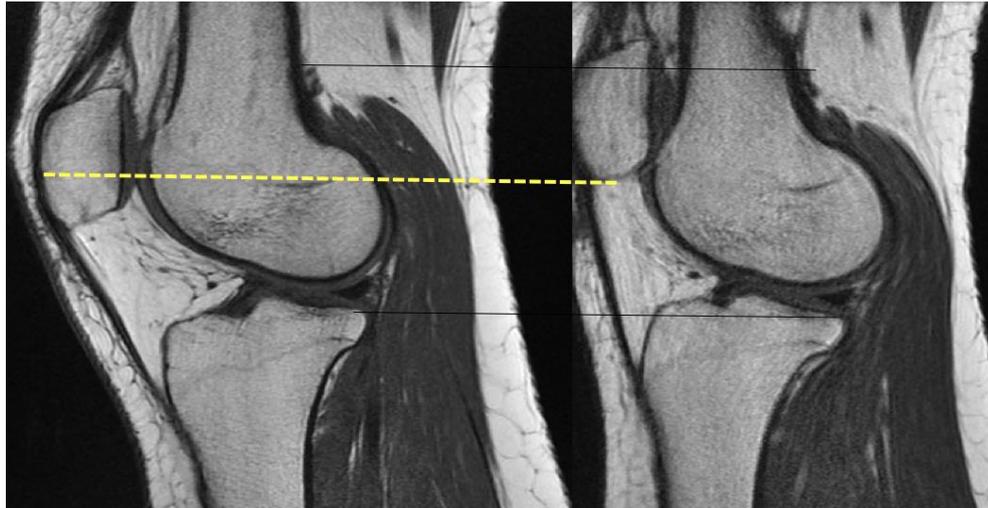
Imágenes 149. Resultados de la búsqueda “012” en Google.

Las imágenes obtenidas en la secuencia activa ponen de manifiesto el importante efecto del cuádriceps en la altura patelar. Cuando éste se contrae, la rótula migra hacia una posición proximal, inherentemente más inestable, por lo que este

efecto no debiera ser considerado baladí. Se ha desarrollado detenidamente, en el capítulo correspondiente, el efecto de la contracción muscular en la cinemática FP, así como su universal participación en los episodios de inestabilidad. El Q+R permite por tanto cuantificar el efecto de esta contracción en su máxima expresión.

Algunos ejemplos significativos se muestran a continuación.





Imágenes 150, 151 y 152. Comparación de imágenes obtenidas en el mismo paciente, obtenidas en relajación (imágenes izquierdas) y con contracción del cuádriceps (imágenes derechas). Las líneas negras permiten comprobar el mismo tamaño y disposición paralela de las imágenes. La línea amarilla señala la diferencia de altura patelar entre una y otra secuencia.

Nuestro trabajo es el primero que calcula la sensibilidad de un método de medición de altura patelar habiendo controlado el factor de displasia troclear. Sin ir más lejos, el propio Dejour recalca esta limitación en el trabajo de Bidert, pues la superficie de contacto FP en una morfología troclear aplanada o convexa estaría disminuida, independientemente de la altura de la rótula¹¹⁶. Por lo tanto, el valor de corte de nuestra serie supondría una referencia en el mejor de los escenarios (ausencia de displasia troclear), por lo que de emplearse como diana para una corrección quirúrgica, este quizá debería sobredimensionarse en caso de constatarse anomalías en la morfología de la tróclea. Futuras líneas de investigación, ya puestas en marcha por The ORIQL, se adentran en la resolución de estas incógnitas.

La posición de la rodilla durante la obtención de la imagen es también un factor de controversia en la literatura relacionada con el cálculo de la altura patelar. El ISR se calcula con la rodilla en 30° grados de flexión para mantener el tendón rotuliano en una posición firme y por lo tanto poder estandarizar su medida. Sin embargo, conseguir esta posición de manera sistemática no es sencillo en la práctica clínica habitual, obteniéndose habitualmente un rango de flexión que puede ser muy variable, imposibilitando dicha estandarización. Consideramos que la flexión completa es la única posición reproducible para su consecución de manera

sistemática en diferentes centros y con la asistencia de diferentes profesionales del área de radiología. La extensión completa, además, ofrece otra serie de ventajas añadidas:

- Supone una posición de muy sencilla obtención, no precisa colaboración específica alguna por parte del paciente o los técnicos de radiología.
- En extensión completa, el *tilt* patelar no se ve influenciado por la contracción del cuádriceps, por lo que la orientación patelar en el plano axial no supone un elemento a tener en cuenta con el Q+R. Esta observación aparece en estudios clásicos de Kujala, basados en las primeras generaciones de RM¹⁷⁸, y es ratificada con estudios más recientes, como indica Fredman: *The strong relationship between the static PTA and PF dynamic lateral tilt may indicate that quadriceps activity has minimal effect on patellar tilt during terminal extensión* ¹⁴⁷.
- La posición de la rodilla donde la AFP es menos estable es la de extensión completa, por lo que la información obtenida en esta posición es de máximo interés.
- Como se ha indicado, la potencia de contracción del cuádriceps es máxima a 0° de flexión, lo que también permite observar el efecto máximo de esta contracción en la migración proximal de la rótula.

Con respecto a los resultados obtenidos en la fase B de nuestro trabajo, son dignos de comentario varios elementos. Si bien se trata de una serie pequeña, con 5 casos y 15 controles, los resultados son consistentes acerca de la capacidad que tienen la mayoría de los individuos de mantener una contracción isométrica del cuádriceps durante más de 60 segundos, tiempo aproximado en realizar la secuencia del Q+R. La única excepción fue protagonizada por una mujer con IFP, con un registro de 57:21 segundos, probablemente suficiente para obtener una secuencia activa valorable.

Otras observaciones extraídas de la experiencia en el laboratorio de Neurofisiología son las siguientes:

- En las pruebas piloto, una voluntaria sana con excelente trofismo muscular consiguió una contracción de escasa duración, 43 segundos. Dicha voluntaria había realizado un entrenamiento de fuerza muscular la noche previa, y unas horas antes del test había realizado un entrenamiento en piscina de aproximadamente una hora. Interpretamos este pobre rendimiento durante la prueba en el contexto de fatiga muscular por ejercicio intenso reciente. Por este motivo los sujetos reclutados para la experiencia final fueron advertidos de no realizar ejercicio físico intenso o deportivo en las 36 horas previas, así como no acudir en ayunas de más de 6 horas. Consideramos adecuada esta recomendación a la hora de la aplicación clínica del Q+R.

- Algunos de los individuos que registraron contracciones más duraderas registraron amplitudes de contracción más bajas, indicando una menor intensidad de contracción. Una de las interpretaciones que damos a este dato pudiera ser un menor reclutamiento de fibras musculares (o a menor intensidad) en individuos poco entrenados, con menor trofismo muscular. Esta situación es frecuente entre los pacientes con IFP, lo que indicaría su idoneidad para mantener una contracción isométrica de manera prolongada.

- Ningún individuo refirió dolor durante la realización de la prueba, tanto en el grupo control como en los pacientes afectados de IFP. En la valoración subjetiva de la prueba, la mayoría de los evaluados afirmó que la prueba resultó fácilmente realizable. Consideramos por tanto que la prueba es inocua, al no causar malestar entre los pacientes ni producir radiación ionizante.

- El 70% de los individuos que realizaron el test consiguieron mantener la contracción del cuádriceps durante más de 2 minutos. Esto indica que, en caso de ocurrir algún problema técnico/error humano durante la realización de secuencia Q+R en la RM, la prueba podría repetirse una segunda vez de manera más o menos inmediata. Si bien esta circunstancia no debiera ser habitual, podría presentarse especialmente en las fases iniciales de implementación del estudio en los centros de

radiodiagnóstico, mientras el personal se familiariza con la técnica de adquisición de la secuencia. La posibilidad de repetir la secuencia de manera inmediata, sin necesidad de una nueva citación del paciente en un horario o fecha distinta, supone un ahorro de costes para el centro y de tiempo para el sujeto a estudio.

Esta experiencia nos permite afirmar que un tiempo de contracción de 60 segundos, requerido para la secuencia activa del Q+R, es tolerable para la práctica totalidad de los sujetos evaluados, por lo que podemos defender su aplicabilidad clínica.

En cualquier caso, la FASE C del cuadriceps active ratio ha permitido identificar al menos dos configuraciones alternativas del equipo de RM para la obtención de un estudio activo en menos tiempo. De los resultados obtenidos, podemos concluir que dos de las secuencias testadas en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario Insular de Gran Canaria tienen potencial interés diagnóstico:

- La modificación de la secuencia original **T1 turbospin echo**, reduciendo el número de cortes y el TR, permite obtener imágenes de calidad excepcional en tan solo 32 segundos. Cabe también destacar que desde la concepción de la secuencia original (2013) hasta las pruebas con esta configuración alternativa (2019), el propio desarrollo del software de procesamiento de imagen ha permitido una mayor definición de las imágenes obtenidas.

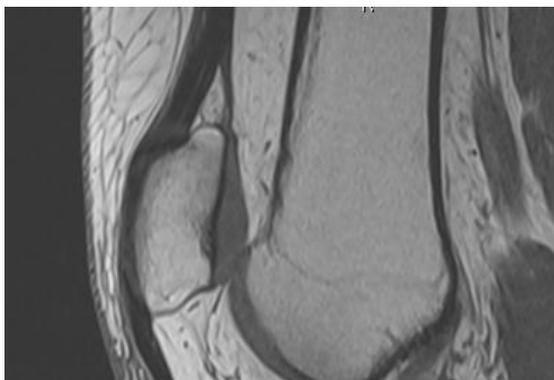


Imagen 153. Corte sagital obtenido con la secuencia alternativa TSE en T1.

- La secuencia **Ecogradien T2***, contribución específica del Dr. Alfonso Durán, proporciona un contraste invertido con respecto a la anterior, pero de igual manera interesante para el cálculo del Q+R gracias a su excelente delimitación del cartílago articular y sus márgenes. La reducción del tiempo de estudio a 40 segundos también es significativamente.

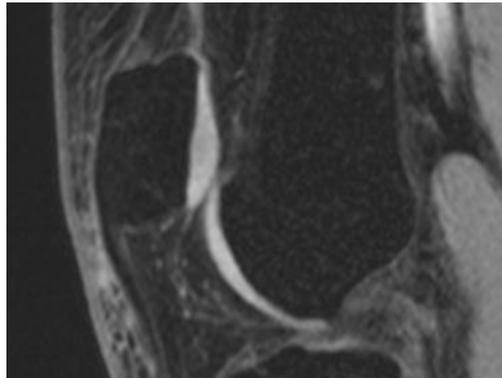


Imagen 154. Engagemen femoropatelar en secuencia ecogradien T2*.

Estas secuencias optimizadas reflejan el espíritu de los creadores del Q+R con respecto de la continua mejora del mismo. Se ha repetido durante esta tesis la idea de que muchos métodos de estudio de altura patelar se han mantenido invariables durante décadas, a pesar de las limitaciones identificadas en su empleo; es nuestra voluntad no caer en el mismo error. Los resultados obtenidos en las pruebas de comprobación, tanto “in vivo” en la FASE A, como “in vitro” en la FASE B, nos indican que los 60 segundos de tiempo de estudio necesarios para la obtención de las imágenes de RM del Q+R no son un impedimento a nivel práctico para los sujetos a estudiar. Sin embargo, en pos de dicha aspiración a la excelencia, hemos querido ofrecer planteamientos alternativos que mejoraran las características de nuestro método. Una reducción del tiempo de estudio de 60 segundos a 32-40 puede no tener implicaciones clínicas o logísticas relevantes, pero sin duda favorecen el confort del paciente y multiplican la capacidad de seducción del Q+R sobre aquellos clínicos que se planteen su utilización en los pacientes a su cargo.

El estudio por RM ha conseguido afianzarse como modalidad diagnóstica universalmente accesible en el mundo desarrollado. Su empleo es posible en

prácticamente todo el planeta, a excepción de algunas regiones en desarrollo, donde probablemente tampoco son manejados este tipo de pacientes. Allí donde está disponible, el estudio de la rodilla por RM está incluido entre las coberturas habituales de la mayoría de sistemas sanitarios públicos y privados. En los primeros, es estructural el problema con el tiempo de demora y las listas de espera, aspecto que no debiera verse afectado en magnitud alguna por el minuto adicional que supone la secuencia activa. En los sistemas privados, donde la preocupación por la eficiencia es llevada al extremo, este minuto adicional tampoco pondría en riesgo ningún objetivo presupuestario. Para cualquiera de las dos situaciones, cabe también indicar que no se precisa ninguna aditamento o material adicional para la misma, y que el entrenamiento que necesita el personal de radiodiagnóstico para la realización de la prueba es sencillo e inmediato.

Considero que la tendencia natural del estudio articular debe seguir yendo de la mano de la RM. El empleo de la radiología simple, si bien sigue aportando información esencial sobre la morfología de la rodilla, resulta insuficiente en el estudio de la patología femoropatelar no degenerativa. Sin ir mas lejos, con un porcentaje del 70% de lesiones condrales u osteocondrales traumáticas¹⁷⁹ entre los pacientes que han sufrido un episodio de luxación rotuliana franca, la RM es la única prueba de imagen sensible en la detección de las mismas. En este caso concreto, el pronóstico está relacionado de manera inversamente proporcional al tiempo en que tarde en instaurarse el tratamiento, por lo que el estudio diagnóstico ha de ser también precoz. Autores de referencia en el estudio FP aportan más razones para indicar la RM en el estudio de la IFP:

- **Dejour** recomienda la valoración del LPFM mediante RM tras un primer episodio de inestabilidad manifiesta¹¹⁶.
- **Magnussen** considera que la valoración de los rebordes cartilagosos (y no óseos) en la articulación FP debe cuantificarse en la planificación preoperatoria de cirugías de realineación-distalización del aparato extensor de la rodilla¹⁷⁵.

En consonancia con estos autores, consideramos por tanto que, a diferencia de otras técnicas de imagen como el TAC o la ecografía, la RM **no es opcional** en el estudio de la IFP, por el Q+R podría entrar de manera rutinaria en los protocolos estándar de estudio de la IFP de manera justificada y sin suponer un coste adicional significativo.

REACCIONES AL QUADRICEPS ACTIVE RATIO

El recibimiento del nuevo índice ha sido excelente en los foros en los que ha sido presentado. En orden cronológico, destacamos los más relevantes:

- ✓ Proyecto con mejor baremación en la convocatoria 2016-2017 de entre las candidaturas presentadas en Programa de Doctorado Investigación Aplicada a las Ciencias Sanitarias de la ULPGC.
- ✓ Presentación como comunicación oral en el *2016 Combined Australian Knee Society and New Zealand Knee & Sport Society Meeting*, octubre 2016, en Port Douglas (Australia).
- ✓ Publicación en el *European Journal of Orhtopedic Surgery*, en marzo de 2018¹⁸⁰.
- ✓ Presentación como comunicación oral en el 7 Congreso conjunto AEA – SEROD, en Mayo 2019, en Santander (España).
- ✓ Obtención del premio a la mejor comunicación oral en el 7 Congreso conjunto AEA – SEROD, en Mayo 2019, en Santander (España).
- ✓ Obtención de la Beca Especial de Investigación Doctor Jaraba por el Colegio de Médicos de Las Palmas, como premio al mejor proyecto de investigación presentado en la convocatoria 2019, en Noviembre de 2019.

Con motivo del desarrollo de esta tesis doctoral, se ha contado con el apoyo de numerosos académicos internacionales con reconocida influencia en el terreno del diagnóstico por imagen y el estudio dinámico de patologías del aparato locomotor. De

especial importancia han sido sus aportaciones para la optimización de algunas partes del presente texto. Tres de ellos han documentado este apoyo a la línea del trabajo del cuádriceps active ratio, pudiendo encontrarse estos documentos en el apartado de anexos:

- **Eugene Mc Nally**, especialista en Radiología Musculoesquelética, miembro de la International Skeletal Society, European Society of Musculoskeletal Radiology, y de la British Society of Musculoskeletal Radiology and the North American Society of Skeletal Radiology, ex presidente de la British Society of Musculoskeletal Radiology y actual presidente de la European Society of Musculoskeletal Radiology. En su haber destacan varios trabajos relacionados con el estudio dinámico de la IFP^{17 59}.
- **Anthony M J Bull**, profesor de Mecánica Musculoesquelética, Jefe del Departamento de Bioingeniería y Director del Instituto de Ingeniería Biomédica del Imperial College of London. Su experiencia en el campo de la investigación le ha permitido dirigir más de 50 tesis doctorales. Sus trabajos en el campo del estudio dinámico de la inestabilidad femoropatelar tienen una excelente consideración por la validez de los hallazgos aportados^{42 133 139 181}.
- **Guoan Li**, Doctor en Ingeniería Mecánica, especialista en Biomecánica Ortopédica y Director del Centro de Investigación de Bioingeniería Ortopédica del Hospital Newton-Wellesley y la Facultad de Medicina de Harvard, así como profesor asociado de Bioingeniería Ortopédica de dicha Universidad. Su aportación al campo de estudio de la cinemática FP ha sido prolífica^{182 183 184}.

- **Lee Harrington**, Doctor en Rehabilitación deportiva, especialista en rehabilitación deportiva (específicamente rodillas) y director clínico y de investigación del Instituto de investigación de lesiones y biomecánica de rodilla de la Universidad de Salford, Manchester. Autor de publicaciones sobre la aplicación de ecografía bidimensional en la evaluación anatómica de la articulación femoropatelar en el estudio de la IFP¹⁸⁵.

El feedback obtenido por la comunidad académica al respecto de nuestro trabajo ha sido muy positivo, dando lugar a constructivas disertaciones allí donde ha sido presentado. Se ha valorado muy positivamente el desarrollo de una línea de trabajo en el campo de evaluación dinámica, con una accesibilidad tan universal como la del *quadriceps active ratio*. El interés en el mismo ha motivado el acercamiento de investigadores y equipos clínicos especializados en el manejo de patología de rodilla, que han debatido con nosotros algunas implicaciones prácticas de nuestro método, impulsando el desarrollo de algunos aspectos de las diferentes fases de investigación que se han descrito en esta tesis.

LIMITACIONES

Todo trabajo de investigación tiene sus claros y sus oscuros, y no sería razonable negar que lo mismo ocurre con nuestro trabajo. A pesar de los reconocimientos recibidos y de la positiva aceptación inicial de la línea de trabajo del Q+R, existen limitaciones reconocidas por nuestro propio equipo, así como varios aspectos a mejorar, que hacen patente la idea de que el ratio es una obra sólo parcialmente acabada. Algunos de estos elementos han sido identificados durante el desarrollo de las diferentes fases de la investigación; otros surgen a posteriori, con la difusión de los resultados entre la comunidad ortopédica a la que van dirigidos.

Una crítica inicial pudiera ser la del discreto número de sujetos con IFP incluidos en el estudio. A diferencia de otros trabajos en los que se evalúan métodos de cálculo de altura patelar, en los que mayoritariamente se emplean sujetos asintomáticos, en nuestra serie se incluyeron 9 pacientes con historia confirmada de inestabilidad mayor de rótula. Ello ha permitido calcular puntos de corte para su aplicación clínica, así como valores de rentabilidad diagnóstica de manera directa y no mediante elucubración estadística. Sin embargo, pudiera considerarse que 9 rodillas con IFP no ofrezcan la suficiente homogeneidad morfológica como para ofrecer unos valores patológicos consistentes, especialmente teniendo en cuenta el origen multifactorial de la IFP. Sólo con un mayor tamaño muestral, que incluya un mayor número de rodillas sanas e inestables, podrá superarse esta limitación. Pretendemos abordar esta cuestión con la recopilación de datos mediante nuevas cohortes de pacientes, que permitan aumentar el tamaño muestral de nuestra serie inicial. Esperamos, en un futuro cercano, estar en mejor disposición para extraer las pertinentes conclusiones.

Otra reflexión, muy positiva desde el punto de vista del autor, es que el protocolo de adquisición de imagen inicialmente publicado en el *European Journal of Orthopaedic Surgery* es optimizable, al menos en cuanto a la disminución del tiempo

de adquisición de las imágenes. Los resultados de la FASE C apuntan a que el tiempo de estudio puede reducirse casi en un 50%, situándose en los 32 segundos. En cualquier caso, también hemos comprobado que el tiempo publicado en nuestra serie original (60 segundos) no supone un contratiempo a la hora de realizar el estudio con pacientes reales. La limitación fundamental de esta FASE C es la falta de validación clínica del método, al haberse planteado como una evaluación del potencial de cada secuencia para obtener imágenes que permitan la obtención del Q+R. Se ha comprobado la posibilidad técnica de realizar esta optimización, siendo necesaria una validación clínica de su reproducibilidad antes de poder hacer recomendaciones con carácter práctico con respecto a su empleo. Esta nueva fase ya está en marcha, como se expondrá en el próximo apartado.

Por último, uno de los aspectos “estrella” del diseño de nuestro estudio genera un área de vacío en cuanto a un subgrupo concreto de pacientes, muy presentes en el contexto de la IFP. En nuestra cohorte, fueron excluidos los pacientes con displasia troclear, con el fin de eliminar este factor de confusión como causa probable (o al menos significativamente contribuyente) de la IFP. De esta manera, en nuestra cohorte se han obtenido unos valores de *overlap* articular FP en rodillas con morfología troclear adecuada. En cambio; ¿qué ocurre con la altura patelar en los pacientes con displasia troclear? ¿Cómo definir una altura rotuliana ideal en estas rodillas? Como se indica en nuestra publicación, los valores de eficiencia diagnóstica empeoraron cuando se realizaron los cálculos incluyendo rodillas con DT, constatando la actuación de la misma como factor de confusión.

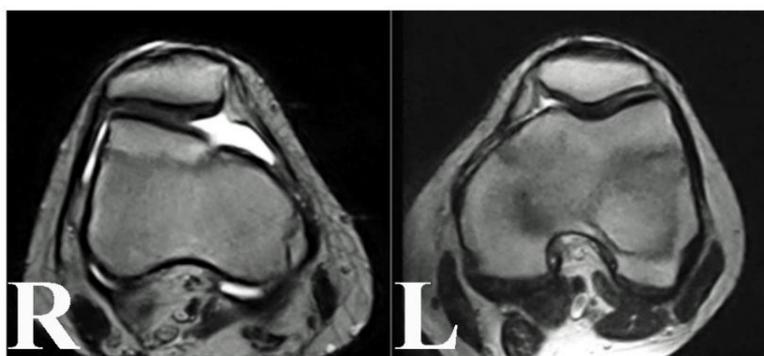


Imagen 155. Diferencias de área de contacto FP entre rodilla normal (izquierda) y rodilla con tróclea displásica (derecha) ¹⁸⁶

La dificultad de hacer estimaciones de la altura patelar en el contexto de una displasia troclear ya ha sido comprobada por otros autores. Un interesante trabajo de Barnett explora este terreno, calculando algunos de los índices más habitualmente empleados, incluido el PTI, en una treintena de rodillas con trócleas displásicas¹⁷⁰. Ya en la primera línea del apartado de conclusiones, se indica que en el 10% de los casos fue imposible siquiera realizar las mediciones; entendemos que sólo serían aplicables los métodos de referenciación puramente extrafemoral, como el ISR. Ello explica otro de los motivos que han permitido perpetuar este método con el paso del tiempo, su absoluta imperturbabilidad ante las anomalías (frecuentes, como se ha revisado anteriormente) en el lado femoral. En esta serie, la media del PTI en las rodillas displásicas fue aproximadamente la mitad que en la serie de Biedert con rodillas normales (31.7% vs 15.3%). Esta considerable disminución tendría implicaciones a nivel práctico, pues complicaría la interpretación de los resultados obtenidos si no se tiene en cuenta la anatomía troclear.

Todo ello nos aboca a una relevante incógnita a la hora de manejar pacientes en cuyas rodillas convivan la DT y la PA. En estos casos, cuando se plantee corregir la excesiva altura rotuliana; ¿cuál debe ser el objetivo de corrección? ¿Un Q+R de al menos 0.12, o quizás mayor? De manera empírica, algunos cirujanos tienden a hipercorregir la altura patelar en estos pacientes, con rótulas más inestables, ante el temor a una corrección insuficiente. Dicha corrección “extra” suele estar basada en una “aproximación”, más que en un valor concreto respaldado por estudios previos. Confiamos que nuestras próximas series, en la que se incluirán un mayor número de rodillas y por ende, de casos de displasia troclear, nos permita profundizar en estas cuestiones.

LÍNEAS FUTURAS

La investigación desarrollada con el *quadriceps active ratio* nos ha brindado muchas respuestas a las hipótesis inicialmente planteadas. Consideramos que la metodología de cálculo de la altura patelar proporcionada por el Q+R puede ser empleada de manera sistemática en los pacientes con IFP, siendo superior en muchos aspectos a la mayoría de las alternativas empleadas hoy en día. Sin embargo, como es habitual en ciencia, esta línea de trabajo ha abierto otras incógnitas a atender en el futuro. Es la intención del autor y del equipo de investigación femoropatelar de The ORIQL el continuar explorando estas líneas abiertas, con el fin de encontrar respuestas y mejorar el rendimiento del *quadriceps active ratio*, y en definitiva del estudio dinámico en la IFP.

Una de estas líneas a abordar es la validación clínica del protocolo de obtención de imágenes de RM. La FASE C de nuestra investigación nos ha permitido seleccionar dos configuraciones de secuencia con características técnicas muy favorables para su incorporación al Q+R. Consideramos ello como un paso previo necesario a la evaluación de su aplicabilidad clínica. En Marzo de 2020, a través del Servicio de Radiodiagnóstico del CHUIMI y el Dr. Alfonso Durán, se ha comenzado a definir una cohorte de pacientes en los que se han solicitado RM de rodilla para estudio de otras patologías, en cuyo protocolo de imagen se incluirán las dos secuencias alternativas escogidas (**T1 turbospin echo y Ecogradiente T2***). El objetivo de esta nueva investigación es doble:

1. Evaluar la consistencia y reproducibilidad de las mediciones obtenidas con estas nuevas configuraciones.
2. Aumentar la población de rodillas estudiadas mediante Q+R.

Consideramos de capital importancia el disponer datos sobre la secuencia activa con un tamaño muestral mayor, pues se antoja como la única vía para reforzar (o en su caso, discutir) las conclusiones obtenidas en nuestra serie inicial publicada en el *European Journal of Orthopaedic Surgery*. En esta línea, nos parece de interés el profundizar también en el estudio de valores del Q+R en rodillas con displasia troclear. Debido al alto porcentaje de pacientes con IFP que comparten ambas alteraciones, opinamos que es crucial el poder contar con valores de referencia a aplicar en los pacientes con diagnóstico de DP.

Otra de las experiencias a desarrollar en fechas futuras es la comprobación de que la posición de la patela es estable durante toda la contracción isométrica. En los estudios electromiográficos de la FASE B, las gráficas registradas durante la contracción del cuádriceps mostraron una amplitud de contracción mayoritariamente estable durante la misma, con un valor de intensidad medio bien identificable en todos los casos. Sin embargo, se observaron picos puntuales en algunos individuos, de muy breve duración y generalmente poco alejados de la intensidad media registrada.

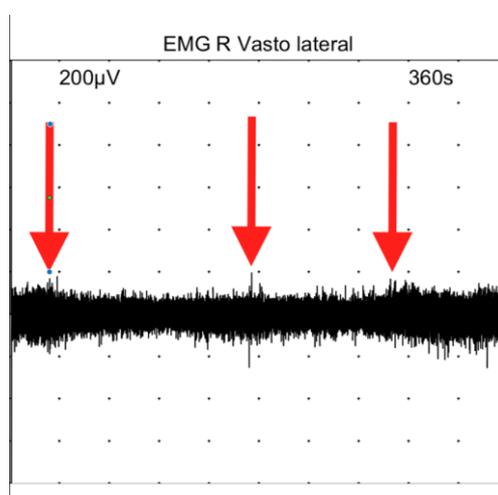


Imagen 156. Registro electromiográfico de contracción muy estable durante todo el tiempo de observación. Se señalan picos puntuales de aumento de intensidad.

Estos picos de registro son generalmente de una duración e intensidad tan breve, que presumiblemente no tengan efecto alguno en el grado de desplazamiento de la patela, ni por tanto afecten los valores calculados durante la obtención de las

imágenes para el Q+R. Existe incluso la probabilidad de que estas señales se deban a pequeñas imprecisiones del sistema de registro, sin que realmente exista un cambio real en la intensidad de la contracción muscular. Para evaluar el grado de certeza en estas suposiciones, en fechas futuras se realizarán estudios encaminados a evaluar si la posición de la patela permanece inalterada durante el tiempo que dura la contracción isométrica de cuádriceps. Dicha evaluación se realizará mediante ecografía dinámica, pues disponemos de un equipo de alta resolución para dicho fin.

Otras líneas de trabajo abiertas por el autor guardan relación con la evaluación dinámica de la inestabilidad patelar. Dichas líneas guardan como objetivo común la optimización de las técnicas de imagen diagnósticas para dicha patología, pero empleando tecnologías diversas:

1. Evaluación dinámica de la IFP mediante TAC dinámico 4D. Este estudio fue validado por el Comité de Ética del Mater Hospital de Townsville en Marzo 2019 (MHS20190226-0, ver anexos). Se estudian los efectos de reconstrucción de LPFM en el tracking rotuliano, mediante CT en 4D dinámico. Actualmente se encuentra en fase de recogida de datos, contando ya con análisis preliminares de los primeros casos.
2. Evaluación dinámica de la IFP mediante ultrasonidos. Esta línea de investigación fue autorizada por el Comité de Ética del CHUIMI en Junio 2017 (CEIm-CHUIMI-2017/936, ver anexos). Hasta la fecha únicamente se han realizado aproximaciones preliminares en voluntarios sanos, en un intento de definir las referencias anatómicas identificables mediante ecografía y con utilidad diagnóstica. Se ha contactado también con el Dr. Harrington para desarrollar su sistema de medición (pasivo)¹³⁵ con el añadido de una contracción voluntaria por parte del paciente (dinámico).

Uno de los aspectos de la IFP que el lector debiera tener presente una vez alcanzadas estas páginas finales de la tesis doctoral, es el hecho de que se trata de un campo muy fértil para los nuevos descubrimientos. Las preguntas sin respuestas

categorías son muchas; con frecuencia se añaden nuevas cuestiones cuando se intentan dar respuesta a ellas. Reflejo de esta realidad, y de mi interés personal en este campo, espero poder compartir en fechas futuras los resultados de las investigaciones relatadas en este apartado. Por delante, años de trabajo para afrontar estas incógnitas, pero sin duda alguna, mucha más ilusión que desaliento ante el reto con el que lidiar.

CONCLUSIONS

Patellar instability problems are managed with a higher rate of success than in the past but many issues remain unresolved. Even for dedicated professionals, such as the members of the Patellofemoral Foundation, important questions remain unanswered, as was highlighted in their latest consensus statement in 2018. This list of items to be improved defines a picture of the need for a better diagnostic approach. A recurrent topic for discussion has been the uncertain validity of available techniques to assess patellar height.

The interest in dynamic assessment for patellar instability is not a new concept. As it has been extensively developed in this PhD thesis, numerous research groups have explored the field since the 1980s, providing current readers with vast data about how the PF joint moves and how to accurately define those patterns, allowing for the development of diagnostic tools and cut-off points. However, most of these findings have failed to reach the clinical field, and linger for years as part of theoretical discussions and research articles.

Some of the findings obtained from dynamic focused research should be considered relevant enough to be assimilated in the settled knowledge of the patellofemoral joint. From the point of view of the author of this thesis, at least the following observations should be considered as part of the scientific evidence guiding clinical management protocols and research efforts in the present and future:

- As per definition of the Patellofemoral Foundation, patellar instability is defined and **therefore should be evaluated** *“under the influence of a displacing force. Such displacing force could be generated by muscle tension, movement and/or externally applied forces”*.
- With the available literature, no categoric comments can be made in regards to whether certain tracking patterns should be considered as normal or not. Based on dynamic studies, some authors even state that **“there may be no normal tracking pattern”**. Hence, clinical decisions should not be made

taking the tracking pattern as a unique or leading finding. This is also applicable to the *J-sign* during physical examination.

- Trochlear dysplasia is a major contributor to patellar instability. Although several dysplasia classifications are widely accepted, results obtained from dynamic studies have highlighted certain specific features as markedly related to symptomatic instability:
 - **Sulcus depth shallower than 4 mm.**
 - **Sulcus angle greater than 150°**
 - **Lateral trochlear inclination of 14° or less.**

- **TTTG distance**, if obtained statically, **is not a good predictor** of the lateral translation of the patella under dynamic circumstances. Caution should be taken when designing a surgical planning according to this measurement.

- The **recreation of movement** by sequentially obtaining images at different degrees of knee flexion, while the limb is relaxed, **should be avoided**, as techniques allowing for image acquisition during active movement are currently available .

A recurring statement among the references in this thesis is a call for the full implementation of dynamic methods in the study of biomechanics of the patellofemoral joint and diagnosis of related conditions, such as instability. In an attempt to provide new answers to old unsolved problems, our research team at The ORIQL has developed a new assessment method to calculate patellar height, following the previous recommendations in related scientific papers: **the quadriceps active ratio**. The main results of our novel index are:

1. The method is a simple and reliable way to calculate patellar height. Statistics showed a sound inter and intraobserver reliability, better than in other ratios.
2. When compared to other patellar height ratios generally employed in current clinical practice, the quadriceps active ratio showed a better sensitivity in identifying knees affected by patellar instability.

3. The proposed cut-off point has been obtained with specific statistical tools for that purpose (ROC curves) As opposite to previous studies, it has not been obtained from mere statistic inference. The value itself is easy to remember (0-1-2)
4. The references are entirely taken within the patellofemoral joint. Cartilage (and not bony) contact areas are taken into account. This allows for a direct estimation of the degree of engagement between the patella and the femoral trochlea. Lack of tibial referencing avoids a potential source of conflict seen in many other published indexes.
5. The effect of quadriceps activation should not be neglected when studying the patellofemoral joint. Our results showed a superiority of the quadriceps active ratio (quads contracted) vs the patellotrochelar index (quads relaxed) for most diagnostic parameters.
6. The quadriceps active ratio can be obtained in roughly one minute; it can be easily added to routine MRI knee examinations with no relevant impact in costs or time consumption.
7. 95% of the patients who were tested with the quadriceps active ratio stated the procedure was not difficult to perform.
8. Only 5% of the studied individuals were not able to perform an isometric contraction of the quadriceps muscle for 60 seconds or more.
9. Electromyographic testing showed that isometric contraction of the quadriceps is stable enough to allow for the acquisition of a quadriceps active ratio sequence without relevant movement artefacts.
10. Optimized MRI sequences cut down the acquisition times to 32-40 seconds. This reduction in study time can make the ratio even more appealing for prescriptors and patients.

I personally believe that the quadriceps active ratio can make itself a room in the *hall of fame* of patellar height calculation tools. It overcomes most of the features criticized in previous methods, and its limitations are significantly fewer and less relevant. It is my hope and my desire to see in the near future our development assimilated in the routine diagnostic protocol of patellar instability internationally. The stimulating task to polish the technique and spread its utility among the orthopaedic community is the only way to achieve so.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Prang TC. The African ape-like foot of *Ardipithecus ramidus* and its implications for the origin of bipedalism. *Elife*. 2019;8:1-17. doi:10.7554/eLife.44433
2. Boisserie J-R. *Ardipithecus ramidus* and the birth of humanity. *Ann d’Ethiopie*. 2010;25(1):271-281. doi:10.3406/ethio.2010.1420
3. Delgado Martínez A. *Cirugía Ortopédica y Traumatología*. Third edit. Editorial Médica Panamericana; 2015.
4. Sanchís Alfonso V. *Dolor Anterior de Rodilla e Inestabilidad Rotuliana En El Paciente Joven: “El Agujero Negro de La Ortopedia.”* Editorial Médica Panamericana; 2003. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/101181034>. Accessed January 21, 2020.
5. Hungerford DS BM. Biomechanics of the patello-femoral joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;(144):9-15. doi:10.1016/0268-0033(90)90014-W
6. Hung NN, Tan D, Do Ngoc Hien N. Patellar dislocation due to iatrogenic quadriceps fibrosis: results of operative treatment in 54 cases. *J Child Orthop*. 2014;8(1):49-59. doi:10.1007/s11832-014-0564-5
7. Post WR, Fithian DC. Patellofemoral Instability: A Consensus Statement From the AOSSM/PFF Patellofemoral Instability Workshop. *Orthop J Sport Med*. 2018;6(1). doi:10.1177/2325967117750352
8. Rohen J, Yokochi C, Lütjen-Drecoll. *Atlas Fotográfico de Anatomía Humana*. 4^a Edición. Harcourt Brace; 1998.
9. LaPrade MD, Kennedy MI, Wijdicks CA, LaPrade RF. Anatomy and biomechanics of the medial side of the knee and their surgical implications. *Sports Med Arthrosc*. 2015;23(2):63-70. doi:10.1097/JSA.0000000000000054
10. Saigo T, Tajima G, Kikuchi S, et al. Morphology of the Insertions of the Superficial Medial Collateral Ligament and Posterior Oblique Ligament Using 3-Dimensional Computed Tomography: A Cadaveric Study. *Arthroscopy*. 2017;33(2):400-407. doi:10.1016/j.arthro.2016.07.030
11. Grawe B, Schroeder AJ, Kakazu R, Messer MS. Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018;26(6):e120-e127. doi:10.5435/JAAOS-D-16-00028
12. Mansfield PJ, Neumann DA. Structure and Function of the Knee. In: *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant*. Elsevier; 2019:278-310.

- doi:10.1016/b978-0-323-54498-6.00010-2
13. Shih Y-F, Bull AMJ, Amis AA. The cartilaginous and osseous geometry of the femoral trochlear groove. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2004;12(4):300-306. doi:10.1007/s00167-003-0414-3
 14. Panni AS, Cerciello S, Maffulli N, Di Cesare M, Servien E, Neyret P. Patellar shape can be a predisposing factor in patellar instability. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2011;19(4):663-670. doi:10.1007/s00167-010-1329-4
 15. OUTERBRIDGE RE. The etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br.* 1961;43-B:752-757.
 16. Fulkerson JP. *Disorders of the Patellofemoral Joint.* 4th Editio. (Lippincott Williams & Wilkins, ed.); 2004.
 17. McNally EG, Ostlere SJ, Pal C, Phillips A, Reid H, Dodd C. Assessment of patellar maltracking using combined static and dynamic MRI. *Eur Radiol.* 2000;10(7):1051-1055. doi:10.1007/s003300000358
 18. Teng HL, Chen YJ, Powers CM. Predictors of patellar alignment during weight bearing: An examination of patellar height and trochlear geometry. *Knee.* 2014;21(1):142-146. doi:10.1016/j.knee.2013.08.011
 19. Wang CZ, Li TJ, Zheng YP. Shear modulus estimation on Vastus Intermedius of elderly and young females over the entire range of isometric contraction. *PLoS One.* 2014;9(7). doi:10.1371/journal.pone.0101769
 20. Waligora AC, Johanson NA, Hirsch BE. Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(12):3297-3306. doi:10.1007/s11999-009-1052-y
 21. Hallisey MJ, Doherty N, Bennett WF, Fulkerson JP. Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(4):545-549.
 22. Merican AM, Amis AA. Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2008;90(4):527-534. doi:10.1302/0301-620X.90B4.20085
 23. Fulkerson JP, Gossling HR. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;No.153:183-188. doi:10.1097/00003086-198011000-00025
 24. Christoforakis J, Bull AMJ, Strachan RK, Shymkiw R, Senavongse W, Amis AA. Effects of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella. *Knee*

- Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(3):273-277. doi:10.1007/s00167-005-0699-5
25. Loeb AE, Tanaka MJ. The medial patellofemoral complex. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018:201-208. doi:10.1007/s12178-018-9475-2
 26. Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical Biomechanics of the Patellofemoral Joint. 2007. doi:10.1016/j.arthro.2007.03.006
 27. Tanaka MJ, Chahla J, Farr J, et al. Recognition of evolving medial patellofemoral anatomy provides insight for reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2019;27(8):2537-2550. doi:10.1007/s00167-018-5266-y
 28. Powers CM, Chen Y-J, Farrokhi S, Lee TQ. Role of peripatellar retinaculum in transmission of forces within the extensor mechanism. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(9):2042-2048. doi:10.2106/JBJS.E.00929
 29. Scuderi G. *The Patella.*; 1995.
 30. Cohn B. Total and partial patellectomy: An experimental study. *Surg Gynecol Obs.* 1944;79:526-536.
 31. Brooke R. The treatment of fractured patella by excision: A study of morphology and function. *Br J Surg.* 1937;24:733-747.
 32. Brauns J, Feyen H. Unicondylar knee arthroplasty following a patellectomy. *Arthroplast Today.* 2019;6(1):48-51. doi:10.1016/j.artd.2019.10.005
 33. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(8):1551-1560.
 34. OrthoVirginia is The Largest Orthopaedic Group in Virginia. <https://www.orthovirginia.com/about-us/orthovirginia-blog/july-2017/kneecap-dislocations>. Accessed March 28, 2020.
 35. Gwinner C, Märdian S, Schwabe P, Schaser K-D, Krapohl BD, Jung TM. Current concepts review: Fractures of the patella. *GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW.* 2016;5:Doc01. doi:10.3205/iprs000080
 36. Günal I, Karatosun V. Patellectomy: An overview with reconstructive procedures. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(389):74-78. doi:10.1097/00003086-200108000-00012
 37. Biedert RM, Albrecht S. The patellotrochlear index: A new index for assessing

- patellar height. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2006;14(8):707-712. doi:10.1007/s00167-005-0015-4
38. Loudon JK. BIOMECHANICS AND PATHOMECHANICS OF THE PATELLOFEMORAL JOINT. *Int J Sports Phys Ther.* 2016;11(6):820-830. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27904787>. Accessed January 5, 2020.
 39. Griffin LY, Kercher J, Rossi N. Risk and Gender Factors for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. In: *The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science: Second Edition*. Elsevier; 2018:19-26.e4. doi:10.1016/B978-0-323-38962-4.00005-9
 40. Boughanem J. Patellofemoral joint. In: *Pocket Orthopaedic Surgery*. Wolters Kluwer Health Adis (ESP); 2015:798-835. doi:10.1016/b978-0-323-31072-7.00022-1
 41. Herrmann S, Lenz R, Woernle C, Kreuz P, Bader R, Tischer T. Displacement of the medial patellofemoral ligament in relation to varying attachment positions at the femoral condyle. In: *ORS 2013 Annual Meeting.* ; 2013.
 42. Katchburian M V., Bull AMJ, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: Assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;(412):241-259. doi:10.1097/01.blo.0000068767.86536.9a
 43. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;144:9-15. doi:10.1016/0268-0033(90)90014-W
 44. Goymann V MH. The Knee Joint, International Congress. In: (Amsterdam) EM, ed. *New Calculations of the Biomechanics of the Patellofemoral Joint and Its Clinical Significance*. N° 324. ; 1974.
 45. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. *Factors of Patellar Instability: An Anatomic Radiographic Study*. Vol 2.; 1994.
 46. Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, et al. In vivo patellar tracking: Clinical motions and patellofemoral indices. *J Orthop Res.* 2008;26(8):1067-1074. doi:10.1002/jor.20554
 47. Grelsamer R, Bazos A, Proctor C. Radiographic analysis of patellar tilt. *J Bone Jt Surg Br.* 1993;Sep;75(5):822-824.
 48. Sanders TL, Pareek A, Hewett TE, Stuart MJ, Dahm DL, Krych AJ. Incidence of First-Time Lateral Patellar Dislocation: A 21-Year Population-Based Study. *Sports Health.* 2018;10(2):146-151. doi:10.1177/1941738117725055

49. Hughston JC. Subluxation of the patella. *J Bone Jt Surg*. 1968;50:1003-1026.
50. Sanchis-Alfonso V, ed. *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*. 2nd editio. Springer; 2011. doi:10.1007/978-0-85729-507-1
51. Colvin A, West R. Patellar instability. *JBJS*. 2008;90A(Dec):2751-2762. doi:10.2106/JBJS.H.00211
52. Dejour D, Le Coultre B. Osteotomies in patello-femoral instabilities. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15(1):39-46. doi:10.1097/JSA.0b013e31803035ae
53. Trochlear Dysplasia it's relation to loose kneecap and AKP. <https://www.larsblond.com/trochlear-dysplasia/>. Accessed April 2, 2020.
54. Senavongse W, Amis a a. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(4):577-582. doi:10.1302/0301-620X.87B4.14768
55. Hiemstra LA, Kerslake S, Loewen M, Lafave M. Effect of Trochlear Dysplasia on Outcomes After Isolated Soft Tissue Stabilization for Patellar Instability. *Am J Sports Med*. 2016;44(6):1515-1523. doi:10.1177/0363546516635626
56. Wiberg G. Roentgenographs and anatomic studies on the femoropatellar joint: With special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop*. 1941;12(1-4):319-410. doi:10.3109/17453674108988818
57. Hennsg J. Die arthrosis deformans des patella gleitweges. *Zentrabl Chir*. 1962;32:1381-1387.
58. Teran Pareja V, Flores S, Zaragoza E, E. V. Patellofemoral Instability: A Comprehensive How-to Review with MR Imaging. In: *European Society of Radiology*. ; 2018. doi:10.1594/ECR2018
59. O'Donnell P, Johnstone C, Watson M, McNally E, Ostlere S. Evaluation of patellar tracking in symptomatic and asymptomatic individuals by magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol*. 2005;34(3):130-135. doi:10.1007/s00256-004-0867-6
60. Staeubli H, Bosshard C, Porcellini P, Raushning W. Mismatch between bone and cartilage in patella. *Clin Sports Med*. 2002;21:417-433.
61. Koskinen SK, Kujala UM. Patellofemoral relationships and distal insertion of the vastus medialis muscle: a magnetic resonance imaging study in nonsymptomatic subjects and in patients with patellar dislocation. *Arthroscopy*. 1992;8(4):465-468. doi:10.1016/0749-8063(92)90009-z

62. Fox T. Dysplasia of the quadriceps mechanism: hypoplasia of the vastus medialis muscle as related to the hypermobile patella syndrome. *Surg Clin North Am.* 1975;55:199-226.
63. Paulos LE, O'Connor DL, Karistinos A. Partial Lateral Patellar Facetectomy for Treatment of Arthritis Due to Lateral Patellar Compression Syndrome. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2008;24(5):547-553.
doi:10.1016/j.arthro.2007.12.004
64. Kaiser P, Schmoelz W, Schoettle P, Zwierzina M, Heinrichs C, Attal R. Increased internal femoral torsion can be regarded as a risk factor for patellar instability — A biomechanical study. *Clin Biomech.* 2017;47:103-109.
doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.06.007
65. Eckhoff DG, Brown AW, Kilcoyne RF, Stamm ER. Knee version associated with anterior knee pain. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(339):152-155.
doi:10.1097/00003086-199706000-00020
66. Kaiser P, Schmoelz W, Schoettle P, Zwierzina M, Heinrichs C, Attal R. Increased internal femoral torsion can be regarded as a risk factor for patellar instability — A biomechanical study. *Clin Biomech.* 2017;47:103-109.
doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.06.007
67. Zimmerer A, Sobau C, Balcarek P. Recent developments in evaluation and treatment of lateral patellar instability. *J Exp Orthop.* 2018;5(1):3.
doi:10.1186/s40634-017-0119-z
68. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(1):12-18.
doi:10.2519/jospt.2008.2462
69. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(5):232-238. doi:10.2519/jospt.2007.2439
70. Patellofemoral Pain Syndrome | Aberdeen Chiropractic.
<https://aberdeenchiropracticblog.com/2017/10/31/patellofemoral-pain-syndrome/>. Accessed March 28, 2020.
71. Thijs Y, Tiggelen D Van, Roosen P, Clercq D De, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clin J Sport*

- Med.* 2007;17(6):437-445. doi:10.1097/JSM.0b013e31815ac44f
72. Beighton P, Solomon L, Soskolnet CL. *Articular Mobility in an African Population*. Vol 32.; 1973.
 73. DeCarlo M, Sell K. Normative data for range of motion and single-leg hop in high school athletes. *J Sport Rehabil.* 1997;6:246-255.
 74. Wride J, Bannigan K. Investigating the prevalence of anxiety and depression in people living with patellofemoral pain in the UK: The Dep-Pf Study. *Scand J Pain.* 2019;19(2):375-382. doi:10.1515/sjpain-2018-0347
 75. Noehren B, Shuping L, Jones A, Akers DA, Bush HM, Sluka KA. Somatosensory and biomechanical abnormalities in females with patellofemoral pain. *Clin J Pain.* 2016;32(10):915-919. doi:10.1097/AJP.0000000000000331
 76. Fulkerson JP, Tennant R, Jaivin JS, Grunnet M. Histologic evidence of retinacular nerve injury associated with patellofemoral malalignment. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;(197):196-205.
 77. Dye SF, Vaupel GL, Dye CC. Conscious neurosensory mapping of the internal structures of the human knee without intraarticular anesthesia. *Am J Sports Med.* 26(6):773-777. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9850777>. Accessed November 1, 2015.
 78. Post WR. Clinical evaluation of patients with patellofemoral disorders. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 1999;15(8):841-851. doi:10.1053/ar.1999.v15.015084
 79. Smith TO, Davies L, O'Driscoll ML, Donell ST. An evaluation of the clinical tests and outcome measures used to assess patellar instability. *Knee.* 2008;15(4):255-262. doi:10.1016/j.knee.2008.02.001
 80. DIXIT S, DIFIORI JP, BURTON M, MINES B. Management of Patellofemoral Pain Syndrome. *Am Fam Physician.* 2007;Jan 15(75 (2)):194-202.
 81. Intoeing » Mendelson Kornblum Orthopedic & Spine Specialists. <https://www.mendelsonortho.com/patient-resources/patient-education/orthopedics-sports-medicine/foot-ankle/intoeing/>. Accessed March 27, 2020.
 82. Grelsamer RP, McConnell S. *The Patella. A Team Approach*. (Publications A, ed.). Aspen; 1998.
 83. Medisavvy. Physical assessment resources.

84. Sallay P, Poggi J, Speer K. Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *Am J Sport Med.* 1996;24:52-60.
85. Ahmad C, McCarthy M, Gomez, JA. The moving patellar apprehension test for lateral patellar instability. *Am J Sport Med.* 2009;37:791-796.
86. Davis, D. S., Quinn, R. O., Whiteman, C. T., Williams, J. D., & Young CR. Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *J Strength Cond Res.* 2008;22(2):583-588.
87. Trescot AM, Brown MN, Karl HW. *Infrapatellar Saphenous Neuralgia - Diagnosis and Treatment.*; 2013. www.painphysicianjournal.com. Accessed April 3, 2020.
88. Smith TO, Clark A, Neda S, et al. The intra- and inter-observer reliability of the physical examination methods used to assess patients with patellofemoral joint instability. *Knee.* 2012;19(4):404-410. doi:10.1016/j.knee.2011.06.002
89. Patellar instability - Knee Arthroscopy in London. <http://kneearthroscopy.co.uk/condition/patellar-instability/>. Accessed April 6, 2020.
90. Brattström H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella: a clinical and X-ray anatomical investigation. *Acta Orthop Scand.* 1964;(68(suppl)):1-148.
91. Dejour DH. The patellofemoral joint and its historical roots: The Lyon School of Knee Surgery. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(7):1482-1494. doi:10.1007/s00167-012-2331-9
92. Dejour D, Saggin P. The sulcus deepening trochleoplasty-the Lyon's procedure. *Int Orthop.* 2010;34(2 SPECIAL ISSUE):311-316. doi:10.1007/s00264-009-0933-8
93. Steven S. Ngai, M.D., Edward Smitaman, M.D., Donald Resnick MD. MRI Web Clinic — June 2015 Trochlear Dysplasia. Radsourc. <https://radsourc.us/trochlear-dysplasia/#fnref-6565-2>. Published 2015.
94. Phillips CL, Silver D a T, Schranz PJ, Mandalia V. The measurement of patellar height: a review of the methods of imaging. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(8):1045-1053. doi:10.1302/0301-620X.92B8.23794
95. Blumensaat C. Die Lageabweichungen und Verrenkungen der Kniescheibe. *Ergebn Chir Orthop.* 1938;31:149-223.

96. Seyahi A, Atalar AC, Koyuncu LO, Cinar BM, Demirhan M. Blumensaat line and patellar height. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2006;40(3):240-247.
97. Insall J, Salvati E. Patella Position in the Normal Knee Joint. *Radiology.* 1971;101(1):101-104. <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/101.1.101>. Accessed January 4, 2016.
98. Insall Salvati 1972. Recurrent Dislocation and the High-riding patella.pdf.
99. Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(2):241-242. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/873986>.
100. Caton J. Method of measuring the height of the patella. *Acta Orthop Belg.* 1989;55(3):385-386.
101. Grelsamer RP, Meadows S. The modified Insall-Salvati ratio for assessment of patellar height. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(282):170-176. doi:10.1097/00003086-199209000-00022
102. J B, D. G. Affections fémoro-patellaires. In: *Encyclopedic Med. Chir, Radiodiagnostic II.* ; 1977:31:312.
103. Chareancholvanich K, Narkbunnam R. Novel method of measuring patellar height ratio using a distal femoral reference point. *Int Orthop.* 2012;36(4):749-753. doi:10.1007/s00264-011-1340-5
104. Grelsamer RP, Weinstein C. Patellar tilt. An MRI study. In: *10th Congress European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy.* ; 2002:Book of Abstracts, 178.
105. Colvin AC, West R V. Patellar instability. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2008;90(12):2751-2762. doi:10.2106/JBJS.H.00211
106. Nicolaas L, Tigchelaar S, Koëter S. Patellofemoral evaluation with magnetic resonance imaging in 51 knees of asymptomatic subjects. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2011;19(10):1735-1739. doi:10.1007/s00167-011-1508-y
107. Walker C, Cassar-Pullicino V, Vaisha R MI. The patellofemoral joint: a critical appraisal of its geometric assessment utilizing conventional axial radiography and computed arthro-tomography. *Br J Radiol.* 1993;66:755-761.
108. Jimenez Díaz JF. *Eco Musculoesquelética.* (Marbán, ed.); 2010.
109. Patellar Tendon Rupture | Radiology Key. <https://radiologykey.com/patellar->

- tendon-rupture/. Accessed March 28, 2020.
110. Derks, W H, de Hooge, P, & van Linge B. Ultrasonographic detection of the patellar plica in the knee. *J Clin ultrasound*. 1986;14(5):355-360.
 111. Tretkoff E. This Month in Physics History. July, 1977: MRI Uses Fundamental Physics for Clinical Diagnosis. *Am Physical Soc News*. 2006;15(7).
 112. Pfirrmann C, Zanetti M, Romero J, Hodler J. Femoral trochlear dysplasia: MR findings. *Radiology*. 2000;Sep;216(3):858-64.
 113. Rosa SB, Ewen PM, Doma K, Ferrer JFL, Grant A. Dynamic Evaluation of Patellofemoral Instability: A Clinical Reality or Just a Research Field? A Literature review. *Orthop Surg*. 2019;11(6):932-942. doi:10.1111/os.12549
 114. Lee PP, Chalian M, Carrino JA, Eng J, Chhabra A. Multimodality correlations of patellar height measurement on X-ray, CT, and MRI. *Skeletal Radiol*. 2012;41(10):1309-1314. doi:10.1007/s00256-012-1396-3
 115. Yue RA, Arendt EA, Tompkins MA. Patellar Height Measurements on Radiograph and Magnetic Resonance Imaging in Patellar Instability and Control Patients. *J Knee Surg*. 2017;30(9):943-950. doi:10.1055/s-0037-1599249
 116. Dejour D, Ferrua P, Ntagiopoulos PG, et al. The introduction of a new MRI index to evaluate sagittal patellofemoral engagement. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013;99(8 S):S391-S398. doi:10.1016/j.otsr.2013.10.008
 117. Radiopaedia.
 118. Kurtul Yildiz H, Ekin EE. Patellar malalignment: a new method on knee MRI. *Springerplus*. 2016;5(1). doi:10.1186/s40064-016-3195-0
 119. Metzler A V., Lattermann C, Johnson DL. Cartilage lesions of the patella: Management after acute patellar dislocation. *Orthopedics*. 2015;38(5):310-314. doi:10.3928/01477447-20150504-05
 120. ESSR 2017 / P-0195 / A Pictorial Review of the Surgical Management of Knee Extensor Mechanism Abnormalities - EPOS™.
https://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=viewsection&pi=141130&ti=493421&searchkey=. Accessed February 16, 2020.
 121. Tan SHS, Lim BY, Chng KSJ, et al. The Difference between Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging Measurements of Tibial

- Tubercle–Trochlear Groove Distance for Patients with or without Patellofemoral Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Knee Surg.* May 2019. doi:10.1055/s-0039-1688563
122. Carlson VR, Sheehan FT, Shen A, Yao L, Jackson JN, Boden BP. The relationship of static tibial tubercle-trochlear groove measurement and dynamic patellar tracking. *Am J Sports Med.* 2017;45(8):1856-1863. doi:10.1177/0363546517700119
 123. Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol.* 1999;9(3):508-518. doi:10.1007/s003300050702
 124. Barroso Rosa S, Ewen PM, Doma K, Francisco J, Ferrer L, Grant A. Dynamic Evaluation of Patellofemoral Instability : A Clinical Reality or Just a Research Field ? A Literature review. *Orthop Surg.* 2019;(August):1-11. doi:10.1111/os.12549
 125. Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB. Current concepts review: Comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med.* 2008;36(3):577-594. doi:10.1177/0363546507312641
 126. Beckert MW, Albright JC, Zavala J, Chang J, Albright JP. Clinical Accuracy of J-Sign Measurement Compared to Magnetic Resonance Imaging. *Iowa Orthop J.* 2016;36(563):94-97. doi:10.1111/j.1748-0159.2009.00133.x
 127. Stein LA, Endicott AN, Sampalis JS, Kaplow MA, Patel MD, Mitchell NS. Motion of the patella during walking: a video digital-fluoroscopic study in healthy volunteers. *AJR Am J Roentgenol.* 1993;161(3):617-620. doi:10.2214/ajr.161.3.8352119
 128. Sarkar A, Razdan S, Yadav J, Bansal N, Kuhar S, Pahuja P. Effect of isometric quadriceps activation on “Q” angle in young females. *Indian J Physiol Pharmacol.* 2009;53(3):275-278. doi:doi:10.6084/m9.figshare.1584719
 129. Coley BD. *Caffey’s Pediatric Diagnostic Imaging.* Elsevier; 2013.
 130. Türkmen F, Acar MA, Kacıra BK, et al. A new diagnostic parameter for patellofemoral pain. *Int J Clin Exp Med.* 2015;8(7):11563-11566.
 131. Barroso Rosa S, James D, Matthews BD. Is knee arthroscopy under local anaesthetic a patient-friendly technique? A prospective controlled trial. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2016;26(6):633-638. doi:10.1007/s00590-016-1799-

132. Sukanuma J, Mochizuki R, Inoue Y, Kitamura K, Honda A. Arthroscopic evaluation of patellofemoral congruence with rotation of the knee joint and electrical stimulation of the quadriceps. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg*. 2014;30(2):214-221. doi:10.1016/j.arthro.2013.11.002
133. Brossman, Muhle C, Bull CC, All E. Evaluation of Patellar Tracking in Patients with suspected patellar malalignment: Cine MR Imaging vs Arthroscopy. *AJR AM J Roentgenol*. 1994;162:361-367.
134. Kejrival R, Annear P. Arthroscopic assessment of patella tracking correlates with recurrent patellar instability. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2019;(0123456789):1-5. doi:10.1007/s00167-019-05532-0
135. Herrington, McEwan I TJ. Quantification of patella position by ultrasound scanning and its criterion validity. *Ultrasound Med Biol*. 2006;Dec (32)(12):1833-1836.
136. Martino F, De Serio A, Macarini L, et al. Ultrasonography versus computed tomography in evaluation of the femoral trochlear groove morphology: A pilot study on healthy, young volunteers. *Eur Radiol*. 1998;8(2):244-247. doi:10.1007/s003300050372
137. Nietosvaara AY, Aalto KA. Ultrasonographic evaluation of patellar tracking in children. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;(297):62-64. doi:10.1097/00003086-199312000-00013
138. Herrington L, Pearson S. The applicability of ultrasound imaging in the assessment of dynamic patella tracking: A preliminary investigation. *Knee*. 2008;15(2):125-127. doi:10.1016/j.knee.2007.12.005
139. Shih YF, Bull AMJ, McGregor AH, Amis AA. Active patellar tracking measurement: A novel device using ultrasound. *Am J Sports Med*. 2004;32(5):1209-1217. doi:10.1177/0363546503262693
140. Melchert UH, Schroder C, Brossmann J, Muhle C. Motion-triggered cine MR imaging of active joint movement. *Magn Reson Imaging*. 1992;10(3):457-460. doi:10.1016/0730-725x(92)90517-4
141. Shellock FG, Mink JH FJ. Patellofemoral joint: kinematic MR imaging to assess tracking abnormalities. *Radiology*. 1988;168(2):551-553.
142. Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Fox JM. Patellar tracking abnormalities:

- clinical experience with kinematic MR imaging in 130 patients. *Radiology*. 1989;172(3):799-804. doi:10.1148/radiology.172.3.2772191
143. Brossman J MC et al. Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology*. 1993;187(1):205-212.
144. Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol*. 1999;9:508-518. doi:10.1007/s003300050702
145. Witoński D, Góraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119(1-2):46-49. doi:10.1007/s004020050353
146. Draper CE, Besier TF, Santos JM, et al. Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. *J Orthop Res*. 2009;27(5):571-577. doi:10.1002/jor.20790
147. Freedman BR, Sheehan FT. Predicting three-dimensional patellofemoral kinematics from static imaging-based alignment measures. *J Orthop Res*. 2013;31(3):441-447. doi:10.1002/jor.22246
148. Burke CJ, Kaplan D, Block T, et al. Clinical Utility of Continuous Radial Magnetic Resonance Imaging Acquisition at 3 T in Real-time Patellofemoral Kinematic Assessment: A Feasibility Study. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg*. 2018;34(3):726-733. doi:10.1016/j.arthro.2017.09.020
149. Regalado G, Lintula H, Eskelinen M, et al. Dynamic KINE-MRI in patellofemoral instability in adolescents. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2014;22(11):2795-2802. doi:10.1007/s00167-013-2679-5
150. Biyani R, Elias JJ, Saranathan A, et al. Anatomical factors influencing patellar tracking in the unstable patellofemoral joint. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2014;22(10):2334-2341. doi:10.1007/s00167-014-3195-y
151. Standford W, Phelan J KM et al. Patellofemoral joint motion: evaluation by ultrafast computed tomography. *Skeletal Radiol*. 1988;17:487-492.
152. Pinar H, Akseki D, Karaođlan O, Genç I. Kinematic and dynamic axial computed tomography of the patello-femoral joint in patients with anterior knee pain.

- Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2(3):170-173.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7584200>.
153. Guzzanti V, Gigante A, Di Lazzaro A, Fabbriciani C. Patellofemoral malalignment in adolescents. Computerized tomographic assessment with or without quadriceps contraction. *Am J Sports Med.* 1994;22(1):55-60.
doi:10.1177/036354659402200110
154. Dupuy D, Hangen D, Zachazewski J, Boland A, Palmer W. Kinematic CT of the patellofemoral joint. *Am J Roentgenol.* 1997;169:211-215.
155. Elias JJ, Carrino JA, Saranathan A, Guseila LM, Tanaka MJ, Cosgarea AJ. Variations in kinematics and function following patellar stabilization including tibial tuberosity realignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(10):2350-2356. doi:10.1007/s00167-014-2905-9
156. Williams AA, Elias JJ, Tanaka MJ, et al. The relationship between tibial tuberosity-trochlear groove distance and abnormal patellar tracking in patients with unilateral patellar instability. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2016;32(1):55-61. doi:10.1016/j.arthro.2015.06.037
157. Tanaka MJ, Elias JJ, Williams AA, Demehri S, Cosgarea AJ. Characterization of patellar maltracking using dynamic kinematic CT imaging in patients with patellar instability. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(11):3634-3641. doi:10.1007/s00167-016-4216-9
158. Forsberg D, Lindblom M, Quick P, Gauffin H. Quantitative analysis of the patellofemoral motion pattern using semi-automatic processing of 4D CT data. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2016;11(9):1731-1741. doi:10.1007/s11548-016-1357-8
159. Gobbi RG, Demange MK, de Avila LFR, et al. Patellar tracking after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: dynamic evaluation using computed tomography. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;25(10):1-9. doi:10.1007/s00167-016-4284-x
160. Marzo J, Kluczynski M, Notino A, Bisson L. Comparison of a Novel Weightbearing Cone Beam Computed Tomography Scanner Versus a Conventional Computed Tomography Scanner for Measuring Patellar Instability. *Orthop J Sport Med.* 2016;4(12):1-7.
doi:10.1177/2325967116673560

161. Marzo JM, Kluczynski MA, Notino A, Bisson LJ. Measurement of Tibial Tuberosity-Trochlear Groove Offset Distance by Weightbearing Cone-Beam Computed Tomography Scan. *Orthop J Sport Med*. 2017;5(10):2325967117734158. doi:10.1177/2325967117734158
162. Ohnishi T, Suzuki M, Kobayashi T, et al. Robust 2D/3D registration for fast-flexion motion of the knee joint using hybrid optimization. *Radiol Phys Technol*. 2013;6(1):170-179. doi:10.1007/s12194-012-0185-y
163. Laprade J, Lee R. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *Knee*. 2005;12(1):63-72. doi:10.1016/j.knee.2004.02.004
164. Wilson NA, Press JM, Koh JL, Hendrix RW, Zhang LQ. In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2009;91(3):558-566. doi:10.2106/JBJS.G.00572
165. Fujita Y, Tsuda E, Yamamoto Y, et al. Quantitative analysis of dynamic patellar tracking in patients with lateral patellar instability using a simple video system. *Knee*. 2016;23(4):604-609. doi:10.1016/j.knee.2015.12.003
166. Papi E, Bo YN, McGregor AH. A flexible wearable sensor for knee flexion assessment during gait. *Gait Posture*. 2018;62:480-483. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.04.015
167. Post WR, Fithian DC. Patellofemoral Instability: A Consensus Statement From the AOSSM/PFF Patellofemoral Instability Workshop. *Orthop J Sport Med*. 2018;6(1):1-5. doi:10.1177/2325967117750352
168. Mller BN, Krebs' B, Tidemandal C, Aaris K. Isometric Contractions in the Patellofemoral Pain Syndrome. An Electromyographic study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1986;105:24-27.
169. LaPrade RF, Cram TR, James EW, Rasmussen MT. Trochlear dysplasia and the role of trochleoplasty. *Clin Sports Med*. 2014;33(3):531-545. doi:10.1016/j.csm.2014.03.005
170. Barnett a. J, Prentice M, Mandalia V, Wakeley CJ, Eldridge JDJ. Patellar height measurement in trochlear dysplasia. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2009;17(12):1412-1415. doi:10.1007/s00167-009-0801-5
171. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M LS. Reliability of the

- GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004;20(1):20-25.
172. Silva Fuente-ALba C MVM. Likelihood ratio (razón de verosimilitud): definición y aplicación en Radiología. *Rev Argent Radiol*. 2017;81(3):204-208.
173. Oleaga L, Lafuente J. *Aprendiendo Los Fundamentos de La Resonancia Magnética*.; 2006.
174. Chavhan GB. Appropriate selection of MRI sequences for common scenarios in clinical practice. *Pediatr Radiol*. 2016;46(6):740-747. doi:10.1007/s00247-016-3556-4
175. Magnussen RA. Patella Alta Sees You, Do You See It? *Am J Orthop*. 2017;(October):229-231.
176. Seil R, Müller B, Georg T, Kohn D, Rupp S. Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. 2000:231-236.
177. Ali SA, Helmer R, Terk MR. Patella alta: Lack of correlation between patellotrochlear cartilage congruence and commonly used patellar height ratios. *Am J Roentgenol*. 2009;193(5):1361-1366. doi:10.2214/AJR.09.2729
178. Kujala UM, Osterman K, Kormano M et al. Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Scand*. 1989;60:13-16.
179. Fithian DC, Paxton EW, Stone M Lou, et al. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med*. 32(5):1114-1121. doi:10.1177/0363546503260788
180. Rosa SB, Bahho Z, Doma K, Hazratwala K, Mcewen P, Manoharan V. The quadriceps active ratio : a dynamic MRI-based assessment of patellar height Author ' s personal copy. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2018;(0123456789).
181. Senavongse W, Farahmand F, Jones J, Andersen H, Bull a. MJ, Amis a. a. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: Force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J Orthop Res*. 2003;21(5):780-786. doi:10.1016/S0736-0266(03)00061-5
182. Li G, Zayontz S, DeFrate LE, Most E, Suggs JF, Rubash HE. Kinematics of the knee at high flexion angles: An in vitro investigation. *J Orthop Res*. 2004;22(1):90-95. doi:10.1016/S0736-0266(03)00118-9
183. Varadarajan KM, Gill TJ, Freiberg AA, Rubash HE, Li G. Gender differences in trochlear groove orientation and rotational kinematics of human knees. *J*

- Orthop Res.* 2009;27(7):871-878. doi:10.1002/jor.20844
184. Yue B, Varadarajan KM, Rubash HE, Li G. In vivo function of posterior cruciate ligament before and after posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2012;36(7):1387-1392. doi:10.1007/s00264-011-1481-6
185. Herrington L, Pearson S. The applicability of ultrasound imaging in the assessment of dynamic patella tracking: A preliminary investigation. *Knee.* 2008;15(2):125-127. doi:10.1016/j.knee.2007.12.005
186. Salzmann GM, Dovi-Akue D, Wätzig K, Südkamp NP, Niemeyer P. Does form follow function in trochlear dysplasia? Case report of patellar instability in a below-knee amputee. *Int J Surg Case Rep.* 2014;5(2):91-94. doi:10.1016/j.ijscr.2013.12.021

- Imágenes 56, 60, 61 y 100 obtenidas con permiso de Medisaavy: <https://medisavvy.com/>

ANEXOS

ABREVIATURAS EMPLEADAS EN ESTA TESIS DOCTORAL

AFP: articulación femoropatelar

BP: Blukbourne-Peel ratio

DT: displasia troclear

FP: femoropatelar

FRFP: fuerza de reacción femoropatelar.

IFP: inestabilidad femoropatelar

ISR: Insall-Salvati ratio.

MISR: modified Insall-Salvati ratio, de Grelsamer.

MPFL: ligamento patelofemoral medial.

ORIQL: The Orhopaedic Research Institute of Queensland, en Townsville QLD, Australia.

PA: patella alta

PFF: Patellofemoral Foundation

PTI: patellotrochlear index, de Biedert and Albrich.

RM: resonancia magnética.

RX: radiografía (simple)

TAC: tomografía axial computerizada.

TTA: tuberosidad tibial anterior.

TTTG: distancia entre TTA y troclear femoral (punto más profundo)

US: ultrasonidos (ecografía).

VMO: vasto oblicuo medial.

VINCULACIÓN A CENTRO DE INVESTIGACIÓN



THE ORTHOPAEDIC
RESEARCH INSTITUTE
OF QUEENSLAND

ORIQL House
7 Turner Street, Pimlico
QLD 4812, Australia.

Phone (07) 4775 0564
Fax (07) 4728 6988

16th December, 2015

To Dr Sergio Barroso Rosa,

It is our pleasure to extend the following offer of membership to ORIQL as part of the research team. You will be given the title *Research Associate*, and will contribute to the overall concept and design of research projects, literature review and elaboration of statistical analysis as well as the role of Principal Investigator for Multisite Studies.

As part of the research group you will be recognised as an author for publication and may use your contribution to ORIQL research towards obtaining your Phd.

You have been a valuable member of the research and surgical team for the duration of your Surgical Fellowship with ORIQL and we look forward to partnering with you as you transition to this new appointment.

It is the policy of the ORIQL to not issue any reference other than the above statement of service.

Yours faithfully

Dr Peter McEwen

Dr Kaushik Hazratwala

Dr Matthew Wilkinson

WWW.ORIQL.COM.AU

AUTORIZACIONES COMITÉS DE ÉTICA



6 March 2013

Dr Peter McEwen
Orthopaedic Surgeon
Suite 3, Level 2
21-37 Fulham Road
PIMLICO QLD 4812

Dear Dr McEwen,

Re: The active patellochlear index: Sagittal MRI based method for
assessing patellar height
MHSNQ Reference No.: MHS20130212-01

Thank you for your response to our correspondence dated 19 December 2012. This letter was tabled at the Human Research Ethics Committee (HREC) meeting on 12 February 2013. I am pleased to advise that the Committee decided that your project has been approved with a recommendation that one or two external monitors with expertise in this field of study be recruited to enhance the credibility of the results.

In regard to the above research project the Committee would ask the following:

- Principle researchers provide annual reports (failure to provide these will result in the Committee approval being withdrawn).
- Prompt reports from researchers in the event of a serious or unexpected adverse effect in a participant.
- When multiple safety updates are provided a summary on any issues of concern is required.
- Prompt reports from researchers about proposed changes in the protocol.
- Report to the committee immediately about any unforeseen events that may affect the continued ethical acceptability of the mentioned project.
- Reports from researchers if the project is to be discontinued before the expected completion date.
- That you include the above reference number in all correspondence.

The Committee wishes you well with your ongoing research.

Yours sincerely

Karen Gerrard
Chairperson
Human Research Ethics Committee

Locked Bag 1000
Aitkenvale BC,
QLD 4814

Mater Health Services North Queensland Limited
A Ministry of the Sisters of Mercy
ACN: 094 529 263

Mater Hospital Pimlico - Mater Outreach Services
Mater Women's & Children's Hospital Hyde Park

p: 07 4727 4444
f: 07 4725 1034
www.mater.org.au

Autorización MHS20130212-01 para la realización de la FASE A.



Servicio Canario de la Salud Complejo Hospitalario Universitario Insular-Materno Infantil	Certificado ESTUDIO INTERNO	Estado Versión: Definitiva
---	--	-------------------------------

CONFORMIDAD DE LA DIRECCIÓN GERENCIA

VICTOR NARANJO SINTES, DIRECTOR GERENTE DEL COMPLEJO HOSPITALARIO
UNIVERSITARIO INSULAR- MATERNO INFANTIL

Vista la autorización del Comité de Ética de la Investigación con medicamentos.

C E R T I F I C A:

Que conoce la propuesta realizada por el **Dr. Sergio Barroso Rosa**, para que se pueda desarrollar en este Centro el protocolo titulado:

"Evaluación dinámica de la inestabilidad femoropatelar por ecografía".

**Protocolo: Versión 1.1, 8 mayo 2017.
HIP y CI: Versión mayo 2017.**

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad de protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.

La capacidad del investigador principal, **Dr. Sergio Barroso Rosa, Cirugía Ortopédica y Traumatología CHUIMI.**

Id: CEIm-CHUIMI-2017/936

CEIm Complejo Hospitalario Universitario Insular-Matemo Infantil © 2017

1

Este documento ha sido firmado electrónicamente por:	
VICTOR NARANJO SINTES - DIRECTOR GERENTE	Fecha: 12/09/2017 - 13:51:45
En la dirección https://sede.gobcan.es/sede/verifica_doc puede ser comprobada la autenticidad de esta copia, mediante el número de documento electrónico siguiente: 01-1Or2QvPxxjF1Qh18Z0ykPF6AAWn69E	
El presente documento ha sido descargado el 12/09/2017 - 14:20:58	



**Autorización CEIm-CHUIMI-2017/936 para realización de estudio
mediante ecografía dinámica.**

11 March 2019

Mrs Andrea Grant
Research Co-ordinator
Orthopaedic Research Institute of Queensland
7 Turner Street
PIMLICO QLD 4812

Dear Mrs Grant

**Re: ORIQL A-la-carte Surgical Correction for Patellofemoral Maltracking:
Dynamic Kinematic Computed Tomographic Analysis
MHSNQ Reference No.: MHS20190226-01**

The above project and supporting documents were reviewed and approved on 25 February 2019 by Mater Health Services North Queensland's Human Research Ethics Committee (HREC) and forwarded to me, as Chief Executive Officer, for governance review.

I am pleased to confirm this research project has been approved by MHSNQ on the understanding that the proposed research does not incur any expense to MHSNQ, and is valid from 11 March 2019 to 11 March 2021.

The nominated participating site in this project is Mater Hospital Pimlico.

MHSNQ wishes you every success in your research.

Yours faithfully



Mr Gerard Wyvill
Chief Executive Officer

**Autorización MHS20190226-01 para la realización del estudio mediante TAC
dinámica.**

VALORACIÓN DE EXPERTOS INTERNACIONALES



University of
Salford
MANCHESTER

☎ 0161 295 2326 / 07966872035
✉ l.c.herrington@salford.ac.uk

Directorate of Sport & Psychology
School of Health and Society
University of Salford
Allerton Building
Frederick Road Campus
Salford, Greater Manchester
M6 6PU, United Kingdom

Tel: +44 (0)161 295 0043/2019
Fax: +44 (0)161 295 2432
healthcare@salford.ac.uk

www.healthcare.salford.ac.uk

21st September 2019

To whom it may concern,

I, Lee Herrington, PhD in Sports Injury Rehabilitation, as a specialist in Sports Injury Rehabilitation (specifically knee injuries) Clinical Director & Lead Researcher Knee Biomechanics and Injury Research, University of Salford, hereby declare that I read and assessed the scientific quality of the work related to the Ph.D. thesis "Quadriceps Active Ratio", by the Ph.D. candidate Sergio Barroso Rosa. In my opinion, this line of work has a potential of bringing added value to the understanding and management of patella related pathologies. I therefore consider it to be of international standard, and suitable for examination for the award of Doctor of Philosophy.

A handwritten signature in black ink that reads "Lee Herrington".

Dr Lee Herrington PhD MSc MCSP

Clinical Director & Lead Researcher Knee Biomechanics and Injury Research, University of Salford.

Programme leader, MSc Sports Injury Rehabilitation, University of Salford

Technical Lead Physiotherapist, English Institute of Sport

Guoan Li

-----, PhD in Mechanical Engineering, Specialist in Orthopaedic Biomechanics is Director of the Orthopaedic Bioengineering Research Center, Newton-Wellesley Hospital and Harvard Medical School, an Associate Professor in Orthopaedic Bioengineering of Harvard Medical School, Boston, Massachusetts, USA.

Contact Information:

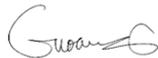
ORTHOPAEDIC BIOENGINEERING RESEARCH CENTER
159 Wells Ave.
Newton, MA
Fax: (617) 724 4392
E-mail: gli1@partners.org

22nd September
2019

To whom it may concern:

I, -Guoan Li-, PhD in Mechanical Engineering, Specialist in Orthopaedic Biomechanics is Director of the Orthopaedic Bioengineering Research Center, Newton-Wellesley Hospital and Harvard Medical School, an Associate Professor in Orthopaedic Bioengineering of Harvard Medical School, hereby declare that I read and assessed the scientific quality of the Ph.D. thesis “- The quadriceps active ratio: a dynamic MRI-based assessment of patellar height-”, by the Ph.D. candidate -Sergio Barroso Rosa-. In my opinion, this manuscript has a potential to enhance diagnostic accuracy for patellofemoral instability (PFI) than traditionally used clinical methods. I therefore consider it to be of international standard, and therefore I support its qualification for an International Mention.

Best regards,



Guoan Li

-----, PhD



Eugene McNally FRCR FRCPI
Oxford Musculoskeletal Radiology
Secretary: 0800 170 1245
Fax: 01865 595747

DATE 2 Mar 2020

To whom it may concern:

I, Eugene McNally, specialist in Musculoskeletal Radiology, member of the International Skeletal Society, European Society of Musculoskeletal Radiology, the British Society of Musculoskeletal Radiology and the North American Society of Skeletal Radiology, past President of the British Society of Musculoskeletal Radiology and current President elect of the European Society of Musculoskeletal Radiology, hereby declare that I read and assessed the scientific quality of the research paper published by Dr. Sergio Barroso Rosa "The quadriceps active ratio: a dynamic MRI-based assessment of patellar height", which contributes to the main body of his Ph.D. thesis "EVALUACIÓN DINÁMICA DE LA INESTABILIDAD FEMOROPATELAR. THE QUADRICEPS ACTIVE RATIO." In my opinion, this manuscript has the potential of bringing an added value to the diagnostic accuracy of patellar instability problems. I consider it to be of international standard, and therefore I support its qualification for an International Mention.

Sincerely,

A handwritten signature in black ink, appearing to read "E. McNally", written in a cursive style.

Eugene McNally
Oxford Musculoskeletal Radiology
Inaugural RCR BSSR Professor of MSK Radiology
President-Elect European Society of Musculoskeletal Radiology

Imperial College
London

Imperial College London

Room B217 Bessemer Building
South Kensington Campus, London SW7 2AZ,
United Kingdom.
Tel: +44 (0)20 7594 5186 Fax: +44 (0)20 7584 6897

a.bull@imperial.ac.uk
www.imperial.ac.uk/people/a.bull
www.imperial.ac.uk/musculoskeletalmechanics

14th April 2020

Anthony M J Bull FREng
Professor of Musculoskeletal Mechanics,
Head, Department of Bioengineering
Director, Institute of Biomedical Engineering

To whom it may concern

Dear Sir/Madam,

I have been invited by Sergio Barroso, research associate at the ORIQL in Townsville (Australia), to write a letter stating the relevance of his research line as presented in the publications arising from his PhD, including The quadriceps active ratio: a dynamic MRI-based assessment.

Prior to providing my reference, I should describe my own position for your information and to provide some context. I was appointed to a faculty position in Bioengineering at Imperial College in 2000 and was promoted to full professor in 2009. In 2005 I was appointed to lead a major educational project across the whole of our faculty of engineering (we have 10 departments, and currently approximately 4000 undergraduate students and 450 faculty) in which we sought to introduce more experiential learning environments and interdisciplinary activities. I led this until the work of EnVision was adopted across the whole faculty and the project had run its course. In 2009 I became Director of Courses for Bioengineering and took up the Head of Department role in 2012. My term ends in 2022. My personal research interests are in orthopaedic/musculoskeletal biomechanics. I have graduated 51 MD(Res)/PhDs to date and currently lead a trauma research centre (The Centre for Blast Injury Studies) and an orthopaedic centre (Musculoskeletal Medical Engineering Centre). My work is highly translational and I have spawned two spinout companies in orthopaedic devices and currently lead a new model of translational in the university through our Wellcome Trust funded Msk Accelerator.

I have never met Sergio Barroso and I have not collaborated with him or his supervisor.

Barroso's paper on the quadriceps active ratio has the potential to become a clinically-useful and relevant tool. It addresses some of the problems with other measures that are generally insensitive to the parameters of relevance. This has been published in a reputable peer-review journal.

Yours faithfully,



Imperial College of Science, Technology and Medicine

PUBLICACIONES ORIGINALES DEL AUTOR DE LA TESIS

Se adjuntan las publicaciones completas generadas a partir de la investigación presentada en esta tesis doctoral:

- **Barroso Rosa S**, Bahho Z, Doma K, Hazratwala K, McEwen P, Manoharan V, Matthews B, Wilkinson M. The quadriceps active ratio: a dynamic MRI-based assessment of patellar height. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2018 Aug;28(6):1165-1174.
- **Barroso Rosa S**, McEwen P, Doma K, Loro Ferrer J, Grant A. Dynamic Evaluation of patelofemoral Instability: A clinical reality or just a research field? A literatura review. *Orthop Sur* 2019 Dec 11(6): 932-942



The quadriceps active ratio: a dynamic MRI-based assessment of patellar height

Sergio Barroso Rosa^{1,2} · Zaid Bahho¹ · Kenji Doma¹ · Kaushik Hazratwala¹ · Peter McEwen¹ · Varaguna Manoharan¹ · Brent Matthews¹ · Matthew Wilkinson¹

Received: 7 January 2018 / Accepted: 2 March 2018
© Springer-Verlag France SAS, part of Springer Nature 2018

Abstract

Introduction Patella alta (PA) is one of the primary correctable risk factors for patellofemoral instability (PFI). Both an accurate diagnosis of PA and a clinically relevant target for correction are necessary for optimal treatment. An ideal test for PA should relate the position of the patella to the femur rather than tibia, should do so with the quadriceps contracted and the patellar tendon under tension and should have good sensitivity and specificity. None of the currently used radiographic tests PA meet these criteria, most of which are based on the position of the patella relative to the tibia with diagnostic cut-offs based on 2 standard deviations from the mean rather than optimal sensitivity and specificity. The authors describe the quadriceps active ratio (Q+R), an MRI-based assessment of PA based on patellofemoral contact under quadriceps activated with a cutoff based on optimal sensitivity and specificity for PFI.

Material–methods Ninety-four participants investigated for knee pain or instability with a clinically indicated MRI were recruited. Routine MRI sequences were obtained, with the addition of a quadriceps contracted sagittal T1-weighted sequence. Participants presenting with PFI were identified. Those with trochlear dysplasia were identified and excluded from analysis so that patellar height could be assessed against PFI without being confounded by trochlear dysplasia. Q+R and patellotrochlear index (PTI) were calculated from the remaining 78 scans by 3 consultant orthopaedic surgeons at three time points. In 54 of these cases, a lateral radiograph was available from which the Insall–Salvati, modified Insall–Salvati, Caton–Deschamps and Blackburn–Peel ratios were also calculated. Intra- and inter-observer reliability was assessed for the Q+R. A cutoff value for the Q+R based on optimal sensitivity and specificity for the diagnosis of PFI was calculated from receiver-operator characteristic (ROC) curves and compared to the PTI. The cutoff for the Q+R was compared for sensitivity and specificity for the diagnosis of PFI against the radiographic ratios.

Results The Q+R had satisfactory or better ICC values across time points and surgeons. The Q+R was superior to the PTI on area under curve ROC analysis (0.76 vs 0.74). A cutoff value of 0.12 for the Q+R gave sensitivity of 79% and specificity of 55% for the diagnosis of PFI. The radiographic indices were generally insensitive for this diagnosis of PFI with sensitivities ranging from 0–66%.

Conclusion The Q+R is a reliable diagnostic test for patellar height assessment, showing good intra- and inter-rater consistency, and greater diagnostic accuracy than the PTI. A Q+R value of 0.12 is a good test for clinically significant PA. Of the radiographic indices, the Insall–Salvati ratio had the best diagnostic accuracy.

Keywords Patellar height · Patellar instability · MRI · Dynamic · Assessment

Introduction

Patellofemoral instability (PFI) is a relatively common knee condition, often challenging for knee surgeons. Despite being known and studied for long time, many aspects in the management of this entity remain controversial. In regard to diagnosis, physical examination is not entirely reliable, even among surgeons with vast experience in patellofemoral

✉ Sergio Barroso Rosa
dr.sbarroso@gmail.com

Extended author information available on the last page of the article

surgery [1]. There is a need to support these findings with diagnostic imaging techniques.

Patella alta (PA) is a powerful correctable risk factor for PFI [2]. Precise and accurate surgical correction of PA requires both a diagnosis of the condition and a target for correction [3]. The radiographic ratios widely used for assessing patella height are flawed for a number of reasons [4]. Firstly, they relate the patella to the tibia rather than to the trochlea with which it articulates. Secondly, they are variably dependent on the amount of knee flexion at the time the radiographs are acquired [5]. Thirdly, this is done statically as opposed to the quadriceps active state in which PFI occurs. Lastly and perhaps most importantly, the cut-off values for these ratios are generally based on averages and 95% confidence intervals of a normal population rather than on optimal sensitivity and specificity for the diagnosis of the condition of interest (PA contributing to PFI).

The authors of the Insall–Salvati ratio (ISR) [6] calculated an average ratio of 1 in their control group. The average in their PFI group was 20% greater giving a cutoff of 1.2. The authors of the modified Insall–Salvati ratio (MISR) [7] redefined the delimiter for the ISR as 1.25 based on the 95th percentile in their control group. When the MISR was applied to the same group, the 95th percentile cutoff was 1.93, but his was rounded up to 2 for convenience with an unavoidable loss of sensitivity. The authors of the Blackburne–Peel ratio (BPR) [8] defined a ratio of 1 as the cut-off based on the mean value from a cohort of patients with symptomatic patellar subluxation, but in the male subgroup the mean ratio was 0.92, once again resulting in a loss of sensitivity. None of the classic radiographic indices had cut-off values based on optimal accuracy for the diagnosis of PFI and none accounted for the powerful confounding effect of trochlear dysplasia. Additionally, the ISR and MISR remain unaltered after surgical correction of PA, as they involve measurement of patellar tendon length, therefore not useful as postoperative assessment tools. (The abbreviations most commonly used in this article are listed in Table 1, for ease of reading.)

Table 1 Abbreviations

PFI	Patellofemoral instability
ISR	Insall–Salvati ratio
MISR	Modified Insall–Salvati ratio, by Grelsamer
CDR	Caton–Deschamps ratio
BPR	Blackburne–Peel ratio
PTI	Patellotrochlear index, by Biedert (relaxed quadriceps)
Q+R	Quadriceps active ratio
PTI-T	Trochlear overlap by the patella in inactive sequence
Q+T	Trochlear overlap by the patella in active sequence

Reports of lack of reliability of these methods have been published by several authors [9–11]. Seil found poor diagnostic correlation among them, with high variability in defining a patella as *alta*, *norma* or *baja* according to the chosen method. He concluded that “the most important factor in patellar height determination may be the position of the articular surface of the patella in relation to the trochlea” [12].

The development of contemporary MRI techniques in the last few decades has led to an increasing interest in studying the direct relations of chondral surfaces in the PF joint. Miller analysed 46 knees with MRI and lateral X-rays and found poor correlation between ISR values and the patellofemoral cartilage contact area [13]. This was corroborated by Bosshard in a subsequent cadaveric study that showed significant differences in the articular cartilage geometry and the underlying subchondral osseous anatomy of the patella and trochlea [14]. One of his conclusions should resonate with orthopaedic surgeons dealing with PFI: “Conventional radiographs and indices do not give the specific relationship of the articular joint surface geometry to the subchondral osseous morphology of the patella in the midline sagittal plane”.

Biedert’s patellotrochlear index (PTI) [15] addresses some of the deficiencies outlined in the methods above by assessing patellotrochlear chondral congruence with the knee in an easily reproducible position. Knees with patellofemoral problems were, however, specifically excluded from the paper, the extensor mechanism was relaxed for the assessment, and the delimiters for patella alta and baja were defined by 95% confidence intervals (0.125 and 0.50, respectively) rather than being related to the clinical diagnosis of the condition. Ali subsequently defined PA using the PTI based on two standard deviations above the mean; that produced a cut-off value of 0.18 as well as poor correlation between the ISR and the MISR [16]. Furthermore, Barnett [17] showed poor correlation between the PTI and the traditional radiographic indices in the context of trochlear dysplasia, although stating PTI to be the preferred method.

The primary confounder when attempting to describe a delimiter for PA causing PFI is trochlear dysplasia that frequently coexists with PA and is itself a powerful risk factor for PFI [17, 18]. To define cut-off for PA as a cause of PFI in pure terms it is necessary to control for trochlear dysplasia.

The effect of quadriceps contraction in the PF joint has been comprehensively studied; Gold constructed a complex device to allow knee MRI to be performed under weight bearing, concluding that under weight-bearing conditions, the PF cartilage contact area increases 30% on average [19]. Yianakopoulou compared static routine X-rays versus quads-contracted (weight bearing) X-rays and found statistically significant proximal displacement of all ratios [20]. In his CT study, Guzzanti observed that quadriceps activation

could displace the patella proximally up to 1 cm, shifting PF indexes from normal range to PA values in confirmed PFI patients [21].

As a consequence, an ideal test for PA should relate the chondral surface of the patella to that of the trochlea [12], should be conducted with the knee in a universally reproducible position (full extension in our opinion), with the quadriceps contracted (and therefore with the patellar tendon at maximum length) [20], should measure post-surgical correction and most importantly, should relate to the condition rather than arbitrary measurements of deviation from the mean [3, 4]. We describe the quadriceps active ratio (Q+R) as a novel method for assessing PA; but more importantly assess its utility as a diagnostic test for the diagnosis of PA causing PFI and relate the new test to existing radiographic methods.

Materials and methods

This was a prospective observational study carried out between June 2013 and June 2015 with approval from the presiding ethics committee (MHS20130212-01). All participants provided informed consent. Participants were patients referred to participating surgeons for investigation of knee pain and or knee instability requiring investigation with an MRI scan. Exclusion criteria were skeletal immaturity, previous arthroscopy, cruciate reconstruction or patellofemoral surgery and advanced osteoarthritis. Ninety-four patients were recruited and completed the study. Sixteen patients had trochlear dysplasia as defined by Dejour or by the MRI criteria of a flat or convex proximal trochlea and were excluded from the study. Of the remaining seventy-eight patients, nine had presented with PFI. PFI was defined as at least one episode of clinically manifest patella-femoral dislocation, as opposed to subluxation or malalignment. Fifty-six of these patients had coincidentally acquired lateral radiographs. No additional radiographs were acquired for the purpose of the study.

Image acquisition protocol

All patients underwent a standard MRI examination. MR imaging was performed in a 1.5-T GE Signa HDx unit (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI). A GE extremity (chimney) coil was used for imaging, obtaining 16 slices of 3.3 mm thickness, with a minimum TE, 500 ms TR and a 16 cm FOV protocol (60 s approx. of sequence time). Routine multiplanar T1 and FS sequences were obtained, with the knee in full extension (quads inactive sequences). An additional sagittal T1 sequence was acquired under maximum isometric quadriceps contraction (quads active sequence). Prior to the active sequence, an

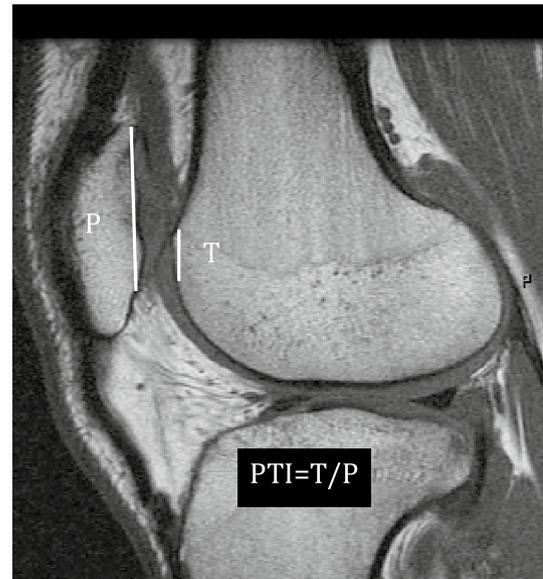


Fig. 1 Calculation of the PTI—patellotrochlear index (quads active ratio if assessed under active contraction of the quadriceps muscles)

MRI radiographer conducted a brief explanation to patients, to ensure they understood the instructions. This sequence was set to less slices and slightly less resolution, to reduce acquisition time to roughly 1 min.

Image evaluation protocol

MRI and X-ray images were viewed using IntelViewer software (4-7-1-P159 MacOS X version, Intelrad Medical Systems, Montreal, Canada). Investigators were blinded to patient ID, age, sex and presenting condition. The PTI was calculated as defined by Biedert [15] and the same method applied to the quadriceps active sequence to calculate the quadriceps active ratio (Q+R) (Fig. 1). A sagittal slice was selected through the deepest part of the trochlea. A straight line was traced from the most proximal to the most distal edge of the patellar cartilage (P). Another parallel line was then drawn from the most proximal edge of the trochlear cartilage to a distal point corresponding to the most distal edge of the patellar cartilage (T). The PTI and Q+R were then calculated as the quotient between the two (T/P). Two ratios, the PTI and Q+R, and two absolute measures of trochlear overlap by the patella, the PTI-T and Q+T, respectively, were then compared for reliability and accuracy. The Insall–Salvati, modified Insall–Salvati, Blackburne–Peel and Caton–Deschamps ratios were calculated according to the original authors instructions [6–8, 22] on lateral radiographs.

All 78 MRIs and 56 plain radiographs were independently reviewed by the three consultant surgeons (PM, MW, KH) at three time points with a minimum of 2-week interval to minimize recall bias.

Statistics

All data are expressed as mean \pm standard deviation and were analysed using the Statistical Package of Social Sciences (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp.). Based on the Shapiro–Wilk test, most of the variables examined were not normally distributed and therefore were log-transformed prior to conducting any statistical analyses. A two-way repeated measures analysis of variance (time \times surgeon) was conducted to determine potential inter- and intra-rater systematic bias of the surgical procedures. A significant difference between time points would suggest a greater degree of error from T1 to T3 within each surgeon (i.e., intra-rater error), whereas significant differences between surgeons would indicate greater degree of inter-rater error. The inter- and intra-rater reliability of the surgical procedures was calculated using intra-class correlation coefficient (ICC, SPSS two-way mixed, 95% confidence interval) with values above 0.75, between 0.40 and 0.75 and below 0.40 considered as excellent, moderate and poor reliability, respectively [23]. Coefficient of variation (CV) was computed to determine the degree of inter- and intra-rater measurement error expressed as percentages. Therefore, a greater ICC value would suggest greater reliability, whereas a higher CV value is evident of greater degree of error.

To determine the level at which each index discriminated between patients, with or without patellofemoral instability, receiver operator characteristics (ROC) curves were formulated to calculate the area under the curve (AUC; 95% CI). Thus, an AUC value closer to 1 for any of the included measures (i.e., Q+T, PTI-T, Q+R or PTI) would suggest greater sensitivity, and therefore, a better measure to discriminate those who have patellofemoral instability to those that do not. The optimal cut-off point was quantified objectively, as the point on the ROC curve nearest to the upper left corner of the graph with its corresponding sensitivity (y-axis) and specificity (1 - x-axis). To report on a range

of discriminant characteristics of the included measures (i.e., Q+R, Q+T, PTI and PTI-T), the Youden's index, positive and negative predictive values (PPV and NPV, respectively), positive and negative likelihood ratios (LR and LR, respectively) and diagnostic odds ratios (DOR) were calculated. The Youden's index is measured using the formula $YI = (\text{Sensitivity} + \text{Specificity}) - 1$. This parameter accounts for the cumulative measures of sensitivity and specificity, with a value of 1 indicating that there are neither false positive nor negative values (i.e., perfect results), whereas a value of 0 demonstrates that the diagnostic test reports equivalent proportions of positive results for groups with and without patellar-femoral instability (i.e., imperfect result). The PPV and NPV were calculated using the formulae $PPV = \text{True positive} \div (\text{True positive} + \text{False positive})$ and $NPV = \text{True negative} \div (\text{False negative} + \text{True negative})$, respectively. The LR^+ and LR^- were calculated using the formulae $LR^+ = \text{Sensitivity} \div (1 - \text{Specificity})$ and $LR^- = (1 - \text{Sensitivity}) \div \text{Specificity}$, respectively, with values between 0 and 1 demonstrating a decrease in the probability of having patellofemoral instability and values greater than 1 demonstrating an increase in the probability of having patellofemoral instability. Finally, DOR was calculated using the formula $DOR = (\text{True Positive} \div \text{False positive}) / (\text{False negative} \div \text{True negative})$, with measures greater than one indicating better test performance. The alpha level was set at 0.05.

Results

Systematic bias

Measures of Q+T, PTI-T, Q+R and PTI were compared between time points and between surgeons using a two-way repeated measure ANOVA to determine any presence of potential intra- and inter-rater systematic bias. A significant

Table 2 Mean \pm standard deviation of quadriceps active baseline trochlea (Q+T), quadriceps inactive baseline trochlea (PTI-T), quadriceps active ratio (Q+R) and patellochlear index = quadriceps inactive ratio (PTI) with its corresponding intra-class correlation coefficient (ICC) and intra-individual coefficient of variation (CV)

	Q+T	PTI-T	Q+R	PTI
T1	0.37 \pm 0.47	0.82 \pm 0.56	0.12 \pm 0.15	0.26 \pm 0.18
T2	0.41 \pm 0.47	1.12 \pm 0.42*	0.13 \pm 0.14	0.35 \pm 0.17*
T3	0.44 \pm 0.56**	1.18 \pm 0.43*†	0.14 \pm 0.17	0.36 \pm 0.14*
ICC				
T1 versus T2	0.87 (0.84–0.90)	0.76 (0.69–0.81)	0.87 (0.84–0.90)	0.78 (0.73–0.83)
T2 versus T3	0.89 (0.86–0.91)	0.92 (0.90–0.94)	0.90 (0.87–0.92)	0.90 (0.87–0.92)
CV				
T1 versus T2 (%)	1.57	7.37	3.17	26.7
T2 versus T3 (%)	4.46	2.16	6.67	7.33

*Significantly different from T1 ($P < 0.05$)

†Significantly different from T2

**Significantly different from Q-T

Table 3 Mean \pm standard deviation of quadriceps active baseline trochlea (Q+T) quadriceps inactive baseline trochlea (PTI-T), quadriceps active ratio (Q+R) and patellochlear index (PTI) observed by the three surgeons

	Surgeon 1	Surgeon 2	Surgeon 3
Q+T	0.36 \pm 0.10	0.38 \pm 0.10	0.38 \pm 0.08
PTI-T	0.44 \pm 0.10	0.50 \pm 0.06	0.50 \pm 0.06
Q+R	0.60 \pm 0.14	0.64 \pm 0.17	0.64 \pm 0.14
PTI	0.75 \pm 0.18	0.87 \pm 0.17	0.86 \pm 0.14

difference between time points would suggest a greater degree of error from *T1* to *T3* within each surgeon (i.e., intra-rater error), whereas significant differences between surgeons would indicate greater degree of inter-rater error. According to the calculations (Table 2), a time \times surgeon interaction effect was shown for Q+T, PTI-T, Q+R and PTI ($P < 0.01$, respectively). Post hoc analyses showed significant differences between *T1* and *T3* for Q+T ($P = 0.048$), between every time point for PTI-T ($P < 0.01$) and between *T1* and *T2* and between *T1* and *T3* for PTI ($P < 0.01$). However, one-way ANOVA at *T3* showed no main effect of surgeons for Q+T ($P = 0.13$), Q+R ($P = 0.09$), PTI-T ($P = 0.05$) and PTI ($P = 0.05$) (Table 3).

Intra-rater and inter-rater reliability

For reliability measures between time points and between surgeons, ICC and CV were calculated. A greater ICC value would suggest greater reliability, whereas a higher CV value is evident of greater measurement error. The ICC between *T1* and *T2* and between *T2* and *T3* ranged from 0.76–0.87 and 0.89–0.92, respectively, whereas the CV ranged from 6.1–51.0 and 3.77–17.3%, respectively (Table 4). The ICC between surgeons for Q+T, PTI-T, Q+R and PTI ranged

from 0.70–0.83, 0.73–0.85, 0.69–0.83 and 0.65–0.75, respectively. The CV between surgeons for Q+T, PTI-T, Q+R and PTI ranged from 12.3–26.5, 0.71–1.24, 2.24–4.85 and 0.88–9.88%, respectively.

Sensitivity of measures

To determine discriminant power, MANOVA was conducted and ROC curves were formulated to calculate appropriate cut-off points of Q+T, PTI-T, Q+R and PTI based on the AUC. If significant differences are reported between conditions for any of the included measures (i.e., Q+T, PTI-T, Q+R or PTI), than this would indicate, at a statistically significant level, that the included measures have the ability to detect those who have patellofemoral instability to those that do not. Similarly, an AUC value closer to 1 for any of the included measures (i.e., Q+T, PTI-T, Q+R or PTI) would suggest greater sensitivity, and therefore, a better measure to discriminate those who have patellofemoral instability to those that do not. The range of discriminant characteristics (i.e., Youden's Index, PPV, NPV, LR⁺, LR⁻ and DOR) of each reported measure is reported in Table 5. Based on the MANOVA, significant differences were found between conditions for Q+T ($P < 0.01$), PTI-T ($P < 0.01$), Q+R ($P < 0.01$) and PTI ($P < 0.01$). According to the AUC, the Q+R (AUC, 0.76; SE, 0.06; 95%CI, 0.87–0.64; $P < 0.01$; Fig. 2) was the most sensitive to detect patellofemoral instability followed by Q+T (AUC, 0.75; SE, 0.06; 95%CI, 0.86–0.64; $P < 0.01$), PTI (AUC, 0.74; SE, 0.06; 95%CI, 0.86–0.62; $P < 0.05$) and PTI-T (AUC, 0.71; SE, 0.06; 95%CI, 0.83–0.59; $P < 0.05$). For the Q+R, Q+T, PTI and PTI-T, cut-off scores of 0.12, 0.41, 0.36 and 1.19 gave sensitivities of 79.2%, respectively, and specificities of 55.0, 53.9, 50.0 and 52.3%, respectively.

According to the definition of patient having or not having the condition (PF instability yes or no), sensitivity and

Table 4 The inter- and intra-observer reliability as measured by intra-class correlation coefficient (ICC) and coefficient of variation (CV) between time points and between each surgeon at time point 3 for the quadriceps active baseline trochlear quadriceps active baseline trochlear (Q+T), quadriceps inactive baseline trochlear (PTI-T), quadriceps active ratio (Q+R) and patellochlear index (PTI)

	Q+T	PTI-T	Q+R	PTI
Intra-rater ICC				
<i>T1</i> versus <i>T2</i>	0.87 (0.84–0.90)	0.76 (0.69–0.81)	0.87 (0.84–0.90)	0.78 (0.73–0.83)
<i>T2</i> versus <i>T3</i>	0.89 (0.86–0.91)	0.92 (0.90–0.94)	0.90 (0.87–0.92)	0.90 (0.87–0.92)
Intra-rater CV				
<i>T1</i> versus <i>T2</i> (%)	1.57	7.37	3.17	26.7
<i>T2</i> versus <i>T3</i> (%)	4.46	2.16	6.67	7.33
Inter-rater ICC				
Surgeon 1 versus 2	0.73 (0.66–0.79)	0.74 (0.67–0.79)	0.73 (0.66–0.79)	0.65 (0.55–0.72)
Surgeon 1 versus 3	0.83 (0.78–0.86)	0.73 (0.66–0.79)	0.83 (0.79–0.87)	0.75 (0.68–0.80)
Surgeon 2 versus 3	0.70 (0.61–0.75)	0.85 (0.80–0.88)	0.69 (0.61–0.76)	0.72 (0.64–0.78)
CV				
Surgeon 1 versus 2 (%)	21.7	0.71	4.36	9.88
Surgeon 1 versus 3 (%)	26.5	1.24	4.85	9.46
Surgeon 2 versus 3 (%)	12.3	0.79	2.24	0.88

Table 5 The discriminant characteristics of quads active ratio (Q+R), quadriceps active baseline trochlear (Q+T), patellotrochlear index (PTI) and quadriceps inactive baseline trochlea (PTI-T)

	Q+R	Q+T	PTI	PTI-T
AUC (95% CI)	0.76 (0.87–0.64)	0.75 (0.86–0.64)	0.74 (0.86–0.62)	0.71 (0.83–0.59)
Sensitivity	0.79	0.79	0.79	0.79
Specificity	0.55	0.54	0.50	0.52
Youden's Index	0.30	0.33	0.29	0.31
PPV	0.15	0.13	0.13	0.12
NPV	0.97	0.95	0.96	0.96
LR ⁺	1.76	1.72	1.58	0.32
LR ⁻	0.38	0.39	0.42	0.40
DOR	4.38	2.88	3.32	3.07

AUC, area under the curve; PPV, positive predictive values; NPV, negative predictive values; LR⁺, positive likelihood ratios; LR⁻, negative likelihood ratios; DOR, diagnostic odds ratio

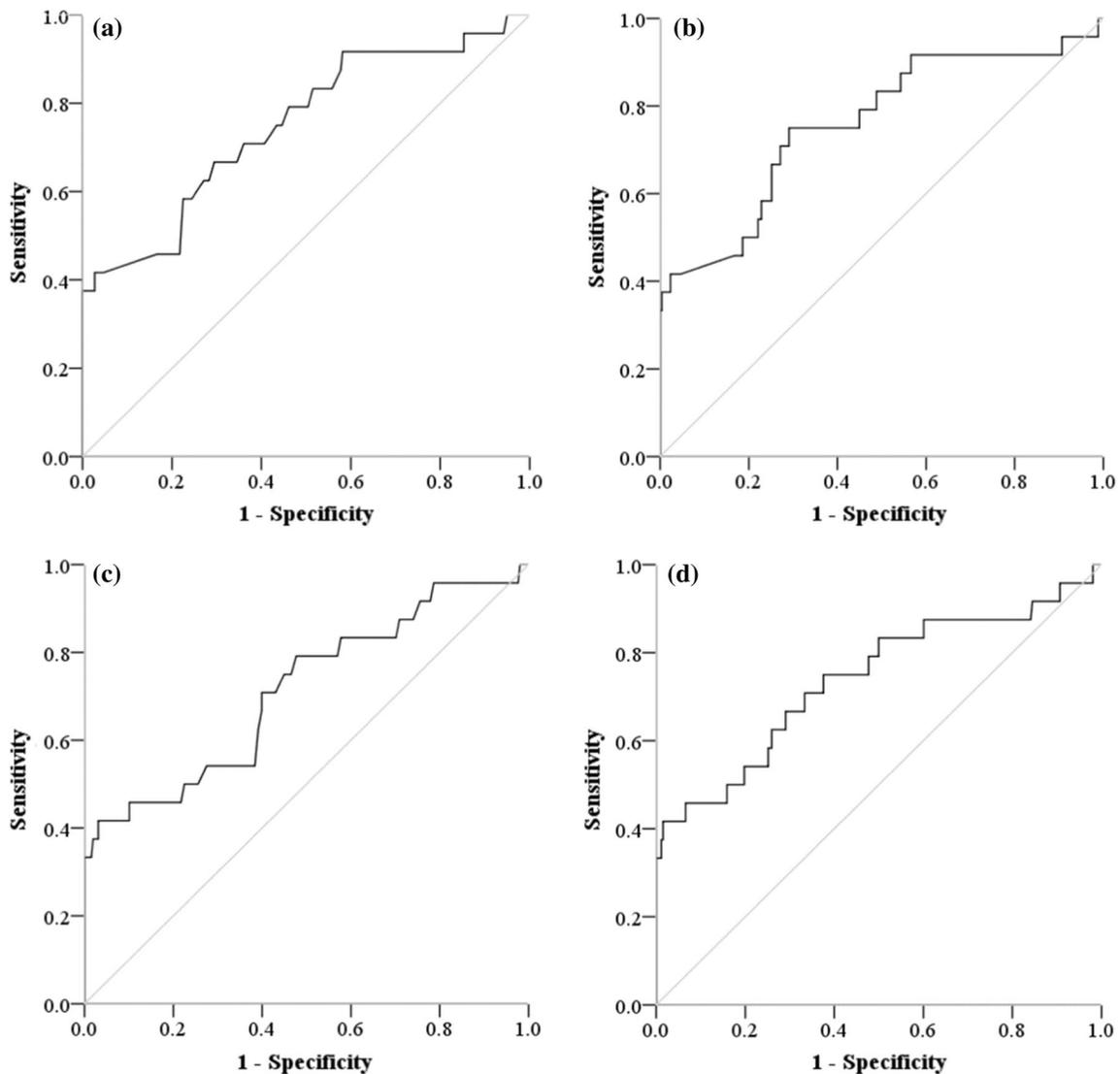
**Fig. 2** The receiver operator characteristics curve for Q+R (a), Q+T (b), PTI-T (c) and PTI (d)

Table 6 Sensitivity and specificity calculated for Insall–Salvati, modified IS, Blackburne–Peel and Caton–Deschamps and patellochlear index (PTI) were based on predetermined cut-off points and quads active ratio (Q+R) was based on cut-off points from receiver operative characteristics curve analyses

	Surgeon 1 (%)	Surgeon 2 (%)	Surgeon 3 (%)	Mean (%)
Insall–Salvati (1.2)				
Sensitivity	66.6	83.3	66.6	72.1
Specificity	69.3	63.2	59.1	63.9
Modified IS (2)				
Sensitivity	0	0	0	0
Specificity	97.9	93.8	89.7	93.8
Blackburne–Peel (1)				
Sensitivity	33.3	33.3	66.6	44.4
Specificity	91.8	81.6	67.3	80.2
Caton–Deschamps (1.3)				
Sensitivity	16.6	16.6	50.0	27.7
Specificity	100	100	81.6	93.9
Q+R (0.12)^a				
Sensitivity	50.0	50.0	50.0	50.0
Specificity	95.9	97.9	100	97.9
PTI (0.125)^a				
Sensitivity	100	83.3	83.3	88.9
Specificity	53.0	57.1	67.1	59.1

^aCalculated from patients with X-ray data only and therefore sensitivity and specificity values differ with those obtained from ROC analyses

specificity rates were calculated for all six methods. Cut-off points were established as per the original research papers for each ratio. Cut-off point for Q+R was defined as 0.12, as per ROC curve analysis (Table 6).

Discussion

PA is a recognizable predisposing factor for PFI, having been assigned an odds ratio of up to 8 times [24]. Biomechanical models have illustrated the role of PA in decreasing the lateral restraining forces, even after medial patella-femoral ligament reconstruction, theoretically explaining the cases of failures when the procedure is not combined with distalization of the patella [25]. The same model also confirmed an increased patellofemoral contact pressure in PA knees as the contact areas decrease. This could explain the association of PA with anterior knee pain and progression to osteoarthritis. However, nowadays little consensus can be found towards the precise definition of PA.

The most important findings of this study were: firstly, the Q+R is a reliable test for diagnosis of PA and secondly, many of the currently used radiographic indices used to diagnose the condition are highly insensitive.

For the four MRI measures, excellent correlation was seen across time points and good to excellent correlations across assessors. The Q+R was, however, the most consistent across time points. A time by surgeon interaction was seen for all measures, but at the third assessment no main effect of surgeons was present. Both quadriceps active measures (Q+R and Q+T) had superior diagnostic accuracy compared to the quadriceps inactive measures (PTI and PTI-T). The Q+R was the most accurate of the four measures with an area under curve of 0.76, sensitivity of 79% and specificity of 55% at a cut-off value of 0.12 (*T/P*). The reason for the superior accuracy of the quadriceps active tests is illustrated in Fig. 3, where the sometimes profound effect of quadriceps contraction on patellar height is evident.

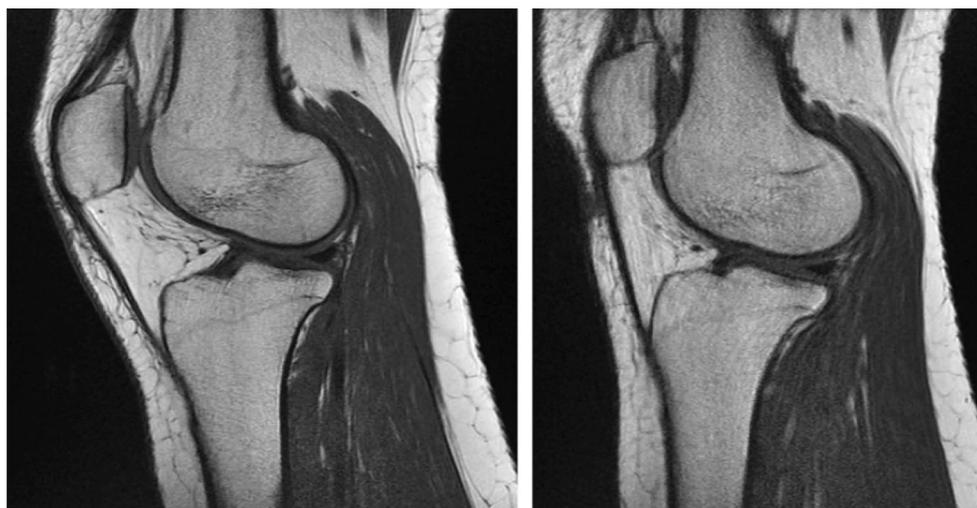


Fig. 3 The significant proximal displacement of the patella in the quads active sequence (image on the right) compared to the static sequence (image on the left)

When comparing the means obtained from the performed assessments (Table 6), the highest sensitivity is achieved by the Q+R, while the other methods demonstrate poor values of below 50% (except for ISR). The low sensitivity of these indexes can be explained by their high specificity, mostly above 90%; this characteristic suggests these ratios have a potential use for confirmation purposes, but not for screening or initial diagnosis, as many cases would be underdiagnosed and even mistreated if surgical corrections were planned according to them. The high sensitivity of Q+R is also balanced with a sound specificity, making the test a reliable one for initial assessing of PFI patients.

The lack of sensitivity of the MISR, BPR and CDR highlights the problem of not having an accurate target for correction of PA with these methods even with trochlear dysplasia excluded. If trochlear dysplasia is included, these measures (including the Q+R) become even less sensitive (results truncated to preserve readability). The cut-off value of 0.12 for the Q+R therefore represents the minimum target for correction of PA in a best-case scenario (no dysplasia). In the context of worsening trochlear dysplasia, a greater correction will be required to both control instability and J-tracking (lateral subluxation and tilt of the patella in terminal extension) but this is as yet undefined. Future research must be directed at customizing correction in each individual to optimize stability and tracking and to minimize pain and arthritis progression.

Our work has been inspired by Biedert's landmark paper [15]. His contribution to PFI understanding is noteworthy; however, the PTI still fails to entirely surpass the criticism of previous methods. The data were obtained from knees with no patellofemoral conditions, and therefore the proposed normal range of values obtained through statistic inference, lacking any evaluation of clinical validity. More importantly, the MRI sequences were obtained in relaxation of the quadriceps muscles, as in classic X-ray-based methods. These limitations were acknowledged by the authors, suggesting that further research, as ours, was required to optimize their technique. Illustratively, his concept of assessment of the real relations in the patellofemoral joint by means of MRI inspired a trend of succeeding studies.

Further MRI-based studies have followed Biedert's principles. Munch described the *percentage of overlap between trochlear and patellar articular cartilages* [26], an analogous measure to PTI. However, the image acquisition was also obtained in quadriceps relaxed conditions, and the mean values obtained were not able to show statistically significant differences between PFI and control knees. Dejour's *sagittal patellofemoral engagement* [27] attempts to control for lateral subluxation of the patella, obtaining the references in two different sagittal slices, one with the largest patellar articular cartilage and the other with the most proximally extended trochlear cartilage, however, also fails to find

differences among affected and healthy individuals. Importantly, they included the absence of quadriceps contraction as a limitation in their study. Other studies have also followed the same principles to determine patellar malalignment in the axial plane [28], where a final observation was included: *images obtained under quadriceps contraction (weight bearing) "may be better for patellar localization"*.

As far as we are aware, this study is the first to use receiver operator curves to define cut-off values for PA based on the condition of PTI and the first to do so controlling for trochlear dysplasia. Dejour made a direct comment onto Biedert's PTI, suggesting it cannot be calculated in a scenario of luxated/subluxated patellas in the context of a dysplastic trochlea, highlighting the need to control this factor [27].

We designed this study with MRI acquisition at full extension, as we believe this position of the knee is easily achievable and would allow for an standardization of the Q+R and its reproducibility. Kujala stated that in full extension, quadriceps contraction does not alter the lateral tilt of the patella, another factor that can be controlled with the chosen position [29]. Another report states that at 30° of flexion, MRI determined PF indexes remain unchanged regardless of quadriceps activation: this reinforces our idea of assessing the quadriceps contraction effect at the level of the PF joint with the knee fully extended [30]. Furthermore, Yilmaz even found it difficult to achieve precise 30° of flexion in plain X-rays and noticed the IS ratio can be altered according to the degree of patellar tendon stretching on MRI images [24].

The main strength of our novel technique is the fact that it overcomes the common pitfalls described by Phillips in her extensive review [4]: it measures the true chondral relations in the PF joints, accounts for muscular activation, obtains a cut-off point from PFI-affected knees and has passed inter- and intra-rater reliability.

In addition, we believe MRI imaging should be an essential part of PFI evaluation. The role of plain X-rays in initial assessment remains beyond discussion, but fails to evaluate soft tissue and chondral damage. Fithian quantified the presence of chondral and/or osteochondral damage in up to 70% of PFI patients, showing the relevance of the investigation [31]. Dejour also mentioned medial patellofemoral ligament should always be evaluated by means of MRI after a patellar dislocation episode [27]. In one of the most recent reviews for PA available, Mugnussen recommends to account for PF contact areas in sagittal MRI slices in the algorithm of distalization procedures, even in patients with borderline CDI values [32]. Therefore, MRI acquisition is justified, and specific MRI assessment tools such as Q+R should be developed [33].

Limitations

The limitations of this study relate to the number of cases in the MRI cohort with PFI (9). In addition, only 56 of the MRI cohort had lateral radiographs for comparison. We tend to avoid the indication of X-rays for mere research purposes, so we did not request them in the cases where it was not clinically necessary. Future multicentre or larger group designs would be desirable to increase the statistical power of our series.

Another limitation, as it can be seen in Fig. 3, is the fact that in some cases, the image quality of the active sequence was suboptimal, because (a) image quality was lowered to decrease acquisition time and (b) the fact that patients were not merely resting. However, this did not have an impact on the feasibility of calculations, as showed by excellent inter- and intra-rater reliability.

Future directions

We believe our work opens a door often knocked but rarely opened by other authors: the addition of quadriceps contraction to MRI acquisition protocols in PA assessment. We believe this would provide a better view of the dynamic situation where dislocation/subluxation occurs. There is a need for future research to validate the reproducibility and clinical utility of Q+R or other values obtained under dynamic conditions.

Our research is basically analytical; clinical correlation using the newly defined cut-off value as the target for correction is now required.

Conclusion

Many radiographic methods have been published for the assessment of PA. To date, none of them have been universally accepted as the gold standard, as most rely on indirect references rather than in the real relations of the PF joint, under static conditions and obtained from statistic inference rather than from real values from confirmed PFI-affected knees.

The Q+R provides a reliable direct measurement of the PF joint under active contraction of the quadriceps, which better reflects the situation in which the PFI-altered motions occurs. With good inter- and intra-rater reliability, high sensitivity and balanced specificity, we believe Q+R is a useful reference tool for the diagnosis of PA.

Acknowledgements The authors want to sincerely thank Andrea Grant, ORIQL Research Coordinator, for her inestimable support during various phases of this project.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors declare that they have no competing interests.

References

- Smith TO, Clark A, Neda S, Arendt EA, Post WR, Grelsamer RP, Dejour D, Almqvist KF, Donell ST (2012) The intra- and inter-observer reliability of the physical examination methods used to assess patients with patellofemoral joint instability. *Knee* 19(4):404–410
- Petri M, Ettlinger M, Stuebig T, Brand S, Krettek C, Jagodzinski M, Omar M (2015) Current concepts for patellar dislocation. *Arch Trauma Res* 4(3):e29301
- Magnussen RA, De Simona V, Lustig S, Neyret P, Flanigan DC (2014) Treatment of patella alta in patients with episodic patellar dislocation: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(10):2545–2550
- Phillips CL, Silver DAT, Schranz PJ, Mandalia V (2010) The measurement of patellar height: a review of the methods of imaging. *J Bone Joint Surg Br* 92(8):1045–1053
- Anagnostakos K, Lorbach O, Reiter S, Kohn D (2011) Comparison of five patellar height measurement methods in 90° of knee flexion. *Int Orthop* 35(12):1791–1797
- Insall J, Salvati E (1971) Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 101(1):101–104
- Grelsamer RP, Meadows S (1992) The modified Insall–Salvati ratio for assessment of patellar height. *Clin Orthop Relat Res* 282:170–176
- Blackburne JS, Peel TE (1977) A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br* 59(2):241–242
- Berg EE (1996) Patellar height ratios: a comparison of 4 methods. *Am J Sports Med* 24:218–221
- Aparicio G, Abril JC, Albiñana J, Rodríguez-Salvanés F (1999) Patellar height ratios in children: an interobserver study of three methods. *J Pediatr Orthop B* 8(1):29–32
- Smith TO, Cogan A, Patel S, Shakokani M, Toms AP, Donell ST (2013) The intra- and inter-rater reliability of X-ray radiological measurements for patellar instability. *Knee* 20(2):133–138
- Seil R, Müller B, Georg T, Kohn D, Rupp S (2000) Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8(4):231–236
- Miller TT, Staron RB, Feldman F (1996) Patellar height on sagittal MR imaging of the knee. *Am J Roentgenol* 167(August):339–341
- Stäubli H, Bosshard C, Porcellini P, Raushning W (2002) Mismatch between bone and cartilage in patella. *Clin Sports Med* 21:417–433
- Biedert RM, Albrecht S (2006) The patellotrochlear index: a new index for assessing patellar height. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(8):707–712
- Ali SA, Helmer R, Terk MR (2009) Patella alta: lack of correlation between patellotrochlear cartilage congruence and commonly used patellar height ratios. *Am J Roentgenol* 193(5):1361–1366
- Barnett AJ, Prentice M, Mandalia V, Wakeley CJ, Eldridge JDJ (2009) Patellar height measurement in trochlear dysplasia. *Knee Surgery, Sports Traumatol Arthrosc* 17(12):1412–1415
- Ries Z, Bollier M (2015) Patellofemoral instability in active adolescents. *J Knee Surg* 28(4):265–277
- Gold GE, Besier TF, Draper CE, Asakawa DS, Delp SL, Beaupre GS (2004) Weight-bearing MRI of patellofemoral joint cartilage contact area. *J Magn Reson Imaging* 20(3):526–530

20. Yiannakopoulos CK, Mataragas E, Antonogiannakis E (2008) The effect of quadriceps contraction during weight-bearing on four patellar height indices. *J Bone Joint Surg [Br]* 90(7):870–873
21. Guzzanti V, Gigante A, Di Lazzaro A, Fabbriani C (1994) Patellofemoral malalignment in adolescents. Computerized tomographic assessment with or without quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 22(1):55–60
22. Caton J (1989) Method of measuring the height of the patella. *Acta Orthop Belg* 55(3):385–386
23. Lord S, Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, San Kwan MM (2004) Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture* 20(1):20–25
24. Bariş Yılmaz GB, Ozdemir G, Sirin E, Cicek ED, Anıl BS (2017) Evaluation of patella alta using MRI measurements in adolescents. *Indian J Radiol Imaging* 27(2):181–186
25. Watson NA, Duchman KR, Grosland NM, Bollier MJ (2017) Finite element analysis of patella alta: a patellofemoral instability model. *Iowa Orthop J* 37(319):101–108
26. Munch JL, Sullivan JP, Nguyen JT, Mintz D, Green DW, Shubin Stein BE, Strickland S (2016) Patellar articular overlap on MRI is a simple alternative to conventional measurements of patellar height. *Orthop J Sports Med* 4(7):1–6
27. Dejour D, Ferrua P, Ntagiopoulos PG, Radier C, Hulet C, Rémy F, Chouteau J, Chotel F, Boisrenoult P, Sebilo A, Guilbert S, Bertin D, Ehkirch FP, Chassaing V (2013) The introduction of a new MRI index to evaluate sagittal patellofemoral engagement. *Orthop Traumatol Surg Res* 99(8 S):S391–S398
28. Kurtul Yildiz H, Ekin EE (2016) Patellar malalignment: a new method on knee MRI. *Springerplus* 5(1):1500
29. Kujala UM, Osterman K, Kormano M (1989) Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Scand* 60:13–16
30. Laugharne E, Bali N, Purushothamdas S, Almallah F, Kundra R (2016) Variability of measurement of patellofemoral indices with knee flexion and quadriceps contraction: an MRI-based anatomical study. *Knee Surg Relat Res* 28(4):297–301
31. Fithian DC, Paxton EW, Lou Stone M, Silva P, Davis DK, Elias DA, White LM (2004) Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med* 32(5):1114–1121
32. Magnussen RA (2017) Patella alta sees you, do you see it? *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 46(5):229–231
33. Yue RA, Arendt EA, Tompkins MA (2017) Patellar height measurements on radiograph and magnetic resonance imaging in patellar instability and control patients. *J Knee Surg* 30(9):943–950

Affiliations

Sergio Barroso Rosa^{1,2} · Zaid Bahho¹ · Kenji Doma¹ · Kaushik Hazratwala¹ · Peter McEwen¹ · Varaguna Manoharan¹ · Brent Matthews¹ · Matthew Wilkinson¹

Zaid Bahho
zaid_bahho@hotmail.com

Kenji Doma
kenji.doma@jcu.edu.au

Kaushik Hazratwala
koshman1@bigpond.com

Peter McEwen
peter@kneesurgeon.com.au

Varaguna Manoharan
vmanoharan86@gmail.com

Brent Matthews
drbrentmatthews@gmail.com

Matthew Wilkinson
mprwilkinson@hotmail.com

¹ The ORIQL (Orthopaedic Research Institute of Queensland), 7 Tuner Street, Pimlico, QLD 4812, Australia

² Present Address: Univeristy of Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas, Canary Islands, Spain

REVIEW ARTICLE

Dynamic Evaluation of Patellofemoral Instability: A Clinical Reality or Just a Research Field? A Literature review

Sergio Barroso Rosa, FEBOT, MD^{1,2} , Peter Mc Ewen, PhD, FRACS¹, Kenji Doma, PhD^{1,3}, Juan Francisco Loro Ferrer, PhD², Andrea Grant¹

¹The ORIQL, Orthopaedic Research Institute of Queensland and ³College of Healthcare Sciences, James Cook University, Townsville (QLD), Australia and ²Clinical Sciences Department, University of Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria, Canary Islands, Spain

Patellofemoral instability (PFI) is one of the most disabling conditions in the knee, often affecting young individuals. Despite its not uncommon presentation, the underlying biomechanical features leading to this entity are not entirely understood. The suitability of classic physical examination manoeuvres and imaging tests is a matter of discussion among treating surgeons, and so are the findings provided by these means. A potential cause for this lack of consensus is the fact that, classically, the diagnostic approach for PFI has relied on statically obtained data. Many authors advocate for the study of this entity in a dynamic scenario, closer to the actual situation in which the instability episodes occur. In this literature review, we have compiled the available data from the last decades regarding dynamic evaluation methods for PFI and related conditions. Several categories are presented, grouping the related techniques and devices: physical examination, imaging modalities (ultrasound (US), magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT) and combined methods), arthroscopic evaluation, and others. In conclusion, although a vast number of quality studies are presented, in which comprehensive data about the biomechanics of the patellofemoral joint (PFJ) are described, this evidence has not yet reached clinical practice universally. Most of the data still stays in the research field and is seldom employed to assist a better understanding of the PFI cases and their ideal treatment targets.

Key words: Patellofemoral joint; Patellar dislocation; Muscle contraction; Movement; Diagnostic techniques; Procedures

Introduction

The patellofemoral joint (PFJ), despite its apparent minor contribution to knee biomechanics, remains to be one of the less understood components in the lower limb. As several musculoskeletal conditions associated with the PFJ (e.g. arthritis, anterior knee pain syndrome) are troublesome in terms of diagnosis and successful treatment, there is a growing interest on patellofemoral instability (PFI)¹.

PFI is defined as an abnormal patellar tracking in relation to the femoral trochlea as the knee extends/flexes. Subtle cases present with discomfort during prolonged knee flexion or at certain sporting activities. In more severe situations, PFI can lead to recurrent patellar dislocation, a disabling condition.

The list of predisposing factors recognized for PFI is vast, including (but not limited to): patella alta, trochlear dysplasia, increased Q-angle, muscular imbalance, increased femoral-tibial torsion, genu valgus, hyperlaxity, and traumatic rupture of stabilizers such as the medial patellofemoral ligament²⁻⁵.

Proper diagnosis of PFI requires a thorough physical examination with comprehensive imaging studies. However, there is still no consensus on appropriate techniques and measurements for PFI diagnosis based on previous literature. As a result, surgeons are often left with selecting diagnostic procedures according to personal preference, rather than utilizing evidence-based practice⁶. Furthermore, and perhaps more concerning, is that surgical correction is generally

Address for correspondence Sergio Barroso Rosa, MD, The ORIQL, Orthopaedic Research Institute of Queensland, 7 Turner Street, Pimlico QLD 4812, Australia Tel:(07) 4755 0564; Fax: (07) 4728 6988; Email: dr.sbarroso@gmail.com

Disclosure: All the authors of this manuscript declare no potential conflicts of interest.

Received 4 August 2019; accepted 9 September 2019



planned according to the data obtained from these equivocal investigations.

Patellar dislocation episodes typically occur during movement, in early degrees of flexion, when constraint provided by the femoral trochlea is less effective. Only in extreme cases can the patella dislocate while the patient is resting in a sitting or recumbent position, but fortunately this is not a common presentation. However, most currently applied physical examination manoeuvres and imaging tests are performed in this scenario: a supine patient in a resting attitude, rather than exploring the knee in more instability-prone conditions. Does this mean we may be building the whole diagnostic and therapeutic process from an incorrect starting point? Singularly, the widely employed classic patellar height ratios (Insall-Salvati, modified Insall-Salvati, Blackburne-Peel, Caton-Deschamps) change significantly if obtained during weight bearing (WB)⁷ (Fig. 1).

Many authors advocate for the study of the PFJ from a dynamic point of view. Presumably, reproducing the situations in which instability occurs should provide clinicians with a more relevant assessment of patellar mechanics. This trend is not recent, and several related diagnostic papers have been published in the last decades, as will be presented in this review. Moreover, additional papers have pointed out the utility of dynamic techniques in the postoperative evaluation of PFI surgical correction results. The objective of this review is to summarize the available evidence of the dynamic assessment of PFI; can it be considered a clinical tool, or does it remain a field in need of further research?

Muhle *et al.* stated that ideal dynamic tests should be taken under WB conditions, while actively performing functional tasks such as walking, stepping, or squatting, in a short time, and with assumable costs (Table 1)⁸. Under the banner of *dynamic* evaluation, we have encountered a variety of concepts. Some reports refer to tests performed with active participation of the subject under WB, while others evaluate the PFJ under isometric quadriceps contraction. To avoid

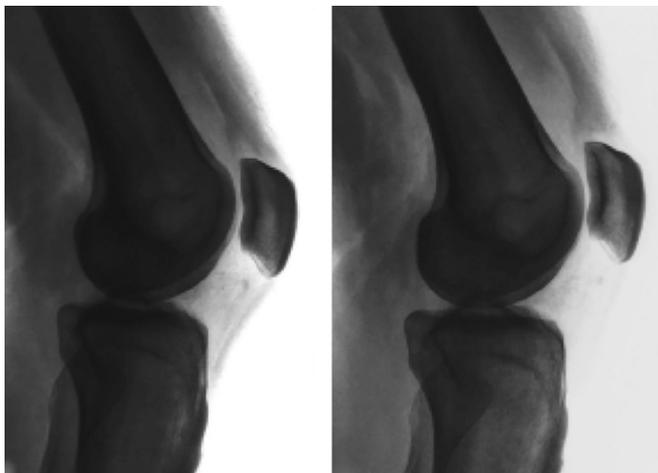


Fig. 1 Effect of weight bearing (WB) (image on the right) on patellar proximal displacement in lateral radiographs⁷.

TABLE 1 Muhle *et al.* criteria for an ideal test for dynamic assessment of the patellofemoral joint (PFJ)⁸

- Visualization of full range of patellar motion.
- Active movement
- Weight bearing (WB) conditions
- Avoidance of radiation or invasive techniques
- Short examination time
- Reproducible
- Clear view of the PF joint and the femoral condyles, specially in the axial view
 - Good image quality
 - Low cost
 - High availability
 - 3D imaging for patellar tracking

confusion, the term *kinematic* is often employed in publications involving active movement.

A first observation coming from the revised literature would be the fact that during the past decades, large amounts of research have been conducted in order to study the PFJ joint under dynamic conditions (Table 2). Nevertheless, despite several key findings, most research lines seem to run independently, without integrating previous data. This could be explained by the heterogeneity among publications: diversity of imaging devices, processing protocols, patient positioning, active or passive motion (among other factors). The amount of information is considerable but may be hard to integrate.

Another key point in this review is that, significantly, several authors question the validity of data obtained from static examinations. Routine findings obtained in a first contact with the patient such as an increased *static* Q angle or the presence of a positive j-sign may not be that relevant^{9,29}. Still, conventional imaging measures, such as patellar tilt or sulcus angle, vary whether the images are obtained statically or not¹⁰ (Fig. 2). Some studies even observed that passive motion of the joint was not sufficient to reproduce the abnormal biomechanics of unstable joints³⁰, and claim for the risk of obtaining false negative results with static magnetic resonance imaging (MRI) protocols³¹.

An additional interesting observation is that patellar tracking is a recurring item of discussion among the quoted references. The definition of a normal patellar tracking is inherently confusing, as the movement itself is complex, and the references to define it vary depending on the authors. Likewise, patellar tracking is often not assessed during WB, ignoring a crucial element in the physiological knee dynamics.

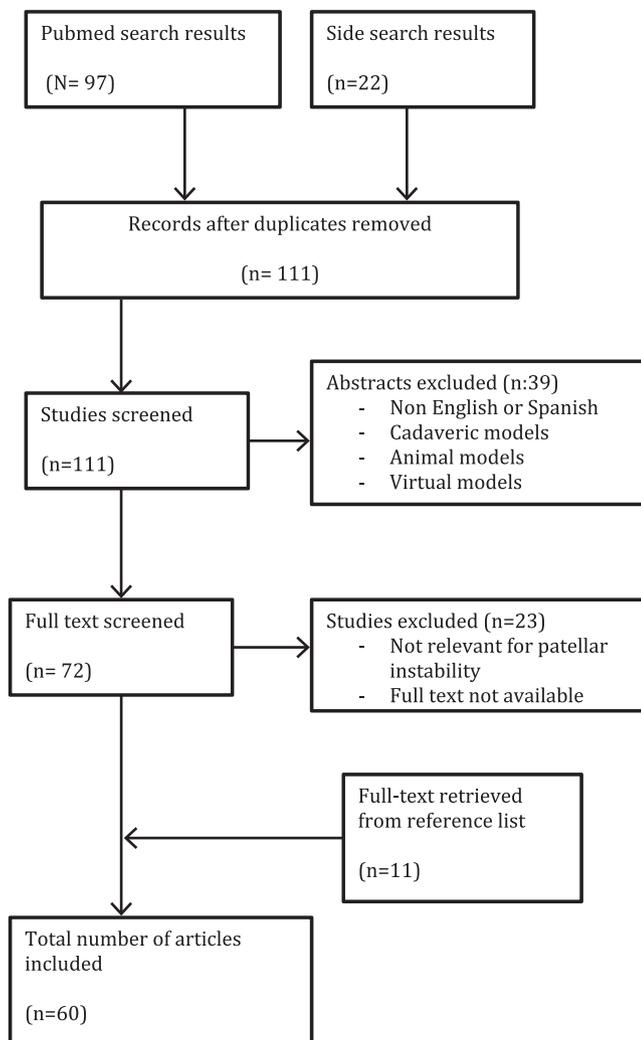
A common feature of the reported articles' results is that most evidence comes from small cohorts, in certain cases implying just healthy volunteers. This limits the diagnostic utility of the results and could explain why very few publications report specific figures with practical use as cut-off points in clinical decision making.

Methods

A literature review was conducted by the first author (SB). Search terms included *patellar instability*, *patellar dislocation*, *dynamic*, *kinematic*, *active*, *assessment*,

diagnostic, and *imaging*. PubMed was the primary search source, and side searches were conducted in private databases from associated universities and scientific organizations. No limit for publication date was set.

Publications were considered if they reported any sort of assessment method for patellar biomechanics in the setting of patellar instability with no-static conditions. Cadaveric, animal, or virtual/computerized models were also rejected. Papers in languages other than English or Spanish were also discarded.



Review Results

Physical Examination

A classical examination of a PFI patient takes place with the subject laying or sitting on the examination table, while the knee is passively explored. As an illustrative example of this we can cite “*Comprehensive Physical Examination for Instability of the Knee*”¹¹, an instructive manuscript with 18 pages of manoeuvres where an

only dynamic test is presented for PFI: evaluation of the *j-sign* (Fig. 3).

The diagnostic utility of the *j-sign* has even been questioned. In a cohort of PFI patients, Beckert *et al.* found poor correlation between *j-sign* and a centered position of the patella in relation to the trochlear groove⁹. Another review on patellar tracking identified multiple limitations in defining specific movement patterns and questions its diagnostic suitability³².

Sarkar *et al.*²⁹ investigated the influence of quadriceps muscle activation on the Q angle, another classic examination item in PFJ assessment; observing a statistically significant difference of $4.65^\circ \pm 2.74^\circ$ between relaxed and quads contracted (IQA) measurements. Therefore, they concluded that: “*Measuring the change in the Q angle with IQA compared with the resting Q angle may enhance a clinicians ability to predict which individual is at greater risk of developing patellar tracking and patellar dysfunction.*” Türkmen *et al.* calculated the average Q angle between different positions (standing, sitting, and supine) with and without quadriceps contraction, obtaining a ΔQ angle which was significantly lower in PF pain cases¹².

A recently published paper¹³ described the novel “*reverse dynamic patellar apprehension test*,” in which the PFJ stability is explored under a medially applied force from deep flexion to extension, as opposed to the classic apprehension test where the exploration begins in full extension. Despite the term *dynamic*, the exploration is entirely passive, as the patient remains relaxed while the examiner manipulates his leg and applies the medial force.

Arthroscopic Evaluation

Before the routine implementation of high definition imaging devices such as the MRI, arthroscopy was considered the gold standard for intraarticular evaluation¹⁴. In terms of dynamic evaluation, arthroscopy allows the surgeon to directly visualize the relations in PFJ while it moves passively or actively; in the latter, the procedure should be performed under local anaesthetic to permit active collaboration¹⁵. It has also been studied that quadriceps activation by means of electrical stimulation significantly affects the relations in the PFJ observed during arthroscopy in PFI patients¹⁶ (Fig. 4).

Brossman proposed a 3-tier malalignment classification according to arthroscopic findings, achieving good correlation with cine-MRI findings¹⁴. This classification may be useful as a qualitative grading system during an arthroscopic evaluation, but the fact that it correlates well with the nowadays widely accessible MRI examination may raise a reasonable doubt about its current convenience as an isolated diagnostic gesture.

Recently, in 2019, an Australian group published the utility of arthroscopic evaluation in PFI assessment³³. They estimated the knee flexion angle (KFA) at which the patella engages with the central portion of the trochlea and found a significantly higher angle in unstable joints: a recommendation to consider a tibial tubercle distal transfer is made when a KFA $>40^\circ$ is found.

TABLE 2 Summary of available literature in PFJ dynamic evaluation

Author	Year	Category	Participants	Findings and comments
Beckert <i>et al.</i> ⁹	2016	PE	10 PFI patients	MRI more accurate than clinical J-sign for patellar position Suggests lateral patella edge as a better target than static TTTG for surgical correction
Sarkar <i>et al.</i> ²⁹	2009	PE	23 healthy women	Relevant changes in Q angle with quads contraction
Shih <i>et al.</i> ²⁷	2004	US	10 healthy controls	Significant changes in patellar tilt between sitting, squatting and stepping
Shellock <i>et al.</i> ⁴⁰	1988	MRI	1 PFI patient Four healthy controls	Sequential static MRI slices at different degrees of flexion to produce a kinematic sequence
Brossman <i>et al.</i> ³⁰	1993	MRI	13 maltracking cases 15 healthy controls	First motion-triggered report
Sheehan <i>et al.</i> ²³	1999	MRI	18 healthy knees	First published cine-phase study
Witonski and Góraj ¹⁰	1999	MRI	12 AKP cases 20 healthy controls	Different values for most parameters in the PFJ if obtained under relaxed conditions vs. quadriceps activation
McNally <i>et al.</i> ⁴¹	2000	MRI	474 AKP cases	First ultrafast MRI article
Draper <i>et al.</i> ²⁴	2009	MRI	13 AKP women 14 healthy women	Assessment of bracing effect on patellar tilt and subluxation
Carlson <i>et al.</i> ⁴⁴	2017	MRI	32 AKP cases 38 healthy controls	Static TTTG does not correlate with lateral tracking at full extension
Burke <i>et al.</i> ⁴⁵	2018	MRI	20 PFI cases 10 healthy controls	First use of real time gradient echo imaging in peripheral skeleton Suggests patellar subluxation greater than 3 mm as highly specific for PFI
Barroso <i>et al.</i> ²⁶	2018	MRI	9 PFI cases 68 controls	Dynamic assessment method of patellar height
Dupuy <i>et al.</i> ³⁶	1997	CT	20 AKP knees	First report on spiral CT Higher sensitivity than static sequences
Elias <i>et al.</i> ³⁷	2014	CT	6 PFI	Dynamic assessment after surgical stabilization
Tanaka <i>et al.</i> ³⁹	2016	CT	67 PFI knees	Maltracking grading system
Nha <i>et al.</i> ²⁸	2008	Misc	Eight healthy controls	Validated method combining static MRI + 2D fluoroscopy during weight bearing (WB) List of normal values for several PFJ features
Liu <i>et al.</i> ⁵⁶	2017	Misc	30 PFI cases 30 controls	Diffusor tensor imaging as an early detector of potential PFI cases
Wilson <i>et al.</i> ⁵⁴	2009	Misc	10 PTI patients 10 healthy controls	Thermoplastic patellar clamp and optoelectronic motion capture
Suganuma <i>et al.</i> ¹⁶	2014	Misc	24 PFI knees 49 controls	Arthroscopically observed that quads activation significantly alters the relations in the PFJ

CT, computed tomography; PE, physical examination; PFI, patellofemoral instability; Misc, miscellaneous; MRI, magnetic resonance imaging; US, ultrasound.

Imaging Techniques

Computed Tomography (CT) Studies

CT scans have been extensively used in the field of dynamic study of PFJ biomechanics. Early works in 1983–1986 accomplished dynamic sequences by obtaining static images with quadriceps contraction at several flexion angles, as motion capture techniques were not entirely available^{17,34,35}. In 1988, the utility of electron-beam CT for dynamic PFJ evaluation was reported; however, the high costs limited its availability¹⁸. In 1994, a study by Pinar, in which static images at different flexion angles were obtained, concluded: “A regular pattern could not be observed. Further research is needed in this area” and “Kinematic CT scanning may reveal useful data on the pathogenesis of (...) PFI”¹⁹ (Fig. 5). Also in 1994, Guzzanti *et al.* observed that quadriceps activation during CT examination could displace the patella proximally up to 1 cm, potentially altering patellar height values, already

suggesting that diagnostic and preoperative evaluations for PFI patients should not rely only on static imaging²⁰.

Most succeeding efforts focused on dynamic kinematic CT scanning (DKCT). A first mention of a kinematic study of the PFJ by means of spiral CT dates back to 1997; the authors reported the feasibility of the technique and its clinical utility for PFI and anterior knee pain cases³⁶. In recent years, we have witnessed a number of papers reporting on DKCT, both as a diagnostic tool and as an assessment method for surgical interventions for PFI. In 2014, Elias studied the biomechanical effects of surgical corrections in six PFI cases (medializing osteotomies and MPFL reconstruction) by means of kinematic CT³⁷. Williams compared the results of dynamic CT scans from PFI knees to those of healthy contralaterals. The study was performed under no-WB and described statistically significant differences in most parameters³⁸. The same group also demonstrated how DKCT can differentiate specific patterns of patellar maltracking,

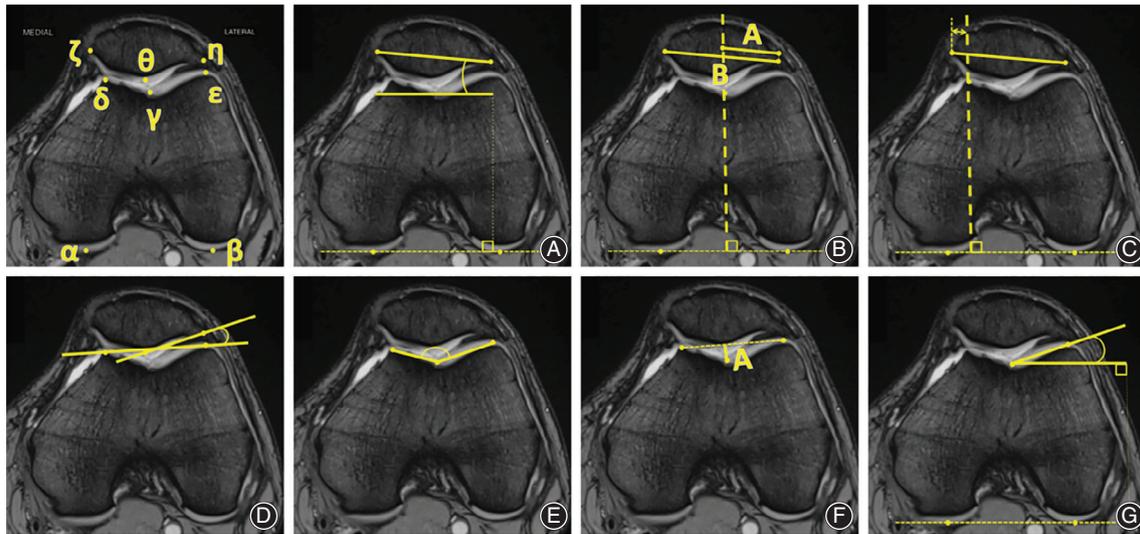


Fig. 2 Patellofemoral measurements and angles most commonly obtained. Reference points on upper left diagram: Most posterior aspect of medial (α) and lateral (β) femoral condyles, deepest trochlear point (γ), most anterior aspect of medial (δ) and lateral (ϵ) femoral condyles, medial (ζ) and lateral (η) patellar borders, intersection of medial and lateral patellar facets (θ). (A) Patellar tilt: angle between $\alpha\beta$ and $\zeta\eta$. (B) Bisect offset: $A/B \times 100$ (dashed line intersecting γ). (C) Lateral patellar displacement: positive value towards lateral side, negative to medial (dashed line intersecting δ). (D) Lateral patellofemoral angle: angle between $\delta\epsilon$ and $\theta\eta$. (E) Sulcus angle: between $\delta\gamma$ and $\gamma\epsilon$. (F) Sulcus depth: distance from γ to $\delta\epsilon$. (G) Lateral trochlear inclination: angle between $\alpha\beta$ and $\gamma\epsilon$.

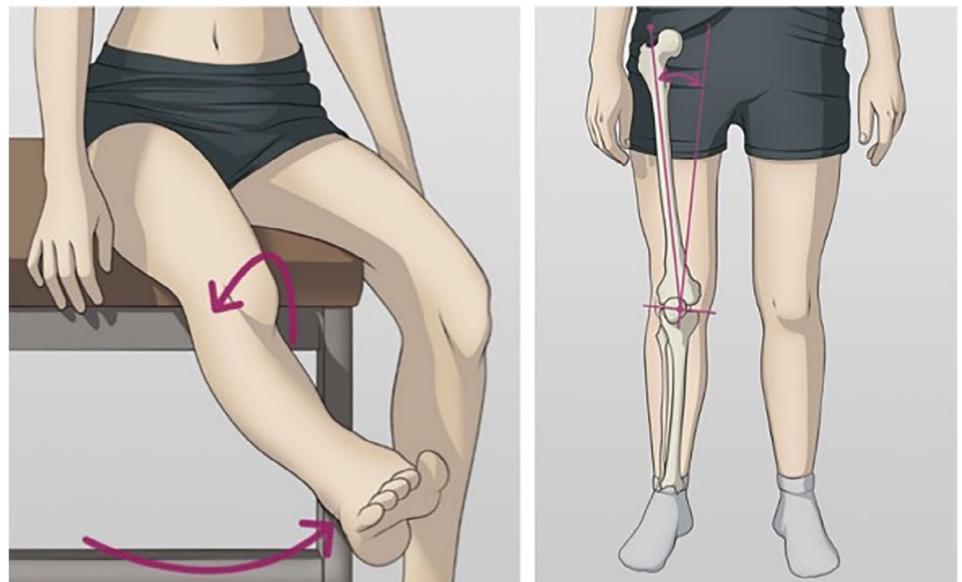


Fig. 3 J-sign and Q-angle. Reproduced with authorization of Medisavvy.

establishing a grading system of 10 categories with high correlation with the severity of symptoms; only one of them was labelled as *normal tracking*³⁹. This variability was also highlighted in a specific review on patellar tracking, concluding that “*there may be no normal pattern*”³².

Also, in 2016, Forsberg *et al.* reported another DKCT study assessing the results of isolated MPFL reconstructions, evaluating various methods to reference and compute

anatomical landmarks²¹ (Fig. 6); another publication presented a similar design with the same purpose²².

Dynamic MRI

Several non-static MRI protocols and devices have been employed in the analysis of PFJ (Table 3). The almost universal availability of this equipment, lack of radiation, and the progress in image definition and acquisition protocols

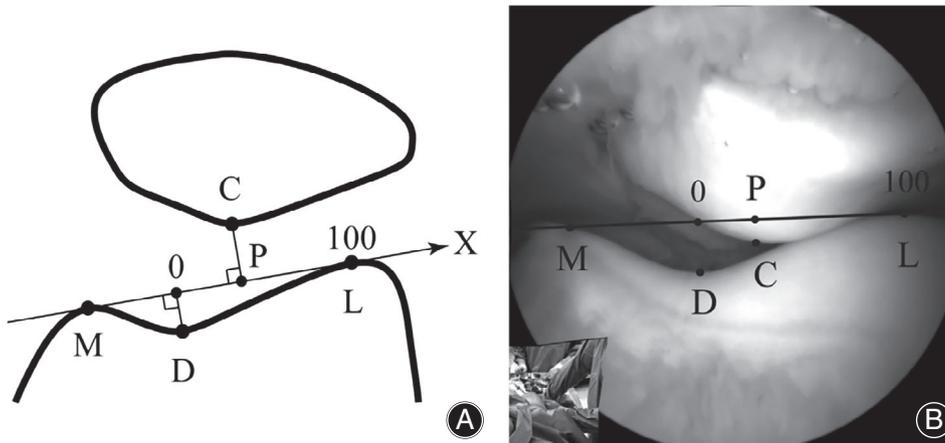


Fig. 4 Arthroscopic assessment of lateral patellar translation by Suganuma¹⁶.

have turned MRI into the preferred imaging option for knee clinicians.

A pathfinder paper, the first of a vast series, was published by Shellock in the late 1980s; he studied several aspects of PFJ biomechanics by means of “kinematic MRI,” obtaining cine-sequences by combining static images acquired in increasing flexion angles⁴⁰. The first publication of a motion-trigger MRI study for PFJ dynamics appeared in 1993, reporting differences among normal and maltracking knees under active extension but not if passively extended³⁰.

A first cine-phase MRI report appeared in 1999, obtaining 3D motion studies from a healthy cohort under no-WB; an error of up to 2° is noted²³. The same year Witonski and Goraj published a clinical work employing dynamic MRI; in an anterior-knee-pain cohort they obtained conventional MRI sequences under isometric quadriceps contraction, in different degrees of knee flexion, and evaluated *sulcus angle*, *congruence angle* and *patellar tilt*, observing a significant difference to static images¹⁰. To our knowledge, the first study employing an ultrafast MRI protocol on PFI patients is the one from McNally *et al.* in 2000⁴¹; they found that a sulcus depth of less than 4 mm or with an angle flatter than 150° is highly specific (98%) for maltracking, providing clinically useful references (Fig. 7). Not later, O'Donnell *et al.* presented a paper on *MRI patellar tracking*, with an ultrafast protocol that reduced the examination time to 2 min⁴². They suggested no-WB as a limitation in the study; at that time, some authors somehow managed to perform WB MRIs with the aid of custom-made plastic supports, obtaining limited results but proving an increase in patellar cartilage contact area⁴³. Evolutions were detailed in a 2009 work, when active sequences under WB were obtained while knees extended from 60 degrees of flexion to full extension²⁴.

Several studies compared measurements obtained from static and dynamic MRI. Freedman and Sheehan evaluated patients with a history of maltracking, concluding that isolated static MRI would lead to a high rate of false negatives within his cohort³¹. Another study from Teng *et al.*²⁵

observed the biomechanics of the PFJ under WB at different flexion angles. Notably, they observed the lateral trochlear inclination was the best predictor of patellar malalignment at all flexion angles, an outcome not observed during static MRI, stressing the relevance of dynamic evaluations. Recently, Carlson *et al.* studied the correlation between static obtained tibial tubercle–trochlear groove (TTTG) distance and cine-MRI patellar tracking, concluding static TTTG is not a good predictor for lateral tracking⁴⁴. This conclusion may alert surgeons accustomed to include it in their surgical planning⁴⁴.

In addition, Burke *et al.* reported a continuous, real time radial gradient echo imaging for the first time in peripheral skeleton, obtaining high detail images and videos in moving knees from 0° to 30° of flexion, with a study time of 3–7 min⁴⁵. They suggest a lateral subluxation beyond 3 mm could be considered as a PFI threshold, as no control subjects exceeded this value.

In 2016, by means of dynamic MRI assessment, Beckert *et al.* concluded that the modified lateral patellar edge measurement previously described by McDermott was a better target for surgical correction than the commonly used TTTG, which is generally obtained in a static CT examination⁹.

Recently, the authors of this review published a novel technique to assess patellar height: the quads active ratio²⁶. A dynamic MRI sequence was performed during volitional isometric quadriceps contraction, calculating the overlap among patellar and trochlear articular cartilages in a midsagittal slice: a quads active ratio of 0.12 showed good sensitivity for PFI²⁶ (Fig. 8).

The feasibility of ultrafast dynamic MRI in paediatric population has also been tested, reporting compliant cooperation from a cohort aged 11–16 years; the evaluation was capable to identify differences between normal and unstable PFJs⁴⁶. A protocol combining data from static high resolution MRI and low resolution active sequences of MRI was reported in another paediatric cohort, with a study time close to an hour⁴⁷.

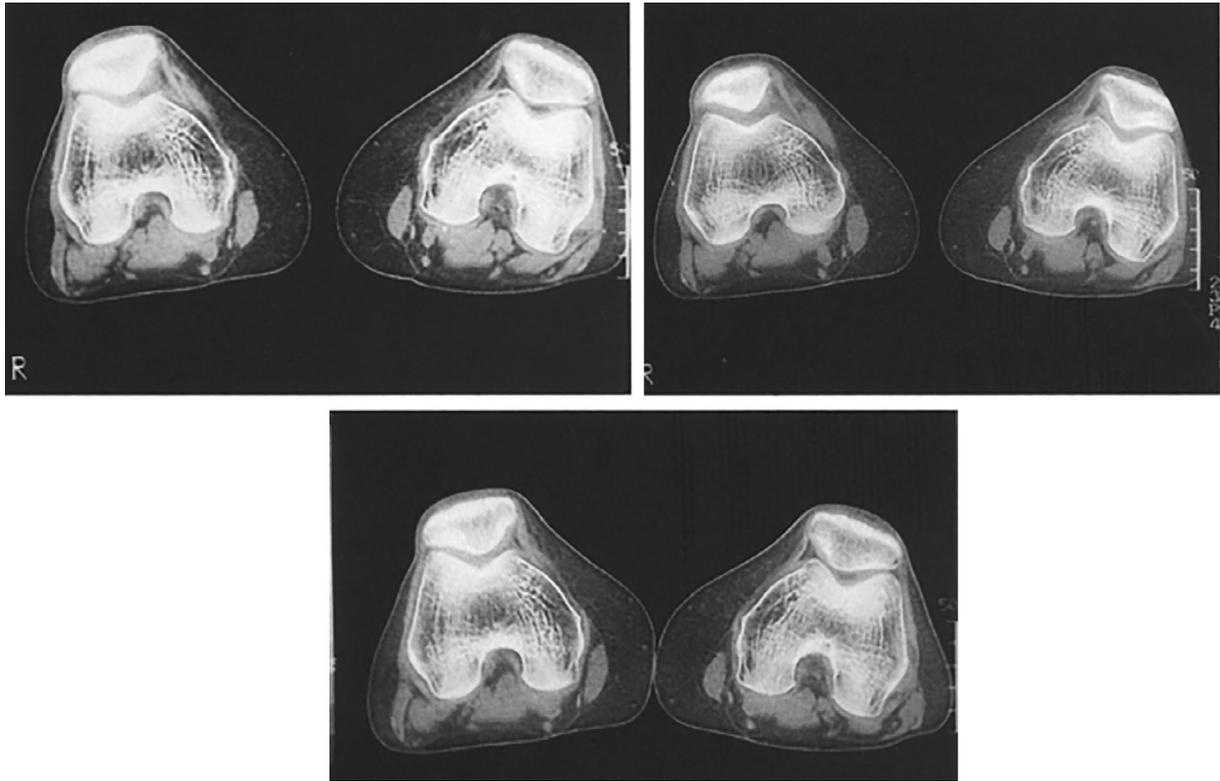


Fig. 5 CT images obtained at different degrees of knee flexion and with/without quadriceps contraction¹⁹.

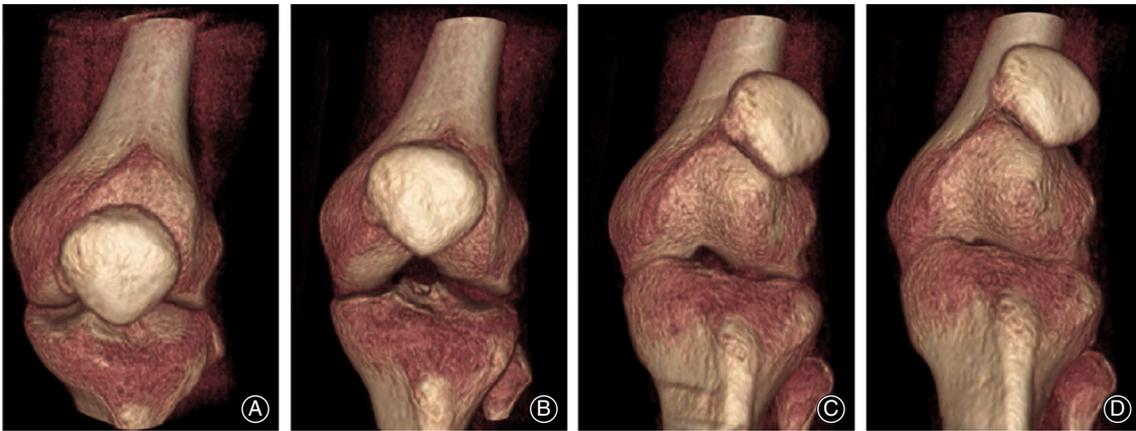


Fig. 6 High definition 4DCT tracking pattern of a PFI knee by Forsberg *et al.*²¹.

TABLE 3 MRI modalities in PFJ assessment

Conventional MRI	Static image acquisition under isometric quadriceps contraction
Motion-triggered cine MRI	Originally designed for cardiac studies, evaluates cyclic movement of the knee. Dependent on patient compliance, as multiples cycles have to be performed over several minutes at a certain pace.
Ultrafast MRI	Allows for image obtainment during slow motion of the knee. This avoids repetition of cyclic movements, decreasing study time and the need for specific patient collaboration and training.

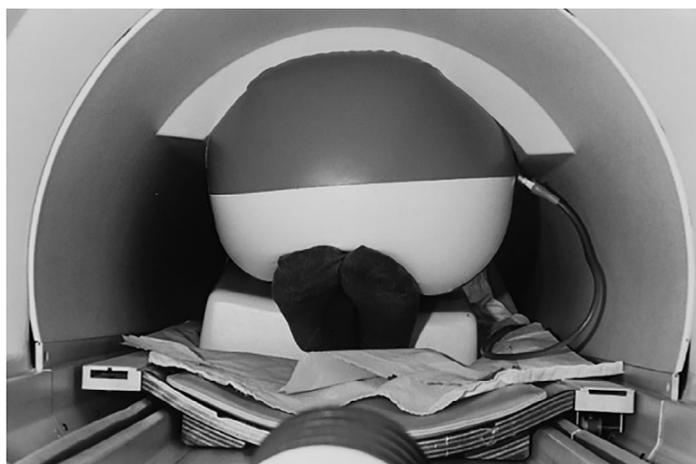


Fig. 7 Inflatable device to allow for continuous isometric contraction during a range of knee flexion, by McNally⁴¹.

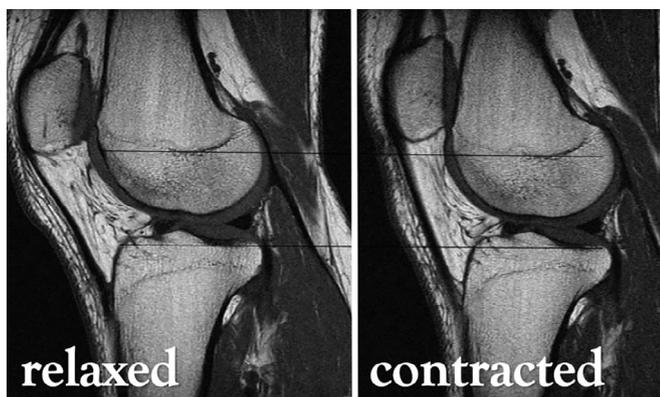


Fig. 8 Proximal migration of the patella between conventional (left) and quadriceps contracted (right) sagittal MRI sequences, from Barroso *et al.*²⁶.

Ultrasound (US)

The development of high definition US devices and techniques has allowed for a more precise evaluation of musculo-skeletal anatomy, and the PFJ has not been an exception.

Shih *et al.* modified a standard articulated knee brace with the addition of an US probe and a goniometer²⁷ (Fig. 9). They evaluated PF tracking during several active knee movements (sitting, stepping, squatting...) and found significant differences in lateral tracking. The system was validated with MRI and proved good inter and intra-rater reliability and complies with most of the ideal features listed by Muhle *et al.*⁸, but as the study only included healthy individuals, its clinical utility should be considered with caution.

Herrington's research group employed US to measure the distance between the lateral border of the patella and the edge of the lateral femoral condyle, while the quadriceps were contracted by means of electrical stimulation. Measurements were reported as reliable and reproducible, but PFI cases were excluded from the cohort⁴⁸.

Combined Imaging Techniques

A recurring approach in the study of the PFJ biomechanics has been the combination of data obtained by different imaging modalities. Most studies blend CT/MRI static data with the tracking patterns obtained with continuous fluoroscopy. Fernandez *et al.* pioneered in 2008 with a method fusing 3DMRI, dynamic 2D fluoroscopy, and video recording⁴⁹ (Fig. 10). The paper described a pilot investigation in a healthy volunteer, with over 6 hours of processing time, but the accuracy is reported of less than 2 mm and 1° of error. Shortly later, Nha published a larger study applying a combination of static 3DMRI and 2D fluoroscopy during full range of movement WB squatting on 8 knees, validating the accuracy of the system with a cadaveric study²⁸. This work produced a broad list of normal angles and measures, which probably have a better utility in the research field rather than in clinical practice.

More recently, an optimized protocol to join data from 3DMRI and 2D fluoroscopy was published, improving success rates and processing time with fewer errors⁵¹. The processing time ranged from 48–177 min, a significant reduction compared to previous works. In 2018, a new trial was conducted comparing the PFJ biomechanics of patients with anterior knee pain and volunteers, by a computerized combination of static CT images and dynamic fluoroscopy⁵².

Other Modalities

Additionally, distinct alternatives have been wielded in the dynamic study of the PFJ. Laprade and Lee conducted research on volunteers, assessing PFJ kinematics by means of a non-invasively magnetic tracking system, attaching sensors to the skin; this device potentially allows for evaluation during any action⁵³ (Fig. 11). Another interesting device was presented by Wilson *et al.*⁵⁴; by means of a custom-made thermoplastic patellar clamp attached to a goniometer, patellar motions were recorded by an optoelectronic capture system. This allowed obtaining data from real-time squats:

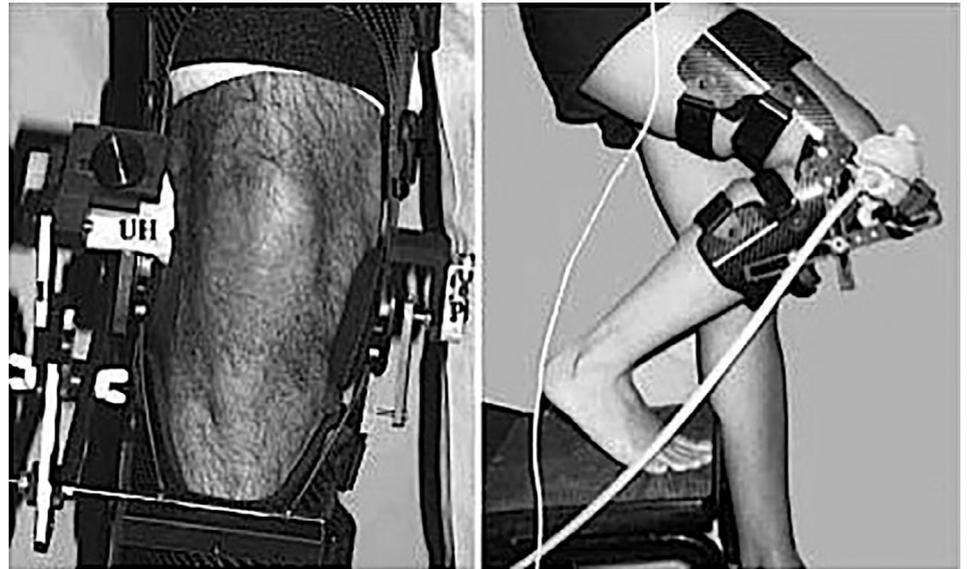


Fig. 9 Shih custom-made device attaching an ultrasound probe to a knee brace²⁷.

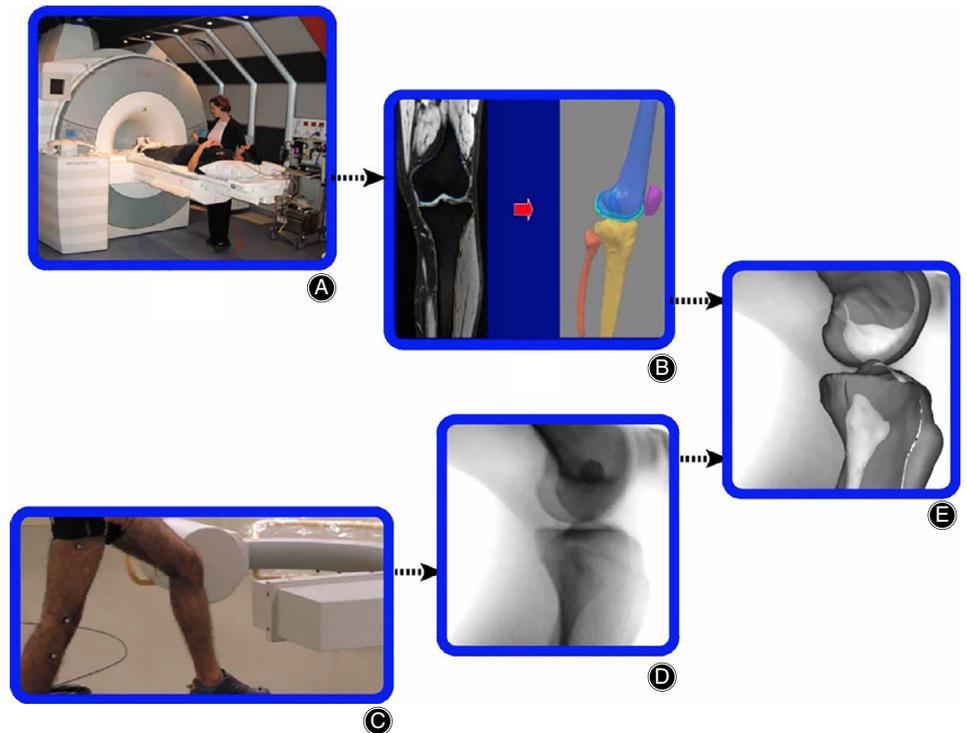


Fig. 10 Multi-source integrating algorithm by Fernandez *et al.*⁴⁹.

patellar extension, spin, tilt, and shift, with <1.2 and <1.1 mm error according to the cadaveric validation tests.

In 2016, Fujita *et al.* described an accessible method to qualitatively register PFJ tracking patterns by means of a conventional video camera and processing software⁵⁵.

It is worth mentioning a paper by Liu *et al.* regarding the utility of diffusion tensor imaging (DTI)⁵⁶. This MRI-based technique is mainly employed in neuroimaging, as it

provides information about location, orientation, and anisotropy of neural tracts, but can also evaluate microscopic changes in muscular fibers. Comparing the data obtained from the vastus oblique medialis in a PFI cohort and in healthy controls, DTI was capable of detecting changes in muscular quality, even with no differences in muscle cross-section volume. This could be considered as a screening test to detect early changes in PFI-prone patients.

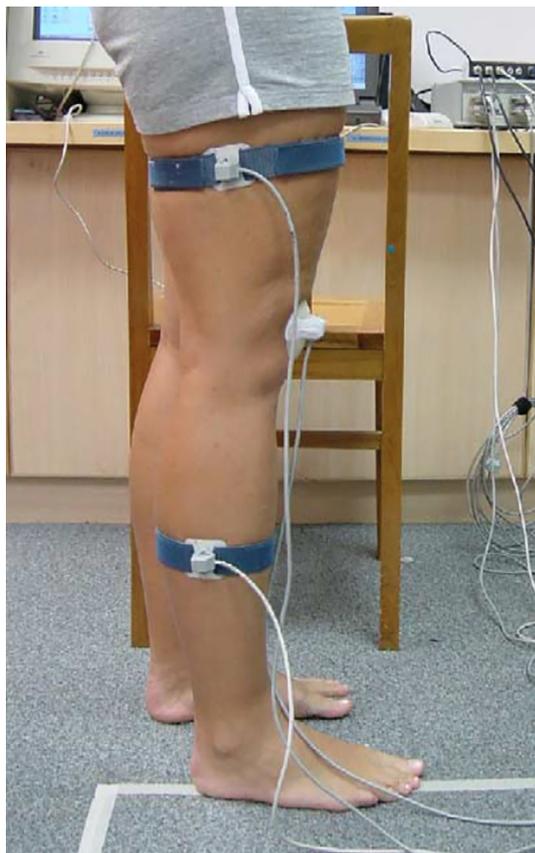


Fig. 11 Non-invasive sensor setting in Laprade and Lee's article⁵³.

Recently, several research teams have employed wearable devices to study real time biomechanics of various anatomical segments, such as the lumbar spine⁵⁷ or the knee⁵⁸. There is great availability of these wireless devices, generally synchronized to mobile phones, and with accessible prices. They allow for long, unsupervised observation periods, as the subjects carry them during their usual activities within the community, which has proved useful to monitor adherence and performance in exercise and rehabilitation protocols⁵⁹. These devices may become an interesting source of data for the dynamic evaluation of the PFJ in the near future, providing information during strenuous activities and sports practice.

Conclusion

We believe future efforts should be pointed towards standardizing research protocols in order to obtain larger series of comparable data. Our impression is that the accuracy of many techniques cited in this paper, especially dynamic/kynematic MRI and DKCT, would warrant conclusive evidence to better understand the PFJ, but this should come from large series, including clinically affected PFI patients. Theoretically, dynamic assessment of the PFJ should be superior to the still established static methods. Many disparate publications point towards this direction, but the evidence is still insufficient to challenge current clinical practice. As seen in this review, most dynamic assessment modalities are not restricted to highly specialized centers and should be accessible and affordable in the utmost health settings. Stronger evidence on the clinical relevance of these investigations is warranted to advocate for their standardization in the study of clinically relevant PFI.

References

- Diduch DR, Kandil A, Burrus MT. Lateral patellar instability in the skeletally mature patient: evaluation and surgical management. *J Am Acad Orthop Surg*, 2018, 26: 429–439.
- Liu J, Steinhaus M, Kalbian I, et al. Patellar instability management: a survey of the International Patellofemoral Study Group. *Am J Sports Med*, 2018, 46: 3299–3306.
- Bollier M, Fulkerson JP. The role of trochlear dysplasia in patellofemoral instability. *J Am Acad Orthop Surg*, 2011, 19: 8–16.
- Ries Z, Bollier M. Patellofemoral instability in active adolescents. *J Knee Surg*, 2015, 28: 265–277.
- Loeb AE, Tanaka MJ. The medial patellofemoral complex. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2018, 11: 201–208.
- Phillips CL, Silver DAT, Schranz PJ, Mandalia V. The measurement of patellar height: a review of the methods of imaging. *J Bone Joint Surg Br*, 2010, 92: 1045–1053.
- Yianokopoulos CK, Mataragas E, Antonogiannakis E. The effect of quadriceps contraction during weight-bearing on four patellar height indices. *J Bone Joint Surg Br*, 2008, 90: 870–873.
- Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol*, 1999, 9: 508–518.
- Beckert MW, Albright JC, Zavala J, Chang J, Albright JP. Clinical accuracy of J-sign measurement compared to magnetic resonance imaging. *Iowa Orthop J*, 2016, 36: 94–97.
- Witoński D, Góraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1999, 119: 46–49.
- Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med*, 2008, 36: 577–594.
- Türkmen F, Acar MA, Kacira BK, et al. A new diagnostic parameter for patellofemoral pain. *Int J Clin Exp Med*, 2015, 8: 11563–11566.
- Zimmermann F, Liebensteiner MC, Balcarek P. The reversed dynamic patellar apprehension test mimics anatomical complexity in lateral patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019, 27: 204–610.
- Brossman J, Muhle C, Bull R, et al. Evaluation of patellar tracking in patients with suspected patellar malignment: cine MR imaging vs arthroscopy. *Am J Roentgenol*, 1994, 162: 361–367.
- Barroso Rosa S, James D, Matthews BD. Is knee arthroscopy under local anaesthetic a patient-friendly technique? A prospective controlled trial. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2016, 26: 633–638.
- Suganuma J, Mochizuki R, Inoue Y, Kitamura K, Honda A. Arthroscopic evaluation of patellofemoral congruence with rotation of the knee joint and electrical stimulation of the quadriceps. *Arthroscopy*, 2014, 30: 214–221.
- Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Hedlund LW, Goldner JL. Diagnosis of patellofemoral malalignment by computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*, 1983, 7: 1050–1053.
- Standford W, Phelan J, Kathol MH, et al. Patellofemoral joint motion: evaluation by ultrafast computed tomography. *Skeletal Radiol*, 1988, 17: 487–492.
- Pinar H, Akseki D, Karaoglan O, Genç I. Kinematic and dynamic axial computed tomography of the patello-femoral joint in patients with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1994, 2: 170–173.
- Guzzanti V, Gigante A, Di Lazzaro A, Fabbriani C. Patellofemoral malalignment in adolescents. Computerized tomographic assessment with or without quadriceps contraction. *Am J Sports Med*, 1994, 22: 55–60.
- Forsberg D, Lindblom M, Quick P, Gauffin H. Quantitative analysis of the patellofemoral motion pattern using semi-automatic processing of 4D CT data. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2016, 11: 1731–1741.

22. Gobbi RG, Demange MK, Rodrigues de Avila LF, *et al*. Patellar tracking after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: dynamic evaluation using computed tomography. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016, 25: 1–9.
23. Sheehan FT, Drace J. Quantitative MR measures of three-dimensional patellar kinematics as a research and diagnostic tool. *Med Sci Sports Exerc*, 1999, 31: 1399–1405.
24. Draper CE, Besier TF, Santos JM, *et al*. Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. *J Orthop Res*, 2009, 27: 571–577.
25. Teng HL, Chen YJ, Powers CM. Predictors of patellar alignment during weight bearing: an examination of patellar height and trochlear geometry. *Knee*, 2014, 21: 142–146.
26. Barroso Rosa S, Bahho Z, Doma K, *et al*. The quadriceps active ratio : a dynamic MRI-based assessment of patellar height. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2018, 28: 1165–1174.
27. Shih YF, Bull AMJ, McGregor AH, Amis AA. Active patellar tracking measurement: a novel device using ultrasound. *Am J Sports Med*, 2004, 32: 1209–1217.
28. Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, *et al*. In vivo patellar tracking: clinical motions and patellofemoral indices. *J Orthop Res*, 2008, 26: 1067–1074.
29. Sarkar A, Razdan S, Yadav J, Bansal N, Kuhar SU, Pahuja P. Effect of isometric quadricep activation on 'Q' angle in young females. *Indian J Physiol Pharmacol*, 2009, 53: 275–278.
30. Brossman J, Muhle C, Schröder C, *et al*. Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology*, 1993, 187: 205–212.
31. Freedman BR, Sheehan FT. Predicting three-dimensional patellofemoral kinematics from static imaging-based alignment measures. *J Orthop Res*, 2013, 31: 441–447.
32. Katchburian MV, Bull AMJ, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res*, 2003, 412: 241–259.
33. Kejriwal R, Annear P. Arthroscopic assessment of patella tracking correlates with recurrent patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05532-0>.
34. Sasaki T, Yagi T. Subluxation of the patella : investigation by computerized tomography. *Int Orthop*, 1986, 10: 115–120.
35. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. Computed tomographic classification of patellofemoral pain patients. *Orthop Clin North Am*, 1986, 17: 235–248.
36. Dupuy D, Hangen D, Zachazewski J, Boland A, Palmer W. Kinematic CT of the patellofemoral joint. *Am J Roentgenol*, 1997, 169: 211–215.
37. Elias JJ, Carrino JA, Saranathan A, Guseila LM, Tanaka MJ, Cosgarea AJ. Variations in kinematics and function following patellar stabilization including tibial tuberosity realignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014, 22: 2350–2356.
38. Williams AA, Elias JJ, Tanaka MJ, *et al*. The relationship between tibial tuberosity-trochlear groove distance and abnormal patellar tracking in patients with unilateral patellar instability. *Arthroscopy*, 2016, 32: 55–61.
39. Tanaka MJ, Elias JJ, Williams AA, Demehri S, Cosgarea AJ. Characterization of patellar maltracking using dynamic kinematic CT imaging in patients with patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016, 24: 3634–3641.
40. Shellock FG, Mink JH, Fox JM. Patellofemoral joint: kinematic MR imaging to assess tracking abnormalities. *Radiology*, 1988, 168: 551–553.
41. McNally EG, Ostlere SJ, Pal C, Phillips A, Reid H, Dodd C. Assessment of patellar maltracking using combined static and dynamic MRI. *Eur Radiol*, 2000, 10: 1051–1055.
42. O'Donnell P, Johnstone C, Watson M, McNally E, Ostlere S. Evaluation of patellar tracking in symptomatic and asymptomatic individuals by magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol*, 2005, 34: 130–135.
43. Gold GE, Besier TF, Draper CE, Asakawa DS, Delp SL, Beupre GS. Weight-bearing MRI of patellofemoral joint cartilage contact area. *J Magn Reson Imaging*, 2004, 20: 526–530.
44. Carlson VR, Sheehan FT, Shen A, Yao L, Jackson JN, Boden BP. The relationship of static tibial tubercle-trochlear groove measurement and dynamic patellar tracking. *Am J Sports Med*, 2017, 45: 1856–1863.
45. Burke CJ, Kaplan D, Block T, *et al*. Clinical utility of continuous radial magnetic resonance imaging acquisition at 3 T in real-time patellofemoral kinematic assessment: a feasibility study. *Arthroscopy*, 2018, 34: 726–733.
46. Regalado G, Lintula H, Eskelinen M, *et al*. Dynamic KINE-MRI in patellofemoral instability in adolescents. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014, 22: 2795–2802.
47. Biyani R, Elias J, Saranathan A, *et al*. Anatomical factors influencing patellar tracking in the unstable patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014, 22: 2334–2341.
48. Herrington L, Pearson S. The applicability of ultrasound imaging in the assessment of dynamic patella tracking: a preliminary investigation. *Knee*, 2008, 15: 125–127.
49. Fernandez JW, Akbarshahi M, Kim HJ, Pandy MG. Integrating modelling, motion capture and x-ray fluoroscopy to investigate patellofemoral function during dynamic activity. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2008, 11: 41–53.
50. Bey MJ, Kline SK, Tashman S, Zael R. Accuracy of biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *J Orthop Surg Res*, 2008, 3: 1–8.
51. Ohnishi T, Suzuki M, Kobayashi T, *et al*. Robust 2D/3D registration for fast-flexion motion of the knee joint using hybrid optimization. *Radiol Phys Technol*, 2013, 6: 170–179.
52. Esfandiarpour F, Lebrun CM, Dhillon S, Boulanger P. In-vivo patellar tracking in individuals with patellofemoral pain and healthy individuals. *J Orthop Res*, 2018, 36: 2193–2201.
53. Laprade J, Lee R. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *Knee*, 2005, 12: 63–72.
54. Wilson NA, Press JM, Koh JL, Hendrix RW, Zhang LQ. In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91: 558–566.
55. Fujita Y, Tsuda E, Yamamoto Y, *et al*. Quantitative analysis of dynamic patellar tracking in patients with lateral patellar instability using a simple video system. *Knee*, 2016, 23: 604–609.
56. Liu LS, Zheng ZZ, Yuan HS. Significance of diffusion tensor imaging of vastus medialis oblique in recurrent patellar dislocation. *Chin Med J (Engl)*, 2017, 130: 642–646.
57. Mjosund HL, Boyle E, Kjaer P, *et al*. Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC Musculoskelet Disord*, 2017, 18: 124.
58. Papi E, Bo YN, McGregor AH. A flexible wearable sensor for knee flexion assessment during gait. *Gait Posture*, 2018, 62: 480–483.
59. Argent R, Slevin P, Bevilacqua A, Neligan M, Daly A, Caulfield B. Wearable sensor-based exercise biofeedback for orthopaedic rehabilitation: a mixed methods user evaluation of a prototype system. *Sensors (Basel)*, 2019, 19: E432.

