

Inestabilidad en flexión media en la artroplastia total de rodilla: revisión sistemática de factores de riesgo, diagnóstico y estrategias

Walter F. Martínez,* Eduardo J. Bochaty,** Fernando A. Lopreite#

*Clínica Privada Hispano Argentina, Tres Arroyos, Buenos Aires, Argentina

**Instituto Argentino de Diagnóstico y Tratamiento, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

#Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital Británico de Buenos Aires, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

RESUMEN

Objetivo: Evaluar críticamente la evidencia disponible sobre la inestabilidad en media flexión (IMF) tras la artroplastia total de rodilla (ATR), su reconocimiento como una entidad clínica diferenciada, los factores de riesgo asociados, las consideraciones diagnósticas y las estrategias preventivas. **Materiales y Métodos:** Se realizó una búsqueda sistemática en PubMed, Embase, Scopus y Cochrane Library hasta mayo de 2025, según las directrices PRISMA. Se incluyeron estudios clínicos y biomecánicos que evaluaran específicamente la IMF tras la ATR. **Resultados:** Trece cumplieron los criterios de inclusión. Los factores asociados de manera más consistente con la IMF fueron una traslación anteroposterior ≥ 7 mm a 30° de flexión, alteraciones del *offset* condíleo posterior > 2 mm, elevación de la línea articular ≥ 4 mm y laxitud ligamentaria preoperatoria. Los implantes con estabilización medial tuvieron más estabilidad en media flexión que los diseños posteroestabilizados en el ensayo clínico aleatorizado disponible. Las técnicas quirúrgicas destinadas a optimizar el balance ligamentario, particularmente los enfoques de balance de flexión primero (*flexion-first balancing*), se asociaron con una menor laxitud en media flexión. Sin embargo, persiste una considerable heterogeneidad en la definición de IMF. **Conclusiones:** La evidencia disponible respalda la IMF como una entidad clínica diferenciada y de etiología multifactorial. Su prevención requiere preservar la línea articular y la geometría femoral, optimizar el balance ligamentario, seleccionar adecuadamente el diseño de la prótesis y evaluar sistemáticamente la estabilidad intraoperatoria entre 30° y 60° de flexión. Se necesitan estudios de mayor calidad para establecer criterios diagnósticos estandarizados y determinar la verdadera incidencia de la IMF.

Palabras clave: Artroplastia total de rodilla; inestabilidad en media flexión; factores de riesgo; diseño protésico; técnica quirúrgica; cirugía robótica asistida.

Nivel de Evidencia: III

Mid-Flexion Instability in Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review of Risk Factors, Diagnosis, and Strategies

ABSTRACT

Objective: To critically evaluate the available evidence on mid-flexion instability (MFI) following total knee arthroplasty (TKA), its recognition as a distinct clinical entity, associated risk factors, diagnostic considerations, and preventive strategies. **Materials and Methods:** A systematic search of PubMed, Embase, Scopus, and the Cochrane Library was conducted through May 2025 in accordance with PRISMA guidelines. Clinical and biomechanical studies specifically evaluating MFI following TKA were included. **Results:** Thirteen studies met the inclusion criteria. The factors most consistently associated with MFI were anteroposterior translation ≥ 7 mm at 30° of flexion, changes in posterior condylar offset > 2 mm, joint line elevation ≥ 4 mm, and preoperative ligamentous laxity. Medially stabilized implants provided greater mid-flexion stability than posterior-stabilized designs in the available randomized controlled trial. Surgical techniques aimed at optimizing ligament balance, particularly flexion-first balancing approaches, were associated with reduced mid-flexion laxity. However, considerable heterogeneity persists in the definition of MFI. **Conclusions:** The available evidence supports MFI as a distinct clinical entity with a multifactorial etiology. Prevention requires preserving the joint line and femoral geometry, optimizing ligament balance, selecting an appropriate implant design, and systematically

Recibido el 14-12-2025. Aceptado luego de la evaluación el 17-6-2026 • Dr. WALTER F. MARTÍNEZ • wfm5252@gmail.com

 <https://orcid.org/0009-0004-7249-1563>

Cómo citar este artículo: Martínez WF, Bochaty EJ, Lopreite FA. Inestabilidad en flexión media en la artroplastia total de rodilla: revisión sistemática de factores de riesgo, diagnóstico y estrategias. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol* 2026;91(5):455-466. <https://doi.org/10.15417/issn.1852-7434.2026.91.5.2274>

assessing intraoperative stability between 30° and 60° of flexion. Higher-quality studies are needed to establish standardized diagnostic criteria and determine the true incidence of MFI.

Keywords: Total knee arthroplasty; mid-flexion instability; risk factors; implant design; surgical technique; robot-assisted surgery.

Level of Evidence: III

INTRODUCCIÓN

La inestabilidad tras una artroplastia total de rodilla (ATR) constituye una de las complicaciones más frecuentes en la cirugía protésica, representa entre el 10% y el 22% de todas las causas de revisión.^{1,2} Tradicionalmente, se ha clasificado en inestabilidad en flexión, extensión, recurvatum o global, en función del arco de movimiento comprometido.³⁻⁵ Sin embargo, en las últimas décadas, ha emergido el concepto de inestabilidad en media flexión (IMF) como una entidad potencialmente diferenciada, caracterizada por laxitud sintomática en rangos intermedios de flexión (30°-60°), con estabilidad conservada en extensión completa y en flexión avanzada.^{6,7}

El concepto de IMF fue introducido inicialmente a partir de un estudio cadavérico de Martin y Whiteside, en el que se observó un incremento de la laxitud en rangos intermedios tras la elevación de la línea articular.⁸ Desde entonces, este fenómeno ha sido progresivamente incorporado en la literatura ortopédica; no obstante, su definición clínica, relevancia y consideración como entidad independiente continúan siendo motivo de debate.⁹

Desde el punto de vista fisiopatológico, la IMF se atribuye principalmente a una incompetencia ligamentaria en el rango medio de movimiento, frecuentemente asociada a alteraciones en la altura de la línea articular, laxitud ligamentaria preoperatoria, modificaciones del *offset* condíleo posterior y desequilibrios entre los espacios de flexión y extensión.¹⁰⁻¹⁴ Clínicamente, los pacientes pueden referir sensación de inestabilidad, dolor o derrames articulares recurrentes, en particular, durante actividades funcionales, como el descenso de escaleras o la marcha en pendientes.¹²

Si bien algunos autores sostienen que la IMF representa simplemente una variante de la inestabilidad en flexión,⁹ otros han documentado este fenómeno como reproducible y con implicancias clínicas específicas.^{15,16} A pesar del creciente interés en esta entidad, la evidencia disponible permanece fragmentada y no existe un consenso claro respecto de su fisiopatología, diagnóstico y abordaje óptimo. En este contexto, el objetivo de esta revisión sistemática es evaluar críticamente la evidencia disponible sobre la IMF tras la ATR, inclusive los factores de riesgo, los métodos de diagnóstico y las estrategias preventivas descritas en la literatura médica, con el fin de clarificar su relevancia clínica y orientar futuras líneas de investigación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño del estudio y marco metodológico

Se realizó una revisión sistemática de la bibliografía médica de acuerdo con las recomendaciones de la declaración PRISMA 2020. Dada la naturaleza emergente del concepto de IMF y la heterogeneidad esperable de los diseños incluidos, se planificó desde el inicio una síntesis narrativa estructurada, sin metanálisis cuantitativo.

El protocolo de la revisión no fue registrado en PROSPERO, debido a que el objetivo principal fue explorar un síndrome clínico aún controvertido y pobremente estandarizado, incluyendo evidencia clínica y biomecánica, lo cual excede el alcance habitual de las revisiones orientadas a intervenciones clínicas comparativas. No obstante, la metodología fue definida *a priori* y aplicada de manera sistemática.

Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda sistemática en las siguientes bases de datos electrónicas: PubMed/MEDLINE, Embase, Scopus y Cochrane Library. La búsqueda abarcó desde el inicio de cada base de datos hasta el 31 de mayo de 2025.

La estrategia combinó términos controlados (MeSH y Emtree cuando correspondía) y palabras clave libres, adaptadas a la sintaxis específica de cada base. La estructura booleana general fue: (“total knee arthroplasty” OR “total knee replacement” OR TKA) AND (“mid-flexion instability” OR “midflexion instability” OR “mid-range instability” OR “mid range instability”) AND (instability OR “knee instability” OR “instability after TKA”).

Se aplicaron filtros de idioma (inglés) y estudios en humanos cuando fue posible según la funcionalidad de cada base de datos. Además, se realizó una búsqueda manual de las listas de referencias de los estudios incluidos (*snowballing*) para identificar literatura adicional relevante no recuperada en la búsqueda electrónica inicial.

Definición operativa de IMF

Para los fines de elegibilidad, la IMF se definió operativamente como la presencia de laxitud sintomática, clínica, instrumentada o intraoperatoria predominante en el rango de 30° a 60° de flexión, con estabilidad relativa conservada en extensión completa (0°) y en flexión avanzada (~90°), reportada en, al menos, uno de los planos de movimiento (coronal, sagital o axial).

Dado que no existe una prueba diagnóstica única ni criterios universalmente aceptados para la IMF, se aceptaron definiciones basadas en la evaluación clínica, la exploración física, las mediciones instrumentadas, los modelos biomecánicos o la confirmación intraoperatoria, siempre que el estudio explicitara el rango de media flexión evaluado.

Criterios de inclusión

Se incluyeron estudios que cumplieran con todos los siguientes criterios:

- Ensayos clínicos aleatorizados, estudios observacionales (cohortes, casos y controles) o series de casos consecutivas con más de 10 pacientes, que evaluaran específicamente la IMF tras una ATR.
- Estudios biomecánicos, cadavéricos, *in vitro* o computacionales que analizaran explícitamente la IMF como fenómeno independiente.
- Estudios que describieran factores de riesgo, mecanismos fisiopatológicos, métodos diagnósticos o estrategias preventivas relacionadas con la IMF.
- Artículos publicados en inglés en revistas revisadas por pares.

Criterios de exclusión

Se aplicaron los siguientes criterios de exclusión:

- Reportes de caso aislados, cartas al editor, editoriales y notas técnicas sin datos originales.
- Estudios en animales.
- Estudios que abordaran exclusivamente inestabilidad en flexión o extensión sin referencia específica a la IMF.
- Literatura gris (resúmenes de congresos, tesis no publicadas).
- Revisiones sistemáticas o narrativas (utilizadas únicamente como fuente secundaria para identificación de referencias, pero no incluidas como estudios primarios).

Selección de estudios

Dos revisores independientes realizaron el proceso de selección en tres etapas: 1) cribado de títulos y resúmenes, 2) evaluación a texto completo de los estudios potencialmente elegibles y 3) inclusión final según los criterios predefinidos.

Las discrepancias se resolvieron por consenso y, cuando fue necesario, mediante la intervención de un tercer revisor. La gestión de referencias y la eliminación de duplicados se realizó utilizando Zotero®, mientras que el proceso de cribado se efectuó mediante la plataforma Rayyan®.

Extracción de datos

La extracción de datos se realizó de forma independiente y estuvo a cargo de dos revisores, utilizando una planilla estandarizada. Se recolectaron las siguientes variables: 1) autor y año de publicación, 2) diseño del estudio y tamaño de la muestra, 3) tipo de implante y diseño de la prótesis evaluado, 4) definición y método diagnóstico de IMF, 5) factores de riesgo analizados, 6) resultados clínicos, radiológicos, biomecánicos o instrumentados y 7) estrategias preventivas o consideraciones quirúrgicas reportadas.

Evaluación del riesgo de sesgo y nivel de evidencia

El riesgo de sesgo se evaluó de acuerdo con el diseño de cada estudio:

- Para ensayos clínicos aleatorizados, se utilizó la herramienta *Cochrane Risk of Bias 2* (RoB 2).
- Para estudios observacionales comparativos, se aplicó la herramienta ROBINS-I.
- Para estudios no aleatorizados no comparativos, se utilizó la escala MINORS, justificando su aplicación por la ausencia de herramientas específicas para este tipo de diseños (Figura 1).

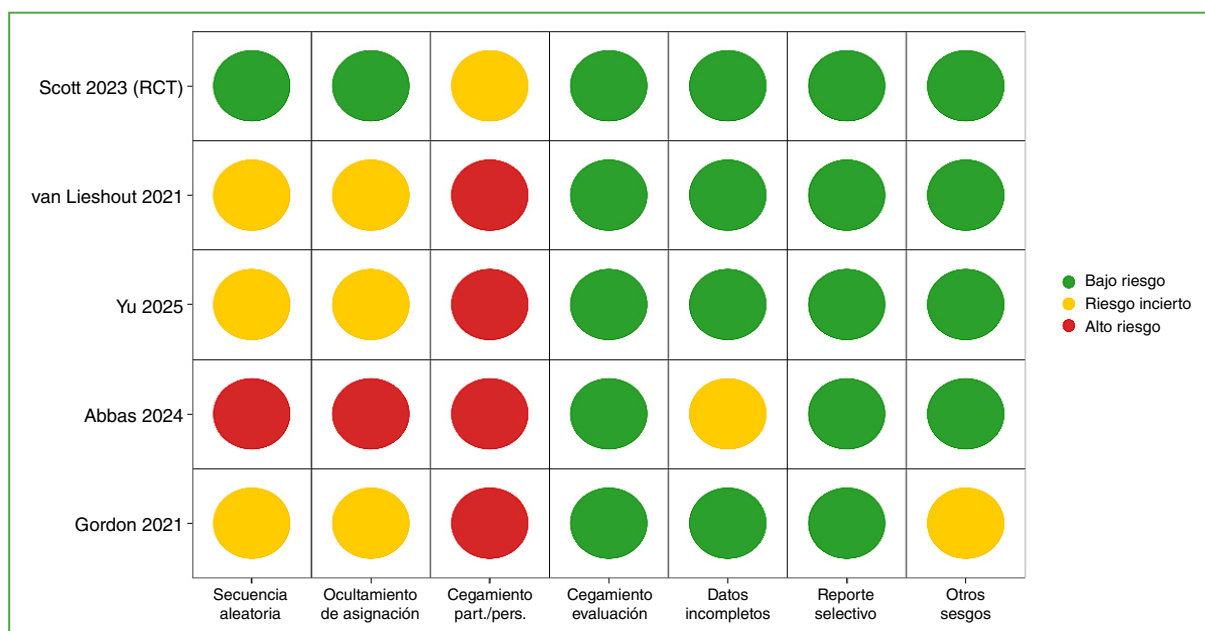


Figura 1. Evaluación del riesgo de sesgo de los estudios clínicos incluidos mediante un diagrama de tipo semáforo (*traffic light*). Los dominios de riesgo de sesgo se definieron de manera armonizada para permitir la evaluación conjunta de estudios aleatorizados y no aleatorizados, utilizando las herramientas Cochrane RoB 2 para el ensayo clínico aleatorizado y ROBINS-I/MINORS para los estudios observacionales, según correspondiera. El diagrama no incluye estudios biomecánicos, cadavéricos ni computacionales.

- Los estudios biomecánicos, cadavéricos y computacionales fueron evaluados mediante una apreciación cualitativa predefinida, centrada en la validez del modelo, la reproducibilidad y el grado de validación experimental, dado que no existe una herramienta universalmente aceptada para estos diseños.

El nivel de evidencia se reportó adicionalmente según la clasificación del *Oxford Centre for Evidence-Based Medicine* (OCEBM), sin considerarse sustituto de la evaluación de riesgo de sesgo (Tabla).

Síntesis de los resultados

Debido a la heterogeneidad sustancial en los diseños, las definiciones de IMF, los métodos de diagnóstico y los resultados reportados, no fue posible realizar un metanálisis cuantitativo. Se llevó a cabo una síntesis narrativa estructurada, organizando los hallazgos en los siguientes dominios:

1. Evidencia sobre la existencia y definición de la IMF.
2. Factores de riesgo biomecánicos y quirúrgicos.
3. Métodos de diagnóstico clínicos, instrumentados e intraoperatorios.
4. Estrategias preventivas, técnicas quirúrgicas y tecnologías asistidas.

Se destacaron convergencias y divergencias entre estudios clínicos y biomecánicos, así como las principales limitaciones metodológicas.

Nivel de evidencia de la revisión

De acuerdo con la clasificación OCEBM, esta revisión sistemática corresponde a un nivel de evidencia III, dado que la mayoría de los estudios incluidos fueron observacionales, biomecánicos o experimentales, con un único ensayo clínico aleatorizado disponible.

Tabla. Evaluación de la calidad metodológica y nivel de evidencia de los estudios incluidos

Autor (Año)	Tipo de estudio	Nivel de evidencia (OCEBM)*	Evaluación de calidad/riesgo de sesgo	Comentarios/Limitaciones
Scott y Hellie ¹⁷ (2023)	Ensayo clínico aleatorizado	Nivel II (1b)	RoB 2: bajo-moderado	Posible cegamiento incompleto; tamaño muestral limitado
van Lieshout y cols. ¹⁹ (2020)	Estudio observacional prospectivo	Nivel III (2b)	ROBINS-I: riesgo moderado	Diseño no aleatorizado; potencial confusión residual
Abbas y cols. ¹⁴ (2024)	Serie de casos	Nivel IV (4)	MINORS: 14/24 (moderada)	Tamaño muestral reducido; ausencia de grupo de control
Yu y cols. ¹⁸ (2024)	Serie de casos observacional	Nivel III (2b)	MINORS: 15/24 (moderada)	Seguimiento limitado; heterogeneidad clínica
Gordon y cols. ²⁰ (2021)	Serie prospectiva consecutiva (robótica + sensor)	Nivel IV (4)	MINORS: 16/24 (moderada-alta)	Sin grupo comparativo; posible sesgo de selección
Wang y cols. ²³ (2008)	Estudio biomecánico comparativo bilateral	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Muestra muy pequeña (n = 8); ausencia de correlación clínica
Stoddard y cols. ²⁴ (2013)	Estudio <i>in vitro</i> comparativo	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Modelo experimental simplificado; no reproduce condiciones <i>in vivo</i>
Incavo y cols. ²⁵ (2013)	Estudio biomecánico cadavérico comparativo	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Limitada extrapolación clínica; número reducido de especímenes
Luyckx y cols. ²⁶ (2018)	Estudio cadavérico experimental + modelo analítico	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Diseño experimental; sin validación clínica directa
Shalhoub y cols. ²⁷ (2018)	Estudio cadavérico robótico (<i>gap-balancing</i>)	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Condiciones altamente controladas; aplicabilidad clínica indirecta
Chalmers y cols. ¹⁶ (2021)	Estudio cadavérico experimental + modelo analítico	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Resultados dependientes del modelo; sin correlación clínica
Cross y cols. ¹⁵ (2012)	Estudio cadavérico robótico	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Modelo no fisiológico completo; ausencia de datos clínicos
Elmasry y cols. ²⁸ (2022)	Estudio computacional (modelado biomecánico)	Nivel V	Evaluación cualitativa estructurada	Modelo teórico; validación clínica limitada

*Dado que no existe una herramienta universalmente aceptada para evaluar la calidad metodológica de estudios biomecánicos, cadavéricos o computacionales, estos fueron clasificados como nivel de evidencia V y evaluados mediante una apreciación cualitativa estructurada, centrada en la validez del modelo, la reproducibilidad y la aplicabilidad clínica.

RESULTADOS

Selección de estudios

La búsqueda sistemática en bases de datos electrónicas (PubMed, Embase, Scopus y Cochrane Library) identificó un total de 124 registros. Tras la eliminación de 23 duplicados, se obtuvieron 101 artículos únicos para la evaluación inicial. De estos, 41 registros fueron sometidos a un cribado formal por título y resumen, mientras que 60 fueron excluidos en esta etapa por no estar relacionados con la temática de la revisión o por no mencionar datos específicos sobre IMF.

Los 41 artículos seleccionados fueron evaluados a texto completo. Veintiocho de ellos fueron excluidos por no cumplir los criterios de elegibilidad predefinidos, principalmente por corresponder a revisiones sistemáticas o narrativas, no aportar datos primarios sobre IMF, presentar diseños no elegibles o reportar resultados superpuestos. Finalmente, 13 estudios cumplieron con todos los criterios de inclusión y fueron incorporados en la síntesis cualitativa. El proceso de selección se resume en el diagrama de flujo PRISMA (Figura 2).

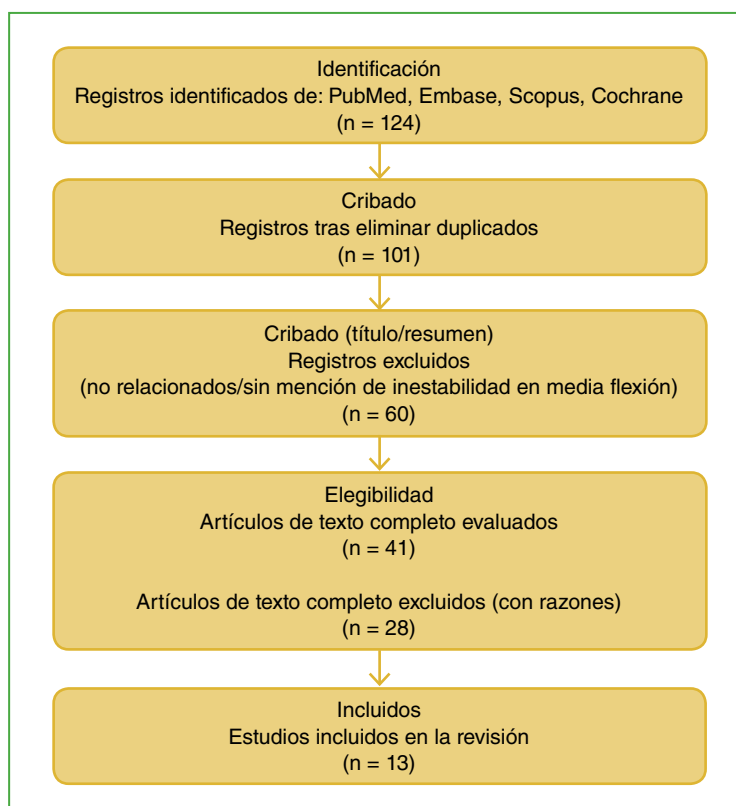


Figura 2. Diagrama de flujo PRISMA 2020.

Características generales de los estudios incluidos

Los 13 estudios incluidos, publicados entre 2008 y 2025, abordaron la IMF tras una ATR mediante diseños clínicos, biomecánicos, cadavéricos, robóticos y computacionales. Según la clasificación OCEBM, la mayoría correspondió a estudios de nivel de evidencia IV o V, con un único ensayo clínico aleatorizado identificado (Scott y cols.).¹⁷

Desde el punto de vista clínico, los estudios de Scott y cols.,¹⁷ Yu y cols.,¹⁸ van Lieshout y cols.,¹⁹ Abbas y cols.¹⁴ y Gordon y cols.²⁰ evaluaron factores quirúrgicos, técnicas de balance y tecnologías asistidas en cohortes de pacientes sometidos a una ATR. En paralelo, múltiples estudios experimentales y biomecánicos analizaron la influencia del diseño de la prótesis, la línea articular y el comportamiento ligamentario en la estabilidad del rango intermedio de flexión.^{15,16,21-28}

Factores de riesgo asociados a la IMF

Diversos estudios clínicos y experimentales identificaron factores de riesgo convergentes para el desarrollo de IMF. En el plano sagital, un desplazamiento anteroposterior ≥ 7 mm a 30° de flexión fue señalado como un predictor independiente de IMF después de la ATR, esto sugiere que pequeñas variaciones en la estabilidad anterior pueden amplificarse en el rango intermedio del arco de movimiento.^{12,13}

La alteración del *offset* condíleo posterior emergió como otro determinante relevante: modificaciones >2 mm se asociaron con un aumento significativo de la probabilidad de inestabilidad, lo que destaca la importancia de preservar la geometría femoral nativa.¹² En relación con la línea articular, los estudios biomecánicos coincidieron en que elevaciones ≥4 mm incrementan, de manera sustancial, la laxitud en media flexión; no obstante, algunos estudios clínicos sugirieron que elevaciones controladas de hasta 2 mm podrían ser toleradas si se acompañan de un balance adecuado de los tejidos blandos.¹⁴⁻¹⁶

Asimismo, la laxitud ligamentaria preoperatoria y el tamaño reducido del implante fueron identificados, de forma consistente, como condiciones predisponentes para la aparición de IMF tras la ATR.¹¹

Influencia del diseño de la prótesis

El diseño del implante fue uno de los determinantes más consistentemente evaluados. En el único ensayo clínico aleatorizado disponible, Scott y cols.¹⁷ demostraron que los implantes con estabilización medial proporcionaban un mayor control anteroposterior en el rango de 30°-60° de flexión en comparación con los diseños estabilizados a posterior, con un efecto más marcado en pacientes del sexo femenino. Yu y cols.¹⁸ comunicaron hallazgos concordantes en una cohorte observacional.

Desde una perspectiva biomecánica, Wang y cols.²³ observaron que los diseños de radio único (*single-radius*) se asociaban con un mayor control anteroposterior durante actividades funcionales, como el movimiento de sentarse y ponerse de pie, mientras que los diseños de radio múltiple (*multi-radius*) mostraban una mayor laxitud transitoria en el rango de 30°-45°. Por el contrario, Stoddard y cols.,²⁴ utilizando modelos cadavéricos, no identificaron diferencias significativas entre ambos diseños, y cuestionaron que la geometría femoral aislada sea el principal determinante de la IMF.

Técnica quirúrgica y tecnologías asistidas

La técnica quirúrgica también influyó, de manera significativa, en la estabilidad en media flexión. Estudios comparativos indicaron que el enfoque de balance de flexión primero (*flexion-first balancing*) se asoció con una menor laxitud en el rango intermedio comparado con la resección medida convencional.^{29,30}

En relación con las tecnologías asistidas, Gordon y cols.²⁰ evaluaron una cohorte clínica sometida a ATR con cirugía robótica y sensores de carga intraoperatorios, y observaron una mejora cuantitativa de la estabilidad, un 87% de rodillas balanceadas a lo largo de todo el arco de movimiento, inclusive la media flexión. No obstante, en estudios experimentales robóticos y cadavéricos, se demostró que, aun con planificación asistida y balance adecuado en extensión y a 90°, persiste una laxitud residual de 2-4 mm en el rango intermedio.²⁷

El modelo computacional desarrollado por Elmasry y cols.²⁸ reforzó estos hallazgos, y mostró que los insertos con mayor restricción pueden reducir la rotación axial, aunque sin eliminar completamente la laxitud coronal característica de la IMF.

Evidencia biomecánica y experimental

Los estudios cadavéricos y biomecánicos aportaron evidencia consistente sobre el impacto de pequeñas variaciones anatómicas. Cross y cols.,¹⁵ Chalmers y cols.,¹⁶ Incavo y cols.²⁵ y Luyckx y cols.²⁶ demostraron que las elevaciones mínimas de la línea articular (2-4 mm) generan aumentos significativos de la laxitud coronal en los rangos de 30° a 70°, incluso en rodillas adecuadamente balanceadas en extensión y flexión avanzada.

En particular, Luyckx y cols.²⁶ cuantificaron un incremento de la laxitud coronal del 60% al 110% en media flexión tras la elevación de la línea articular, mientras que Shalhoub y cols.²⁷ documentaron la persistencia de inestabilidad intermedia en la ATR asistida por robot mediante técnica de *gap-balancing*. Estos hallazgos sugieren que la IMF depende no solo del diseño de la prótesis, sino también de la altura articular y del comportamiento isométrico de las estructuras capsuloligamentarias.

Síntesis global de los hallazgos

En conjunto, los resultados de los estudios incluidos indican que la IMF es un fenómeno multifactorial, influenciado por la interacción entre factores anatómicos, diseño de la prótesis, técnica quirúrgica y balance ligamentario. La evidencia clínica y experimental coincide en que incluso las rodillas aparentemente bien balanceadas pueden presentar inestabilidad dinámica en el rango de 30° a 60° de flexión, lo que explica la dificultad diagnóstica y la variabilidad de los resultados reportados.

Nivel y calidad de la evidencia

La calidad metodológica de los estudios incluidos fue globalmente de baja a moderada. El único ensayo clínico aleatorizado aportó evidencia de nivel II,¹⁷ mientras que los estudios observacionales se clasificaron como de nivel III y IV, y los estudios biomecánicos, cadavéricos y computacionales, como de nivel V. Se observó una marcada heterogeneidad en las definiciones de IMF, los métodos de diagnóstico y los desenlaces evaluados, lo que limitó la posibilidad de realizar un metanálisis cuantitativo.

DISCUSIÓN

Los hallazgos de esta revisión sistemática indican que la IMF tras la ATR constituye un fenómeno biomecánico reproducible y clínicamente relevante, aunque aún insuficientemente reconocido. Si bien algunos autores han cuestionado su existencia como entidad independiente, considerándola una variante de la inestabilidad en flexión clásica,⁹ la evidencia clínica, biomecánica y experimental integrada en esta revisión respalda la noción de un patrón de inestabilidad específico, caracterizado por laxitud sintomática predominante en el rango de 30° a 60° de flexión, con estabilidad relativa conservada en extensión completa y flexión avanzada.

Desde una perspectiva fisiopatológica, los resultados apoyan un modelo claramente multifactorial. La IMF no parece ser la consecuencia de un único error técnico o del diseño aislado del implante, sino el resultado de la interacción entre factores predisponentes del huésped, variables quirúrgicas y características de la prótesis. En este contexto, la laxitud ligamentaria preoperatoria, las alteraciones del *offset* condíleo posterior >2 mm y la elevación excesiva de la línea articular (≥4 mm) emergen como determinantes críticos, capaces de desestabilizar la rodilla en su rango funcional más vulnerable.^{12-16,26} La traslación anteroposterior ≥7 mm a 30° de flexión debe interpretarse, por tanto, no como un factor causal aislado, sino como un “marcador cuantificable” de un desequilibrio biomecánico subyacente.

El diseño de la prótesis desempeña un papel modulador central en este escenario. La superior estabilidad observada con implantes de estabilización medial en el único ensayo clínico aleatorizado disponible¹⁷ y confirmada en estudios observacionales contemporáneos¹⁹ puede explicarse por su capacidad para reproducir una cinemática más fisiológica, con un pivote medial estable y un control progresivo de la rotación lateral. Este concepto coincide con observaciones previas resumidas en revisiones narrativas y sistemáticas que ya sugerían ventajas biomecánicas de los diseños *medial-pivot* o de alta congruencia medial frente a los diseños estabilizados a posterior estándar.^{11,12,20} En la misma línea, se ha propuesto que las prótesis con retención del ligamento cruzado posterior combinadas con insertos medialmente congruentes podrían ofrecer un mejor control en media flexión que los sistemas PS convencionales.³¹

No obstante, los resultados biomecánicos y experimentales advierten contra una interpretación reduccionista centrada exclusivamente en la geometría del implante. Estudios comparativos entre diseños de radio único y radio múltiple han tenido resultados discordantes,^{23,24} lo que sugiere que la IMF no depende únicamente de la forma femoral, sino de cómo esta interactúa con el balance ligamentario y la restauración de la altura articular. Esta visión es coherente con lo señalado por revisiones conceptuales previas que enfatizan que la IMF representa un problema de isometría ligamentaria más que de diseño de la prótesis aislado.^{9,10,18}

La técnica quirúrgica emerge así como un elemento clave para la prevención de la IMF. Los enfoques que priorizan el balance de flexión, como el *flexion-first balancing*, han generado rodillas más estables en el rango intermedio que las técnicas clásicas de resección medida.^{19,29} Este principio técnico ya había sido destacado en revisiones narrativas previas como un cambio conceptual relevante en la cirugía protésica moderna.^{11,12} En este sentido, la evidencia sugiere que la simetría perfecta de brechas en extensión y a 90° no garantiza la estabilidad funcional en media flexión, y que incluso rodillas “bien balanceadas” pueden presentar laxitud dinámica clínicamente significativa.

La incorporación de tecnologías asistidas aporta una dimensión adicional a esta problemática. En estudios clínicos y experimentales, se ha demostrado que la cirugía robótica combinada con sensores de carga intraoperatorios permite cuantificar y reducir la laxitud en media flexión.^{27,28} Sin embargo, la persistencia de una laxitud residual de 2-4 mm incluso en sistemas altamente controlados sugiere que existe un componente anatómico y viscoelástico inherente que no puede eliminarse completamente mediante ajustes técnicos. Modelos computacionales han reforzado esta hipótesis mostrando que el aumento de la restricción protésica puede reducir la rotación axial sin abolir la laxitud coronal característica de la IMF.²⁸ Estas observaciones concuerdan con análisis previos que advertían sobre las limitaciones de la tecnología para compensar alteraciones anatómicas sutiles.²⁰

Desde el punto de vista clínico, estos hallazgos tienen implicancias prácticas relevantes. La evaluación intraoperatoria de la estabilidad debería extenderse sistemáticamente al rango de 30°-60° de flexión, ya sea mediante

maniobras manuales dirigidas o, idealmente, con dispositivos instrumentados. En pacientes considerados de alto riesgo, como mujeres, individuos con laxitud ligamentaria preoperatoria o aquellos que requieren resecciones distales amplias, podría justificarse la elección de implantes con mayor estabilidad inherente en media flexión y evitar diseños PS estándar. Asimismo, la cirugía robótica y las filosofías de alineación cinemática han sido señaladas como estrategias prometedoras para optimizar la restauración anatómica y el balance ligamentario, aunque la evidencia clínica definitiva aún es limitada.^{26,32-36}

La verdadera incidencia de la IMF continúa siendo difícil de establecer. Los grandes registros nacionales, como el *National Joint Registry* del Reino Unido y el *Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry*, agrupan las revisiones por inestabilidad en una categoría general que representa aproximadamente el 17-18% de todas las causas de revisión de ATR.^{37,38} La ausencia de una categoría específica para la IMF limita la capacidad de cuantificar su impacto real. No obstante, el creciente reconocimiento del fenómeno en la literatura médica sugiere que una proporción significativa de estas revisiones clasificadas genéricamente como “inestabilidad” podría corresponder a IMF no identificada.

Esta revisión presenta fortalezas relevantes, entre ellas, una búsqueda exhaustiva y actualizada, el cumplimiento de las guías PRISMA y la integración de evidencia clínica, biomecánica y computacional. Sin embargo, las conclusiones deben interpretarse a la luz de limitaciones importantes: el predominio de estudios de bajo a moderado nivel de evidencia, la heterogeneidad en las definiciones de IMF y la ausencia de criterios diagnósticos estandarizados. Estas limitaciones subrayan la necesidad de llevar a cabo investigaciones que incluyan ensayos clínicos aleatorizados bien diseñados, validación clínica de herramientas diagnósticas específicas y el desarrollo de registros que contemplen la IMF como causa diferenciada de revisión. Solo a través de estos esfuerzos será posible definir, con mayor precisión, el verdadero impacto clínico de la IMF tras la ATR.

CONCLUSIONES

Esta revisión sistemática respalda la IMF como una entidad clínica diferenciada y una causa potencialmente relevante de fallo tras la ATR. La evidencia disponible sugiere un modelo etiopatogénico multifactorial, en el cual la combinación de factores técnicos —en particular la elevación de la línea articular >2-4 mm y las alteraciones del *offset* condíleo posterior—, la laxitud ligamentaria preoperatoria y la selección de un diseño inadecuado de prótesis convergen para generar una laxitud sintomática en el rango de 30° a 60° de flexión.

La prevención de la IMF requiere un abordaje integral que priorice: 1) la evaluación intraoperatoria sistemática de la estabilidad en media flexión, idealmente mediante herramientas instrumentadas; 2) la selección de implantes con mayor estabilidad inherente en este rango, como los diseños con estabilización medial y 3) la consideración de tecnologías asistidas, como la cirugía robótica, para optimizar la precisión del balance ligamentario. Finalmente, la estandarización de criterios diagnósticos y la generación de evidencia clínica de mayor calidad resultan esenciales para cuantificar la verdadera incidencia de esta complicación y validar, de manera robusta, las estrategias preventivas propuestas.

Uso de la inteligencia artificial

Durante la preparación de este manuscrito, el(os) autor(es) utilizaron ChatGPT para mejorar la legibilidad y el lenguaje. Tras utilizar esta herramienta, revisaron y editaron el contenido según fuera necesario y asumen toda la responsabilidad del contenido de la publicación.

Conflicto de intereses: Los autores no declaran conflictos de intereses.

ORCID de E. J. Bochaty: <https://orcid.org/0000-0003-3645-6563>

ORCID de F. A. Lopreite: <https://orcid.org/0000-0002-2065-8649>

BIBLIOGRAFÍA

1. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, Tokarski AT, Parvizi J. Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years? *J Arthroplasty* 2014;29(9):1774-8. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.07.024>
2. Schroer WC, Berend KR, Lombardi AV, Barnes CL, Bolognesi MP, Berend ME, et al. Why are total knees failing today? Etiology of total knee revision in 2010-2011. *J Arthroplasty* 2013;28(8 Suppl):116-9. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.04.056>
3. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92(12):2143-9. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01398>
4. McNabb DC, Kim RH, Springer BD. Instability after total knee arthroplasty. *J Knee Surg* 2015;28(2):97-104. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1396080>
5. Lewis PL, Campbell DG, Lorimer MF, Requicha F, W-Dahl A, Robertsson O. Primary total knee arthroplasty revised for instability: A detailed registry analysis. *J Arthroplasty* 2022;37(2):286-97. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2021.11.002>
6. Fehring TK, Valadie AL. Knee instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1994;(299):157-62. PMID: 8119011
7. Rodríguez-Merchán EC. Instability following total knee arthroplasty. *HSS J* 2011;7(1):7(3):273-8. <https://doi.org/10.1007/s11420-011-9217-0>
8. Martin JW, Whiteside LA. The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1990;(259):146-56. PMID: 2208849
9. Vince K. Mid-flexion instability after total knee arthroplasty: woolly thinking or a real concern? *Bone Joint J* 2016;98-B(1 Suppl A):84-8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B1.36445>
10. Al-Jabri T, Brivio A, Maffulli N, Barrett D. Management of instability after primary total knee arthroplasty: an evidence-based review. *J Orthop Surg Res* 2021;16(1):729. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02878-5>
11. Vajapey SP, Pettit RJ, Li M, Chen AF, Spitzer AI, Glassman AH. Risk factors for mid-flexion instability after total knee arthroplasty: a systematic review. *J Arthroplasty* 2020;35(10):3046-54. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.05.026>
12. Longo UG, Candela V, Pirato F, Hirschmann MT, Becker R, Denaro V. Midflexion instability in total knee arthroplasty: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2021;29(2):370-80. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-05909-6>
13. Mochizuki T, Tanifuji O, Sato T, Hijikata H, Koga H, Watanabe S, et al. Association between anteroposterior laxity in mid-range flexion and subjective healing of instability after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25(11):3543-8. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4375-8>
14. Abbas N, Khattak SK, Faheem MU, Ahmed N, Aziz A, Khan L. Safe zone of joint line elevation for the treatment of knee flexion contracture preventing mid-flexion instability in total knee replacement. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2024;36(2):234-9. <https://doi.org/10.55519/JAMC-02-13141>
15. Cross MB, Nam D, Plaskos C, Sherman SL, Lyman S, Pearle AD, et al. Recutting the distal femur to increase maximal knee extension during TKA causes coronal plane laxity in mid-flexion. *Knee* 2012;19(6):875-9. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.05.007>
16. Chalmers BP, Elmasry SS, Kahlenberg CA, Mayman DJ, Wright TM, Westrich GH, et al. Additional distal femoral resection increases mid-flexion coronal laxity in posterior-stabilized total knee arthroplasty with flexion contracture: a computational study. *Bone Joint J* 2021;103-B(6 Suppl A):87-93. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B6.BJJ-2020-2444.R1>
17. Scott DF, Hellie AA. Mid-flexion, anteroposterior stability of total knee replacement implanted with kinematic alignment: A randomized, quantitative radiographic laxity study with posterior-stabilized and medial-stabilized implants. *J Bone Joint Surg Am* 2023;105(1):9-19. <https://doi.org/10.2106/JBJS.22.00549>. Erratum in: *J Bone Joint Surg Am* 2023;105(4):e15. <https://doi.org/10.2106/JBJS.ER.22.00549>
18. Yu W, Zou D, Tan J, Zheng N, Ma X, Cheng R, et al. Medial-pivot total knee arthroplasty enhances tibiofemoral axial rotation stability in weight-bearing mid-range flexion compared to posterior-stabilised system. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2024;32(8):2075-86. <https://doi.org/10.1002/ksa.12200>
19. van Lieshout WAM, Koenraadt KLM, Elmans LHGJ, van Geenen, RCI. Flexion First Balancer: description of new technique in TKA to reproduce joint line and pre-disease mechanical alignment. *J Exp Orthop* 2020;7(1):23. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00241-x>

20. Gordon AC, Conditt MA, Verstraete MA. Achieving a balanced knee in robotic TKA. *Sensors (Basel)* 2021;21(2):535. <https://doi.org/10.3390/s21020535>
21. Mehta N, Burnett RA, Kahlenberg CA, Miller R, Chalmers B, Cross MB. Mid-flexion instability after total knee arthroplasty: Diagnosis, implant design, and outcomes. *Orthopedics* 2023;46(1):e13-e19. <https://doi.org/10.3928/01477447-20220719-01>
22. Bosco F, Giustra F, Rovere G, Masoni V, Cassaro S, Giambusso M, et al. Mid-flexion instability in total knee arthroplasty: Insights from robotic-assisted surgery. *Appl Sci* 2024;14(15):6436. <https://doi.org/10.3390/app14156436>
23. Wang H, Simpson KJ, Chamnongkitch S, Kinsey T, Mahoney OM. Biomechanical influence of TKA designs with varying radii on bilateral TKA patients during sit-to-stand. *Dyn Med* 2008;7:12. <https://doi.org/10.1186/1476-5918-7-12>
24. Stoddard JE, Deehan DJ, Bull AM, McCaskie AW, Amis AA. The kinematics and stability of single-radius versus multi-radius femoral components related to mid-range instability after TKA. *J Orthop Res* 2013;31(1):53-8. <https://doi.org/10.1002/jor.22170>
25. Incavo SJ, Schmid S, Sreenivas K, Ismaili S, Noble PC. Total knee arthroplasty using anatomic alignment can produce mid-flexion laxity. *Clin Biomech (Bristol)* 2013;28(4):429-35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.02.012>
26. Luyckx T, Vandenuecker H, Ing LS, Vereecke E, Ing AV, Victor J. Raising the joint line in TKA is associated with mid-flexion laxity: A study in cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res* 2018;476(3):601-11. <https://doi.org/10.1007/s11999-0000000000000067>
27. Shalhoub S, Moschetti WE, Dabuzhsky L, Jevsevar DS, Keggi JM, Plaskos C. Laxity profiles in the native and replaced knee-application to robotic-assisted gap-balancing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2018;33(9):3043-8. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.05.012>
28. Elmasry SS, Kahlenberg CA, Mayman DJ, Wright TM, Westrich GH, Cross MB, et al. A mid-level constrained insert reduces coupled axial rotation but not coronal mid-flexion laxity induced by joint line elevation in posterior-stabilized total knee arthroplasty: A computational study. *J Arthroplasty* 2022;37(6S):S364-S370.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.02.089>
29. van Lieshout WAM, Duijnisveld BJ, Koenraadt KLM, Elmans LHGJ, Kerkhoffs GMMJ, van Geenen RCI. Adequate joint line restoration and good preliminary clinical outcomes after total knee arthroplasty using the Flexion First Balancer technique. *Knee* 2019;26(3):794-802. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.04.002>
30. Matziolis G, Brodt S, Windisch C, Roehner E. The reversed gap technique produces anatomical alignment with less midflexion instability in total knee arthroplasty: a prospective randomized trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016;24(8):2430-5. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3798-y>
31. Tsubosaka M, Ishida K, Kodato K, Shibamura N, Hayashi S, Kurosaka M, et al. Mid-flexion stability in the anteroposterior plane is achieved with a medial congruent insert in cruciate-retaining total knee arthroplasty for varus osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2021;29(2):467-73. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-05927-4>
32. Maeda K, Mochizuki T, Takagi S, Omori G, Yamamoto N, Kobayashi K, et al. Image-free robotic-assisted total knee arthroplasty is associated with joint line distalization and improves mid-flexion instability: A prospective cohort study. *J Exp Orthop* 2025;12(2):e70239. <https://doi.org/10.1002/jeo2.70239>
33. Armendariz M, Tadros BJ, Collopy D, Clark G. No evidence of mid-flexion instability after robotic-assisted total knee arthroplasty as assessed by intraoperative pressure sensors. *Arthroplasty* 2024;6(1):32. <https://doi.org/10.1186/s42836-024-00253-3>
34. Evangelista PJ, Laster SK, Lenz NM, Sheth NP, Schwarzkopf R. A computer model of mid-flexion instability in a balanced total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2018;33(7S):S265-S269. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.02.021>
35. Song EK, Seon JK, Yim JH, Seol YJ, Park KS. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(1):118-26. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2407-3>
36. Kayani B, Konan S, Tahmassebi J, Pietrzak JRT, Haddad FS. Robotic-arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved early functional recovery and reduced time to hospital discharge compared with conventional jig-based total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 2018;100-B(7):930-7. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.100B7.BJJ-2017-1449.R1>
37. National Joint Registry. 22nd Annual Report 2025. Hemel Hempstead, UK: National Joint Registry; 2025. [cited 2025 Oct 5]. Disponible en: <https://www.njrreports.org.uk/>

38. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report 2023. Adelaide, SA, Australia: AOA; 2023. [cited 2025 Oct 5]. Disponible en: <https://aoanjrr.sahmri.com/annual-reports-2023>