



TESINA

**presentada para acceder al título de grado de la carrera de
LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA**

Título:

**“Análisis cinemático de la marcha en pacientes operados de
ligamento cruzado anterior en el 2º y 3º mes postquirúrgicos”**

Autor/es:

Sola, Brenda

Directora:

Lic. Lara Dezotti

Lugar y Fecha de Presentación:

Rosario, Santa Fe – Julio 2026

Firma de Autor

A handwritten signature in dark ink, appearing to be 'B. Sola', is shown on a light gray rectangular background.

RESUMEN

Introducción: La reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) tiene como objetivo restablecer la estabilidad articular de la rodilla; sin embargo, durante los primeros meses postquirúrgicos pueden persistir alteraciones biomecánicas de la marcha que no siempre son detectadas mediante evaluaciones clínicas convencionales. El análisis cinemático de la fase de apoyo permite identificar cambios funcionales relevantes, tales como modificaciones en los tiempos de apoyo, la distribución temporal de las mecedoras funcionales del pie y limitaciones en la extensión de la rodilla.

Objetivo general: Analizar la cinemática de la marcha en pacientes con reconstrucción de LCA durante el segundo y tercer mes postquirúrgico, comparando la pierna operada y no operada mediante parámetros temporales y angulares de la fase de apoyo.

Materiales y métodos: Se realizó un estudio descriptivo y retrospectivo con una muestra de 16 pacientes operados de LCA. La marcha fue analizada mediante registro en video y procesamiento con el software Kinovea. Para cada sujeto se evaluaron siete ciclos consecutivos de apoyo de la pierna operada y no operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico. Se cuantificó la duración total de la fase de apoyo, la distribución porcentual de las mecedoras funcionales del pie (talón, tobillo y antepié), los ángulos de rodilla en contacto inicial, apoyo medio y despegue, y el déficit de extensión.

Resultados: Se observaron modificaciones en la organización temporal de la fase de apoyo entre el segundo y el tercer mes postquirúrgico: aumentaron la duración y la participación porcentual de M1, disminuyeron ambas medidas en M2 y se registró una ligera disminución de la duración absoluta de M3, con relativa estabilidad de su participación porcentual. Los ángulos de rodilla en el plano sagital se mantuvieron relativamente estables entre ambos momentos, mientras que el déficit de extensión persistió durante el período evaluado. Asimismo, la comparación entre miembros evidenció asimetrías en parámetros específicos de la fase de apoyo.

Conclusión: Durante el segundo y tercer mes postquirúrgico, la marcha presenta adaptaciones funcionales detectables mediante el análisis temporal de la fase de apoyo y de las mecedoras funcionales del pie, coexistiendo con la persistencia del déficit de extensión. Estos hallazgos aportan criterios objetivos para el seguimiento funcional temprano posterior a la reconstrucción del LCA.

Palabras clave (DeCS): Ligamento cruzado anterior; Marcha; Biomecánica; Rehabilitación; Cinemática.

Keywords (MeSH): Anterior Cruciate Ligament; Gait; Biomechanical Phenomena; Rehabilitation; Motion Analysis.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. OBJETIVOS.....	4
III. MARCO TEÓRICO.....	5
III.a) Análisis cinemático de la fase de apoyo en la marcha humana.....	5
III.a.1) Organización del ciclo de la marcha.....	5
III.a.2) Parámetros temporales de la fase de apoyo.....	5
III.a.3) Mecedoras funcionales del pie.....	6
III.b) Alteraciones cinemáticas de la marcha en pacientes con LCA.....	6
III.b.1) Cambios en la marcha post LCA.....	6
III.b.2) Déficit de extensión y su impacto en la marcha.....	8
III.b.3) Modificaciones en parámetros temporales y velocidad de la marcha.....	9
III.c) Factores asociados a la marcha post reconstrucción del LCA.....	10
III.c.1) Influencia de la técnica quirúrgica en la función de la marcha.....	10
III.c.2) Diferencias según sexo en la biomecánica de la marcha post-LCA.....	11
III.d) Evaluación cinemática mediante análisis bidimensional.....	12
III.d.1) Análisis 2D en el ámbito clínico.....	12
III.d.2) Uso del software Kinovea.....	13
IV. JUSTIFICACIÓN.....	14
V. MATERIALES Y MÉTODOS.....	16
V.a) Estrategia de búsqueda bibliográfica.....	16
V.b) Diseño del estudio.....	17
V.c) Población y muestra.....	18
V.d) Recolección y análisis de datos.....	18
VI. RESULTADOS.....	21
VI.a) Características de la muestra.....	21
Figura 1. Distribución de la edad de los sujetos incluidos en el estudio.....	22
Figura 2. Distribución de la muestra según el lado operado.....	23
Figura 3. Distribución de la muestra según sexo.....	23
Figura 4. Distribución de la muestra según el tipo de injerto utilizado en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior.....	24
Figura 5. Concordancia entre la pierna hábil y la pierna operada.....	24
Figura 6. Distribución de la concordancia entre la pierna hábil y la pierna operada según sexo.....	25
VI.b) Duración de la fase de apoyo total durante la marcha.....	26
Figura 7. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	28
Figura 8. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	28
VI.c) Duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo.....	29
VI.c.1) Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna operada.....	29
Figura 9. Duración de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	31

Figura 10. Duración de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	31
Figura 11. Duración de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	32
Los valores se expresan en segundos (s).....	32
VI.c.2) Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna no operada.....	32
Figura 12. Duración de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	34
Figura 13. Duración de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	34
Figura 14. Duración de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	35
VI.c.3) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en la pierna operada....	36
Figura 15. Distribución porcentual de la mecedora 1 (M1) durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	38
Figura 16. Distribución porcentual de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico	38
Figura 17. Distribución porcentual de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	39
Figura 18. Distribución promedio porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	40
VI.c.4) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en la pierna no operada	40
Figura 19. Distribución porcentual de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico	42
Figura 20. Distribución porcentual de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	43
Figura 21. Distribución porcentual de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	43
Figura 22. Distribución promedio porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	44
VI.D) Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo.....	45
VI.d.1) Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna operada.....	45
Figura 23. Ángulo de la rodilla en el contacto inicial (CI).....	46
Figura 24. Ángulo de la rodilla en el apoyo medio (AM).....	47
Figura 25. Ángulo de la rodilla en el despegue del pie (DP)	47
VI.d.2). Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna no operada.....	48
Figura 26. Ángulo de la rodilla en el contacto inicial (CI) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	49
Figura 27. Ángulo de la rodilla en el apoyo medio (AM) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	50
Figura 28. Ángulo de la rodilla en el despegue del pie (DP) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	50
VI. E) Déficit de extensión de rodilla.....	51
Figura 29. Déficit de extensión de la rodilla en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	53
Figura 30. Déficit de extensión de la rodilla en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media	

± DE).....	53
VI.F) Comparación de los parámetros de la marcha entre pierna operada y no operada...	54
Figura 31. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media ± DE).....	57
Figura 32. Duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	58
Figura 33. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	58
Figura 34. Ángulos de la rodilla durante la fase de apoyo en la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media ± DE).....	59
VI.G) Parámetros de la marcha según técnica quirúrgica y sexo.....	60
VI.g.1) Parámetros temporales según técnica quirúrgica y sexo.....	60
Figura 35. Duración de la fase de apoyo total según técnica quirúrgica, sexo y mes postquirúrgico.....	63
VI.g.2) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales según técnica quirúrgica y sexo.....	63
Figura 36. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	65
VI.g.3) Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica y sexo en el segundo y tercer mes postquirúrgico.....	66
Figura 37. Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica.....	67
Figura 38. Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según sexo.....	68
VI.g.4) Déficit de extensión según técnica quirúrgica.....	68
Figura 39. Déficit de extensión de la rodilla según técnica quirúrgica en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.....	70
VII. DISCUSIÓN.....	71
VIII. CONCLUSIONES.....	78
REFERENCIAS.....	80

I. INTRODUCCIÓN

El análisis de la marcha se ha consolidado como una herramienta fundamental para la evaluación de la recuperación funcional en pacientes con lesiones del sistema musculoesquelético, ya que permite identificar alteraciones biomecánicas, cuantificar asimetrías y realizar un seguimiento objetivo de la evolución durante los procesos de rehabilitación (1).

La marcha corresponde a una secuencia repetitiva de movimientos de los miembros inferiores que permite el desplazamiento del cuerpo hacia adelante manteniendo la estabilidad. El ciclo de la marcha se define como el intervalo entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie y se compone de dos fases principales: la fase de apoyo, que representa aproximadamente el 60 % del ciclo, y la fase de oscilación, correspondiente al 40 % restante. Durante estas fases se produce una coordinación compleja entre estructuras articulares, musculares y mecanismos neuromotores que permiten una locomoción eficiente y estable (2).

Durante la fase de apoyo se desarrollan las denominadas mecedoras funcionales del pie, que facilitan la progresión del cuerpo sobre el miembro inferior en carga. Estas se describen clásicamente como Mecedora 1 o balancín del talón, Mecedora 2 o balancín del tobillo y Mecedora 3 o balancín del antepié, cumpliendo cada una un rol específico en la absorción de fuerzas, el control del desplazamiento del centro de masa y la generación de la propulsión necesaria para el avance del cuerpo(3).

En este contexto, las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) constituyen una de las patologías más relevantes de la rodilla, especialmente en individuos físicamente activos. El ligamento cruzado anterior desempeña un papel fundamental en la estabilidad articular, contribuyendo al control del desplazamiento tibiofemoral y de los movimientos rotacionales durante la locomoción(2,4).

Sin embargo, la lesión de esta estructura no sólo genera inestabilidad mecánica, sino que también se asocia con alteraciones del control neuromuscular. En este sentido, se ha demostrado que déficits en la fuerza muscular, la activación voluntaria y el control motor pueden persistir incluso a largo plazo luego de la lesión o reconstrucción quirúrgica del LCA(5). Asimismo, se ha evidenciado que los déficits en la función del cuádriceps se

asocian con peores resultados funcionales, menor rendimiento físico y mayor riesgo de reinjuria tras la reconstrucción del LCA(6).

En concordancia con lo anterior, se han descrito alteraciones persistentes en la cinemática y cinética de la marcha tras la reconstrucción del LCA, así como modificaciones en los patrones de movimiento del miembro inferior(7). Estas alteraciones pueden manifestarse mediante asimetrías entre miembros, observables tanto en el miembro afectado como en el contralateral, lo que sugiere la presencia de adaptaciones inter-miembro(4).

En relación con el tratamiento quirúrgico, la reconstrucción del LCA puede realizarse mediante diferentes técnicas, entre las cuales las más utilizadas son los injertos de hueso–tendón–hueso (HTH) y los injertos de tendones isquiosurales (HT), cuyos resultados han sido ampliamente evaluados en la literatura(8).

Desde el punto de vista metodológico, el análisis de la marcha se ha realizado tradicionalmente mediante sistemas tridimensionales de captura de movimiento, considerados el estándar de referencia para la evaluación biomecánica. No obstante, estos sistemas presentan limitaciones para su aplicación en el ámbito clínico habitual, debido a su elevado costo, la necesidad de equipamiento especializado y los requerimientos técnicos asociados (1).

En respuesta a estas limitaciones, se han desarrollado métodos alternativos basados en tecnologías más accesibles, como los sensores inerciales y los sistemas de análisis mediante vídeo. Asimismo, el software Kinovea ha demostrado adecuada confiabilidad y concordancia con sistemas tridimensionales, lo que respalda su utilización como herramienta válida para el análisis cinemático de la marcha en entornos clínicos y de investigación(9).

El presente estudio se desarrolla en el marco de un Proyecto de Investigación y Desarrollo titulado “Análisis de la marcha en pacientes operados de ligamento cruzado anterior. Detección de alteraciones hasta los 5 meses postquirúrgicos” (RR 241/2022), del cual este trabajo constituye un análisis focalizado en los meses segundo y tercero del período postoperatorio. Durante esta etapa temprana de la rehabilitación, la persistencia de asimetrías en la marcha y la presencia de déficit de extensión de rodilla podrían influir de manera significativa en la recuperación funcional.

Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue analizar la cinemática de la marcha durante el segundo y tercer mes postoperatorio en pacientes intervenidos quirúrgicamente por reconstrucción de LCA. Específicamente, se evaluaron las variaciones en los tiempos de

apoyo, el déficit de extensión de la rodilla y su relación con la técnica quirúrgica empleada, así como la posible influencia del sexo de los pacientes en dichos parámetros.

La identificación objetiva de estas alteraciones durante los primeros meses postquirúrgicos podría aportar información relevante para optimizar el seguimiento clínico y la planificación de la rehabilitación.

II. OBJETIVOS

A continuación, se presentan el objetivo general y los objetivos específicos del presente trabajo.

II.a) Objetivo general.

Analizar la cinemática de la marcha en pacientes sometidos a reconstrucción de LCA durante el segundo y tercer mes postquirúrgico, mediante la comparación entre el miembro operado y el miembro contralateral a través de parámetros temporales y angulares de la fase de apoyo.

II.b) Objetivos específicos:

1. Evaluar las variaciones en los tiempos de apoyo de los pacientes durante el segundo y tercer mes postquirúrgico.
2. Analizar el déficit de extensión de la rodilla en pacientes reconstruidos con diferentes técnicas quirúrgicas durante el mismo periodo.
3. Describir las variables cinemáticas de la marcha según la técnica quirúrgica empleada y el sexo de los pacientes durante el segundo y tercer mes del período postquirúrgico.

III. MARCO TEÓRICO

III.a) Análisis cinemático de la fase de apoyo en la marcha humana.

III.a.1) Organización del ciclo de la marcha.

La marcha humana se define como una secuencia repetitiva de movimientos de los miembros inferiores que permite el desplazamiento del cuerpo hacia adelante manteniendo la estabilidad (2). Su análisis se centra en el estudio del ciclo de la marcha, entendido como la unidad funcional que se repite durante la deambulación.

El ciclo de la marcha se define como el intervalo comprendido entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie (2). Para su estudio, se divide en dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de oscilación. La fase de apoyo corresponde al período en el cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, representando aproximadamente el 60 % del ciclo. Por su parte, la fase de oscilación ocurre cuando el pie no está en contacto con el suelo mientras la extremidad avanza hacia adelante, constituyendo aproximadamente el 40 % restante (2).

III.a.2) Parámetros temporales de la fase de apoyo.

La fase de apoyo puede subdividirse en períodos de apoyo bipodal y monopodal. El apoyo bipodal ocurre cuando ambos pies se encuentran simultáneamente en contacto con el suelo, mientras que el apoyo monopodal se produce cuando una sola extremidad soporta el peso corporal (2).

La duración del apoyo monopodal constituye un indicador de la capacidad de soporte del miembro inferior. Asimismo, la distribución temporal del ciclo de la marcha se encuentra influenciada por la velocidad de desplazamiento: a medida que esta aumenta, la duración de la fase de apoyo disminuye, mientras que la fase de oscilación se incrementa, acompañándose de una reducción del tiempo de doble apoyo (3).

III.a.3) Mecedoras funcionales del pie.

Durante la fase de apoyo, la progresión del cuerpo se produce mediante la rotación del pie sobre puntos de apoyo sucesivos, fenómeno que se describe como un sistema de mecedoras. En este contexto, la marcha puede analizarse en función de tres mecedoras funcionales del pie, las cuales organizan el avance del cuerpo durante la deambulación (2).

La Mecedora 1, o balancín del talón, ocurre durante el contacto inicial, momento en el cual el talón entra en contacto con el suelo y el pie rota alrededor de este punto hasta alcanzar el apoyo completo.

La Mecedora 2, o balancín del tobillo, se produce cuando el pie se encuentra completamente apoyado, actuando el tobillo como punto de pivote para el avance de la tibia. En esta fase, la tibia se desplaza sobre el astrágalo, generándose una rotación alrededor de la articulación del tobillo.

Por su parte, la Mecedora 3, o balancín del antepié, ocurre durante la fase final del apoyo, cuando el talón se eleva y el antepié actúa como punto de apoyo para la progresión del cuerpo, contribuyendo al impulso hacia adelante. Durante esta etapa, el tobillo realiza una flexión plantar sobre un antepié fijo, finalizando en el despegue del pie e iniciando la fase de oscilación.

Se ha observado que la Mecedora 2 es la fase cuya duración se ve más influenciada por los cambios en la velocidad de marcha (3).

III.b) Alteraciones cinemáticas de la marcha en pacientes con LCA.

III.b.1) Cambios en la marcha post LCA.

Se han descrito alteraciones en la cinemática y cinética de la marcha en individuos sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA), las cuales pueden persistir entre 12 y 36 meses posteriores a la cirugía. Estas modificaciones se manifiestan en múltiples planos del movimiento, incluyendo el sagital, frontal y transversal, y se ha descrito que pueden no normalizarse completamente con el tiempo, a pesar del retorno a la actividad física (7).

En el plano sagital, se han reportado reducciones en el ángulo máximo de flexión de rodilla durante la fase de carga de la marcha, así como disminuciones en el momento flexor externo de rodilla. Asimismo, se han observado reducciones en el ángulo de aducción de rodilla y en los momentos articulares asociados. En conjunto, estos hallazgos indican que los individuos con reconstrucción del LCA presentan modificaciones en diversas variables cinemáticas y cinéticas en comparación con sujetos sanos (7).

A pesar de que la simetría entre miembros puede mantenerse, se han observado diferencias en comparación con sujetos sin lesión, lo que sugiere la presencia de alteraciones bilaterales del patrón de marcha (5). En este sentido, se ha señalado que la función de la rodilla no se restablece completamente tras la reconstrucción del LCA(4).

Se han observado menores momentos flexores de rodilla en individuos con reconstrucción del LCA en comparación con sujetos controles y con el miembro contralateral durante la marcha. Estos hallazgos podrían indicar una estrategia de descarga de la articulación o un mecanismo compensatorio. Por otra parte, los momentos de aducción de rodilla pueden ser menores en fases tempranas tras la reconstrucción y mayores en fases tardías en comparación con los controles, lo que se relaciona con la distribución de la carga articular(4).

Asimismo, se han descrito alteraciones en la rotación interna de la rodilla durante la marcha en comparación con el miembro contralateral. Si bien los ángulos de flexión de rodilla pueden aproximarse a valores similares a los de sujetos sanos a largo plazo, persisten diferencias en relación con el miembro contralateral (4).

La lesión del LCA produce alteraciones en la mecánica de la articulación de la rodilla que pueden persistir incluso después de la reconstrucción. En este contexto, las fuerzas de contacto articular representan las cargas experimentadas por el cartílago y permiten una comprensión más específica de la mecánica de la rodilla. El momento de aducción de rodilla constituye un predictor significativo de estas fuerzas en el compartimento medial durante la marcha y se relaciona con la distribución de la carga articular (10). Estas alteraciones podrían contribuir al desarrollo de osteoartritis postraumática (10).

Las alteraciones neuromusculares son evidentes tanto a corto como a largo plazo tras lesiones de rodilla, incluyendo cambios en la fuerza, la activación voluntaria y el control de la producción de fuerza muscular (5). Se han observado déficits persistentes en la fuerza del cuádriceps tras la lesión y reconstrucción del LCA, asociados con mecanismos de

inhibición muscular artrogénica, los cuales pueden contribuir a modificaciones en los patrones de marcha y a una carga articular anormal(5).

Asimismo, el miembro quirúrgico presenta una menor longitud de paso durante la marcha en comparación con el miembro contralateral, lo cual se ha asociado con una menor carga articular y con déficits en la fuerza del cuádriceps . Esta descarga del miembro afectado puede no ser fácilmente detectable mediante la evaluación clínica convencional (11).

Además, se han observado déficits en la activación del cuádriceps tanto en el miembro involucrado como en el contralateral, lo que sugiere la presencia de alteraciones neuromusculares bilaterales. Estos déficits persistentes pueden contribuir a limitaciones funcionales a largo plazo (6).

III.b.2) Déficit de extensión y su impacto en la marcha.

En el contexto de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA), la restauración de la estabilidad anterior de la tibia y la recuperación completa de la extensión de rodilla constituyen objetivos fundamentales del tratamiento quirúrgico. No obstante, la pérdida de extensión de rodilla se describe como una complicación frecuente tras la reconstrucción, con una incidencia reportada entre el 10 % y el 25 % de los casos (12).

Se ha observado que la pérdida de extensión de rodilla se asocia con modificaciones en la posición anterior neutra de la tibia tras la cirugía. Asimismo, se ha descrito una relación entre la pérdida de extensión activa y el desplazamiento anterior de la tibia en sujetos reconstruidos mediante técnica transtibial. Asimismo, estos individuos pueden presentar un compromiso biomecánico caracterizado por un mayor déficit de extensión y una posición anterior aumentada de la tibia. En conjunto, estos hallazgos sugieren la existencia de un equilibrio entre la restauración de la estabilidad anterior y la recuperación de la extensión de rodilla.

Desde el punto de vista funcional, se ha evidenciado una disminución de la extensión de rodilla durante el contacto inicial de la marcha en el miembro reconstruido, lo cual se ha asociado con modificaciones en la cinemática de la marcha (7). En este contexto, incluso pequeñas variaciones en la posición tibiofemoral pueden generar cambios relevantes en la mecánica de contacto del cartílago articular.

Desde una perspectiva mecánica, las fuerzas de contacto articular permiten analizar la distribución de la carga en la rodilla, particularmente en el compartimento medial durante la

marcha. El momento de aducción de rodilla constituye un predictor significativo de dichas fuerzas, cuya magnitud se encuentra influenciada tanto por la fuerza de reacción del suelo como por el brazo de palanca en el plano frontal. Asimismo, la alineación del miembro inferior puede modificar este momento y, en consecuencia, la distribución de la carga articular (10).

En este marco, la interacción entre los momentos articulares, las fuerzas de reacción del suelo y la co-contracción muscular determina la magnitud de las fuerzas de contacto articular. En particular, la co-contracción muscular puede contribuir al incremento de la compresión articular como mecanismo de estabilización de la rodilla. Estas modificaciones podrían desempeñar un papel relevante en el desarrollo de osteoartritis postraumática tras la reconstrucción del LCA (10).

Por otra parte, se ha señalado que los patrones de movimiento alterados que persisten tras la reconstrucción del LCA pueden no ser adecuadamente identificados mediante los enfoques actuales de rehabilitación y evaluación(7). Asimismo, dichas alteraciones pueden influir en el rendimiento del miembro inferior durante actividades de la vida diaria y la práctica de actividad física. En consecuencia, la persistencia de patrones biomecánicos alterados podría reflejar limitaciones funcionales subyacentes que no son detectadas durante la evaluación clínica convencional.

III.b.3) Modificaciones en parámetros temporales y velocidad de la marcha.

La velocidad de marcha constituye una variable válida, confiable y sensible para la evaluación del estado funcional en diferentes poblaciones (3). En este sentido, el análisis de las características biomecánicas de la marcha representa una herramienta clínica relevante para el estudio de los patrones de locomoción tanto normales como patológicos.

No obstante, la comparación entre sujetos sanos y aquellos con patología puede verse condicionada por diferencias en la velocidad de marcha, dado que los individuos con alteraciones suelen desplazarse a menor velocidad, lo cual puede influir en la interpretación de los parámetros biomecánicos evaluados (3).

En individuos sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior, se han descrito modificaciones en los parámetros espacio-temporales de la marcha, particularmente en la longitud de paso del miembro quirúrgico. En este contexto, una disminución de la longitud de paso se ha asociado tanto con una reducción de la carga articular como con déficits en la

fuerza del músculo cuádriceps, lo que podría interpretarse como una estrategia de descarga del miembro afectado durante la marcha (11).

Por otra parte, también se han reportado mejoras en los parámetros espacio-temporales tras la reconstrucción del LCA, especialmente en variables como la longitud de paso, la altura del paso y la fuerza de impacto. Estos parámetros se han vinculado con la recuperación funcional de la rodilla, observándose asociaciones entre la longitud de paso y los puntajes funcionales, así como una relación negativa entre la fuerza de impacto y la función articular (13).

En esta línea, la longitud de paso y el ángulo de elevación han sido propuestos como indicadores relevantes de la recuperación funcional, mientras que la fase de apoyo y la fuerza de impacto se asocian negativamente con el nivel de actividad funcional (13).

En consecuencia, el análisis de la marcha permite obtener información cuantitativa sobre cambios biomecánicos que no siempre son detectados mediante evaluaciones clínicas subjetivas, constituyéndose como una herramienta objetiva para el seguimiento de la recuperación funcional en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior.

III.c) Factores asociados a la marcha post reconstrucción del LCA.

III.c.1) Influencia de la técnica quirúrgica en la función de la marcha.

Los autoinjertos más utilizados para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) son el hueso–tendón–hueso (HTH) y los tendones isquiotibiales (TI), existiendo controversia respecto a cuál de estas técnicas resulta más favorable en términos de resultados clínicos (8).

Por ello, se ha observado que los injertos de isquiotibiales presentan una mayor tasa de fallo en comparación con los injertos HTH; sin embargo, la diferencia reportada es pequeña y las tasas de fallo en ambos grupos son bajas. Asimismo, no se han evidenciado diferencias significativas entre ambos tipos de injerto en términos de laxitud articular, lo que sugiere un comportamiento biomecánico similar entre ambas técnicas (8).

En conjunto, ambos tipos de injerto continúan siendo opciones válidas para la reconstrucción del LCA, por lo que la elección del injerto debe considerar múltiples factores,

incluyendo la morbilidad del sitio donante, las complicaciones y los resultados reportados por el paciente (8).

Desde una perspectiva biomecánica, la comprensión de la carga articular resulta relevante para interpretar las posibles implicancias funcionales de las distintas técnicas quirúrgicas, dado que las fuerzas de contacto articular representan las cargas experimentadas por el cartílago y permiten una evaluación más específica de la mecánica de la rodilla durante la marcha (10).

En este sentido, el momento de aducción de rodilla constituye un predictor significativo de la distribución de la carga en el compartimento medial, lo que puede aportar información relevante para el análisis funcional postquirúrgico. Si bien no se observó un patrón uniforme entre las técnicas en términos de comportamiento biomecánico global, estas podrían influir en la forma en que se distribuyen las cargas durante la marcha y, en consecuencia, en el proceso de recuperación funcional.

III.c.2) Diferencias según sexo en la biomecánica de la marcha post-LCA.

Los patrones de marcha alterados se describen como una manifestación frecuente tras la lesión del ligamento cruzado anterior, los cuales pueden persistir incluso después de la reconstrucción quirúrgica, a pesar de la implementación de programas de rehabilitación (4). Asimismo, se ha señalado que el sexo constituye un factor relevante que influye tanto en la función postoperatoria como en el riesgo de sufrir una segunda lesión del LCA (14).

En relación con las características biomecánicas de la marcha, se han reportado asimetrías cinemáticas y cinéticas a nivel de la cadera y la rodilla tras la reconstrucción ligamentaria. Estas incluyen menores excursiones articulares y una disminución de los momentos de extensión de rodilla en el miembro involucrado. Asimismo, dichas modificaciones no se limitan exclusivamente al miembro afectado, sino que también pueden evidenciarse en el miembro contralateral, lo que sugiere la presencia de adaptaciones bilaterales posteriores a la cirugía (4).

No obstante, estas adaptaciones presentan un comportamiento diferencial según el sexo. En los hombres, se han observado menores excursiones articulares de cadera y rodilla, junto con una disminución de los momentos articulares de rodilla en el miembro comprometido, manteniéndose estas alteraciones en distintos momentos de evaluación. Por el contrario, en las mujeres se han descrito mejoras iniciales en la simetría de la marcha tras

la rehabilitación preoperatoria; sin embargo, estas asimetrías pueden reaparecer en los meses posteriores a la reconstrucción (14).

Además, en el sexo femenino se han reportado menores excursiones de cadera y mayores niveles de asimetría en comparación con los hombres, lo que sugiere la existencia de adaptaciones biomecánicas específicas según el sexo. En este contexto, las asimetrías en la marcha se han asociado con un menor rendimiento funcional y con un mayor riesgo de una segunda lesión del ligamento cruzado anterior (14).

Finalmente, la persistencia de estrategias neuromusculares alteradas, aun tras la reconstrucción quirúrgica y la rehabilitación, indica que los enfoques terapéuticos actuales podrían no ser suficientes para restablecer patrones normales de marcha en todos los pacientes (5).

III.d) Evaluación cinemática mediante análisis bidimensional.

III.d.1) Análisis 2D en el ámbito clínico.

El análisis de la marcha se ha consolidado como una herramienta relevante en la práctica clínica, ya que permite evaluar el nivel funcional del sujeto, monitorear su evolución y valorar la eficacia de los procesos de rehabilitación (1).

Los sistemas tridimensionales de análisis de movimiento, particularmente los sistemas optoelectrónicos, han sido ampliamente utilizados como referencia en la evaluación biomecánica de la marcha debido a su elevada precisión en la medición de variables cinemáticas y espacio-temporales. Sin embargo, su implementación presenta limitaciones importantes, tales como el alto costo del equipamiento, la necesidad de personal especializado y los requerimientos específicos de espacio físico, lo que restringe su utilización en el ámbito clínico habitual (1).

En este contexto, se han desarrollado métodos alternativos para el análisis de la marcha, entre los que se incluyen sistemas basados en sensores inerciales, los cuales permiten la obtención de datos cinemáticos de manera más accesible. Estos sistemas posibilitan el registro de distintos parámetros de la marcha, tales como variables espacio-temporales, fases del ciclo y ángulos articulares (1).

En conjunto, estos enfoques representan alternativas viables para la evaluación de la marcha en contextos clínicos. No obstante, persiste una falta de estandarización tanto en

los métodos de evaluación como en la forma de reportar los resultados, lo que dificulta la comparación entre estudios.

III.d.2) Uso del software Kinovea

Se han desarrollado métodos alternativos de análisis de movimiento de bajo costo basados en el uso de video. Entre ellos, se destaca el software Kinovea®, una herramienta de análisis bidimensional que permite la medición de parámetros cinemáticos a partir de grabaciones, sin necesidad de sistemas complejos (15).

Kinovea® posibilita el análisis del movimiento cuadro por cuadro, así como la obtención de mediciones de ángulos articulares, distancias y parámetros espacio-temporales, lo que facilita la evaluación objetiva del patrón de marcha (15). Asimismo, se ha demostrado que presenta una adecuada confiabilidad intra e interevaluador para la medición de ángulos de cadera, rodilla y tobillo durante la fase de contacto inicial de la marcha, con coeficientes de correlación intraclase superiores a 0,85 y 0,90, respectivamente (9).

Por otra parte, se ha evidenciado un grado de concordancia aceptable entre las mediciones obtenidas mediante Kinovea® y aquellas provenientes de sistemas tridimensionales de análisis de movimiento, aunque con diferencias que deben ser consideradas en la interpretación clínica (9).

Desde una perspectiva aplicada, Kinovea® se presenta como una herramienta de fácil acceso y utilización, que puede ser empleada tanto en el ámbito clínico como deportivo, sin requerir equipamiento especializado. Además, su portabilidad y la posibilidad de utilización mediante dispositivos como cámaras digitales o teléfonos móviles permiten realizar evaluaciones en condiciones reales, sin interferir en la ejecución del movimiento analizado (15).

En conjunto, el uso de software de análisis bidimensional como Kinovea® permite obtener información cuantitativa del movimiento de manera accesible y confiable, constituyéndose como una alternativa válida para la evaluación de la marcha en contextos clínicos y de investigación.

IV. JUSTIFICACIÓN

La marcha humana constituye una de las expresiones más relevantes del movimiento funcional, cuya ejecución depende de la integración entre la estabilidad articular, el control neuromuscular y la coordinación intersegmentaria a lo largo del ciclo de la marcha (2). Su análisis biomecánico permite identificar y cuantificar alteraciones del movimiento, aportando información objetiva sobre el comportamiento locomotor del individuo.

En pacientes sometidos a reconstrucción del LCA, la recuperación funcional no siempre se acompaña de una normalización completa del patrón de marcha. Por ello, la evaluación de la marcha en etapas tempranas del postoperatorio permite identificar alteraciones funcionales que no siempre son detectadas mediante evaluaciones clínicas convencionales. Diversos estudios han evidenciado alteraciones persistentes en la cinemática y cinética de la marcha, incluso en etapas posteriores a la cirugía (4,7), así como modificaciones neuromusculares que pueden influir en el control motor y en la función de la rodilla (5). Se han observado modificaciones en parámetros espacio-temporales, como la longitud de paso, así como la presencia de déficit de extensión de rodilla (12). Estas alteraciones se asocian con estrategias de descarga del miembro afectado durante la marcha y con cambios en la posición anterior de la tibia (12).

En este contexto, la fase de apoyo representa el período de mayor demanda mecánica del ciclo de la marcha, caracterizado por una elevada carga articular y la necesidad de estabilidad dinámica del miembro inferior. Asimismo, se han evidenciado alteraciones en la distribución de cargas y en los momentos articulares durante la marcha en estos pacientes (4,7). Durante esta fase, las mecedoras funcionales del pie permiten interpretar la progresión del centro de masa sobre el pie. La duración y distribución de estas mecedoras se modifican en función de la velocidad de marcha (3). Además, se han descrito asimetrías entre miembros en pacientes con reconstrucción del LCA, las cuales pueden manifestarse tanto en el miembro afectado como en el contralateral, evidenciando la presencia de compensaciones inter-miembro durante la marcha (4).

A pesar de la evidencia existente, se observa una limitada cantidad de estudios centrados en el análisis de la fase de apoyo durante las etapas tempranas del período postquirúrgico, particularmente durante el segundo y tercer mes posterior a la reconstrucción del LCA. Asimismo, el uso de herramientas accesibles de análisis cinemático en el ámbito clínico continúa siendo un área de desarrollo.

En este contexto, el análisis de la marcha mediante video constituye una alternativa accesible para la evaluación clínica. El uso de software de análisis bidimensional permite cuantificar parámetros cinemáticos sin requerir equipamiento especializado. Entre estas herramientas, Kinovea® ha demostrado ser un instrumento válido y confiable para el análisis del movimiento (9,15). Asimismo, su accesibilidad y facilidad de uso favorecen su aplicación en entornos clínicos y deportivos.

V. MATERIALES Y MÉTODOS

V.a) Estrategia de búsqueda bibliográfica.

Con el objetivo de sustentar el marco teórico y contextualizar los antecedentes del presente estudio, se realizó una búsqueda bibliográfica en las bases de datos PubMed, Biblioteca Virtual en Salud (BVS) y Biblioteca Electrónica de Ciencia y Tecnología del Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación (MinCyT).

Se incluyeron artículos publicados entre los años 2014 y 2024, en idioma inglés y español, relacionados con el análisis de la marcha, la biomecánica y la cinemática, así como con el uso de técnicas de fotogrametría aplicadas al estudio del ligamento cruzado anterior (LCA).

Las palabras clave fueron seleccionadas a partir de los descriptores en ciencias de la salud (DeCS) y los términos Medical Subject Headings (MeSH).

Término	DeCS	MeSH
Ligamento cruzado anterior	Ligamento Cruzado Anterior	Anterior Cruciate Ligament
Marcha	Marcha	Gait
Análisis cinemático	Análisis Cinemático	Biomechanical Phenomena
Reconstrucción LCA	Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior	Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Rehabilitación postquirúrgica	Cuidado Postoperatorio	Postoperative Care
Fotogrametría	Fotogrametría	Photogrammetry

La estrategia de búsqueda incluyó combinaciones de estos términos mediante operadores booleanos, tales como:

- “Ligamento cruzado anterior” OR “LCA” AND “biomecánica”
- “Marcha” AND “cinemática” AND “LCA”
- “Fotogrametría” AND “biomecánica” AND “rehabilitación”
- “Gait analysis” AND “ACL” AND “biomechanics”
- “Marcha” AND “LCA”
- “Cinemática de la marcha” AND “LCA”
- “Gait” AND “Anterior Cruciate Ligament” AND “Photogrammetry”
- “Rehabilitation” AND “ACL” AND “Biomechanical Phenomena”

V.b) Diseño del estudio.

El presente trabajo se enmarca en un estudio descriptivo, retrospectivo y de serie de casos, basado en los lineamientos del Proyecto de Investigación y Desarrollo (PID) titulado *“Análisis de la marcha en pacientes operados de ligamento cruzado anterior. Detección de alteraciones hasta los 5 meses postquirúrgicos”*, aprobado mediante Resolución Rectoral N.º 241/2022.

Los datos analizados fueron obtenidos a partir de registros previamente recolectados en el marco del PID. Todos los participantes firmaron el consentimiento informado

correspondiente, y el estudio contó con la aprobación del Comité de Ética de la Universidad del Gran Rosario.

V.c) Población y muestra.

La población de estudio estuvo conformada por pacientes de ambos sexos, con edades comprendidas entre 19 y 48 años, sometidos a reconstrucción primaria del ligamento cruzado anterior, sin complicaciones asociadas.

La muestra fue seleccionada mediante un muestreo no probabilístico y estuvo integrada por un total de 16 pacientes. Los sujetos fueron intervenidos quirúrgicamente en el Sanatorio Mapaci y realizaron su proceso de rehabilitación en el gimnasio ATP, sin presentar reparaciones meniscales ni procedimientos quirúrgicos adicionales.

Se establecieron como criterios de exclusión la presencia de lesiones ligamentarias asociadas, sutura meniscal, patologías neurológicas centrales o periféricas, cirugías de revisión o antecedentes quirúrgicos en la extremidad contralateral.

V.d) Recolección y análisis de datos.

El presente estudio constituye un extracto del PID previamente mencionado, del cual se analizaron los registros correspondientes al segundo y tercer mes postoperatorio.

En el marco de dicho proyecto, la recolección de datos incluyó la evaluación de la marcha sobre cinta en el plano sagital, la colocación de marcadores corporales en tobillo, rodilla y cadera de ambas extremidades y la filmación mediante una cámara digital con una frecuencia de 120 fotogramas por segundo. El protocolo contempló el registro de siete ciclos consecutivos de apoyo por cada extremidad.

Durante cada evaluación se registró la velocidad de marcha utilizada por el participante, expresada en kilómetros por hora. Para el presente estudio se consideraron los registros correspondientes al segundo y tercer mes postquirúrgico.

La medición del déficit de extensión de rodilla fue realizada mediante un procedimiento estático en decúbito prono, utilizando una regla en "L", conforme al protocolo establecido en el PID.

El análisis cinemático de los registros fue llevado a cabo mediante el software Kinovea (versión 0.9.5). A través de la herramienta "cronómetro" se midió el tiempo total de apoyo y

la duración de cada una de las mecedoras funcionales del pie (talón, tobillo y antepié). Asimismo, mediante la herramienta “goniómetro” se registró el ángulo de flexión de la rodilla en tres momentos correspondientes al inicio de cada mecedora.

Los datos obtenidos fueron organizados y procesados en Microsoft Excel. Se compararon los parámetros entre la pierna operada y la no operada, y se describieron los parámetros de tiempo total de apoyo, la duración de las mecedoras funcionales y el ángulo de flexión de rodilla durante el segundo y tercer mes postquirúrgico, considerando además la técnica quirúrgica utilizada y el sexo de los pacientes.

Para cada sujeto y condición se calculó el promedio de los siete ciclos consecutivos analizados. Las variables continuas se describieron mediante media y desvío estándar, y las variables categóricas mediante frecuencias absolutas y porcentajes. La contribución porcentual de cada mecedora se calculó en cada ciclo como la duración de la mecedora dividida por la duración total de la fase de apoyo, multiplicada por cien; posteriormente se promediaron los siete ciclos de cada sujeto. Las comparaciones entre meses, miembros, técnicas quirúrgicas y sexos fueron exclusivamente descriptivas. No se realizaron pruebas estadísticas inferenciales ni análisis de asociación.

VI. RESULTADOS

VI.a) Características de la muestra.

La muestra estuvo conformada por 16 sujetos sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA). La edad de los participantes osciló entre 19 y 48 años.

Predominó el sexo masculino (n = 13; 81,3%) en comparación con el sexo femenino (n = 3; 18,8%). En relación con el lado operado, el miembro inferior izquierdo fue el más frecuente (n = 9), mientras que el derecho estuvo representado en 7 sujetos.

En todos los casos se trató de lesiones aisladas del LCA. Respecto al tipo de injerto, predominó el uso de injertos de isquiotibiales (ST+RI cuádruple) (68,8%), mientras que los injertos hueso–tendón–hueso (HTH) representaron el 31,3% de la muestra.

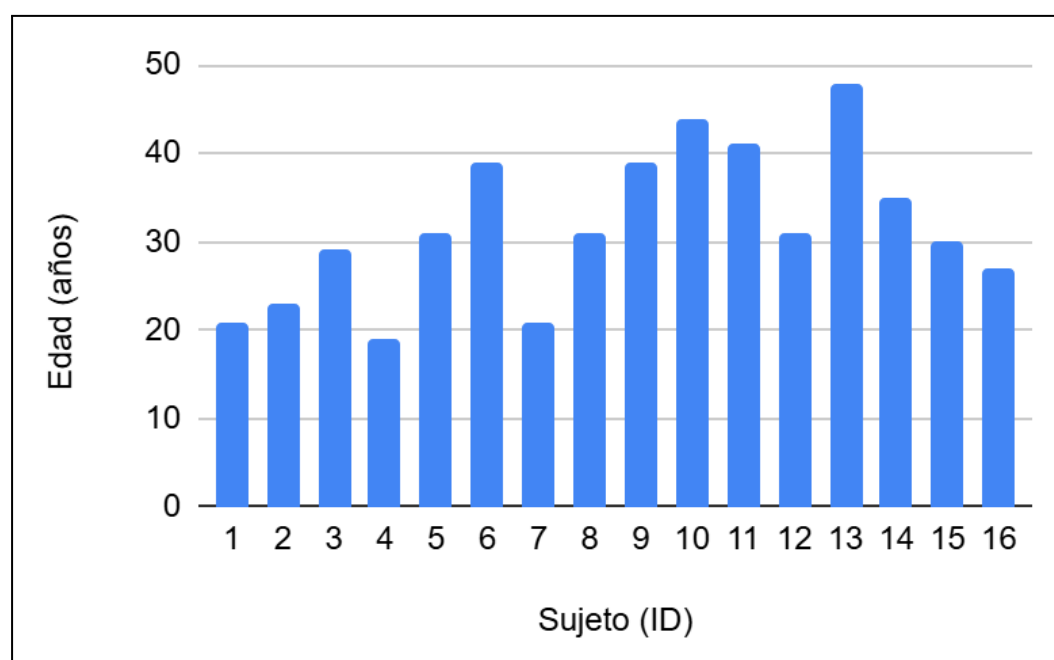
En cuanto a la concordancia entre la pierna hábil y la pierna intervenida, en 8 de los 16 sujetos —el 50 %— la pierna operada coincidió con la pierna hábil, mientras que en los 8 restantes no coincidió (Figura 5). Al describir esta distribución según sexo, entre los varones se registró coincidencia en 7 de 13 sujetos y no coincidencia en 6; entre las mujeres, la coincidencia se presentó en 1 de 3 sujetos y la no coincidencia en 2 (Figura 6). Estos datos se presentan de forma descriptiva, considerando la distribución desigual de la muestra según sexo.

TABLA 1A. Características de la muestra de pacientes incluidos en el estudio.							
Sujeto	Diagnostico	Fecha de lesión	Fecha de cirugía	Fecha inicio RHB	Talla parado (cm)	Talla sentado (cm)	Peso (kg)
1	LCA aislado	5/3/2022	9/5/2022	23/5/2022	177	95	72
2	LCA aislado	12/3/2022	22/3/2022	4/4/2022	183	101,8	85
3	LCA aislado	9/12/2020	16/6/2022	4/7/2022	169,5	133	72
4	LCA aislado	27/5/2022	27/6/2022	1/8/2022	185	174	75
5	LCA aislado	17/6/2022	21/10/2022	7/11/2022	176,5	135	96
6	LCA aislado	4/10/2022	16/11/2022	22/11/2022	176,5	134,5	92
7	LCA aislado	12/1/2023	26/1/2023	6/2/2023	184	137	85
8	LCA aislado	28/12/2022	10/2/2023	27/2/2023	178	133	77,5
9	LCA aislado	11/11/2022	17/4/2023	2/5/2023	189	139	105
10	LCA aislado	15/3/2023	9/5/2023	22/5/2023	180,8	133,4	73

TABLA 1A. Características de la muestra de pacientes incluidos en el estudio.							
Sujeto	Diagnostico	Fecha de lesión	Fecha de cirugía	Fecha inicio RHB	Talla parado (cm)	Talla sentado (cm)	Peso (kg)
1	LCA aislado	5/3/2022	9/5/2022	23/5/2022	177	95	72
2	LCA aislado	12/3/2022	22/3/2022	4/4/2022	183	101,8	85
3	LCA aislado	9/12/2020	16/6/2022	4/7/2022	169,5	133	72
4	LCA aislado	27/5/2022	27/6/2022	1/8/2022	185	174	75
5	LCA aislado	17/6/2022	21/10/2022	7/11/2022	176,5	135	96
6	LCA aislado	4/10/2022	16/11/2022	22/11/2022	176,5	134,5	92
11	LCA aislado	29/4/2023	10/5/2023	6/6/2023	173,5	131,5	83
12	LCA aislado	30/7/2022	13/6/2023	26/6/2023	166,7	137,2	60
13	LCA aislado	27/5/2023	9/10/2023	25/10/2023	155	125,8	52
14	LCA aislado	30/8/2023	17/10/2023	30/10/2023	161,8	126,2	64
15	LCA aislado	30/9/2023	1/12/2023	7/12/2023	171	130,6	56
16	LCA aislado	15/11/2014	18/1/2024	29/1/2024	165,5	129	73

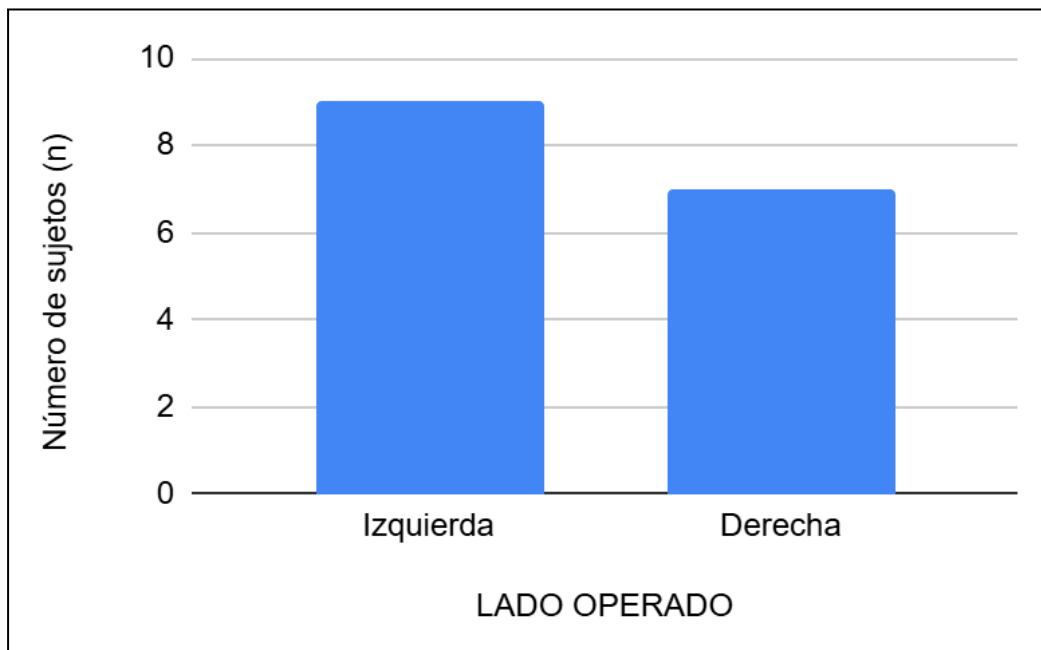
LCA: ligamento cruzado anterior; RHB: rehabilitación; cm: centímetros; kg: kilogramos.

Figura 1. Distribución de la edad de los sujetos incluidos en el estudio.



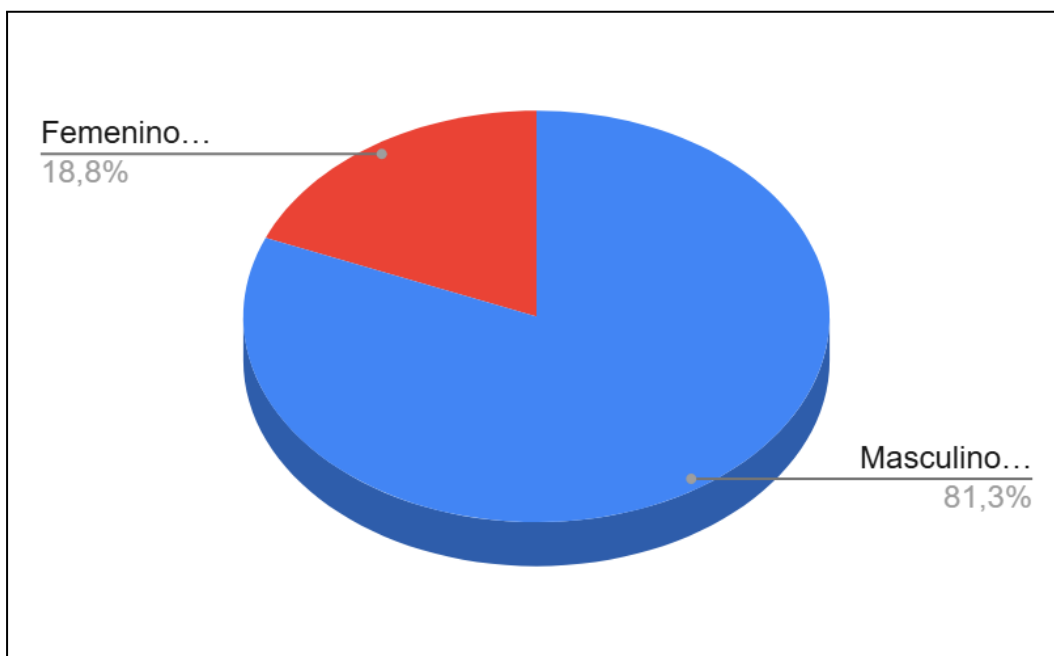
Valores expresados en años (n = 16).

Figura 2. Distribución de la muestra según el lado operado.



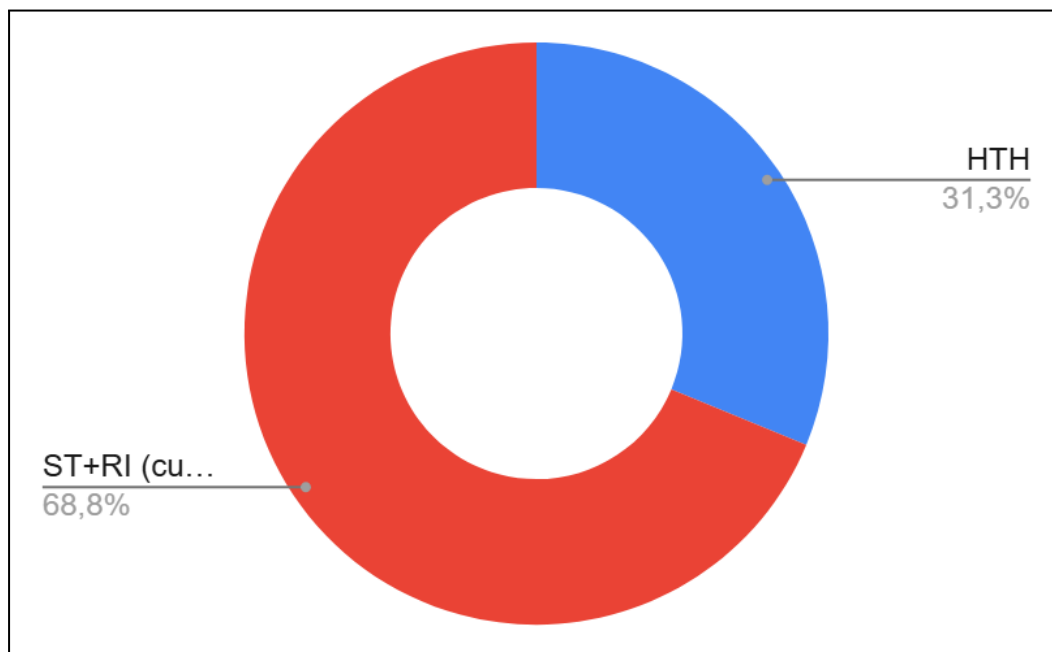
Frecuencia de sujetos según el miembro inferior intervenido (n = 16).

Figura 3. Distribución de la muestra según sexo.



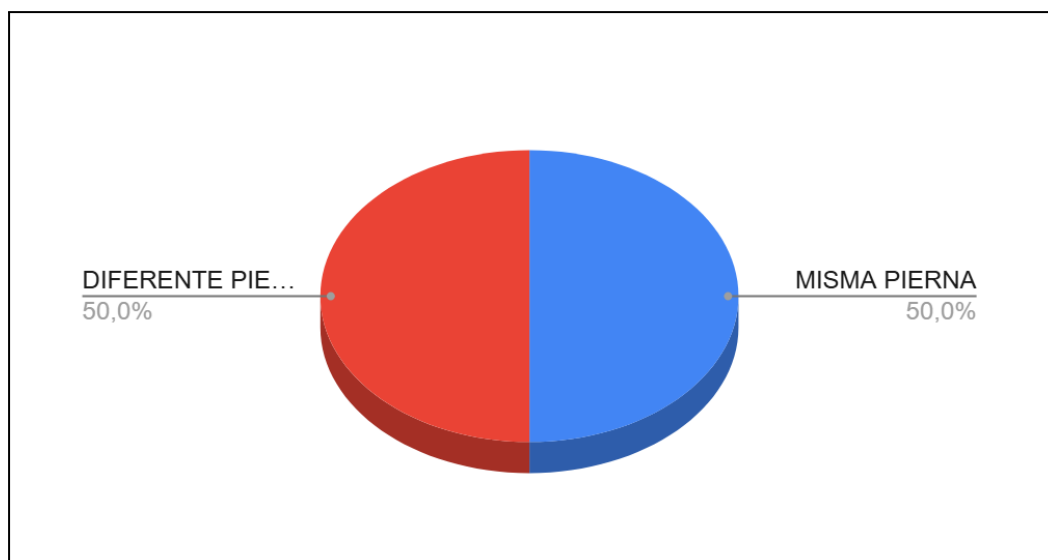
Valores expresados como porcentaje (%) (n = 16).

Figura 4. Distribución de la muestra según el tipo de injerto utilizado en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior.



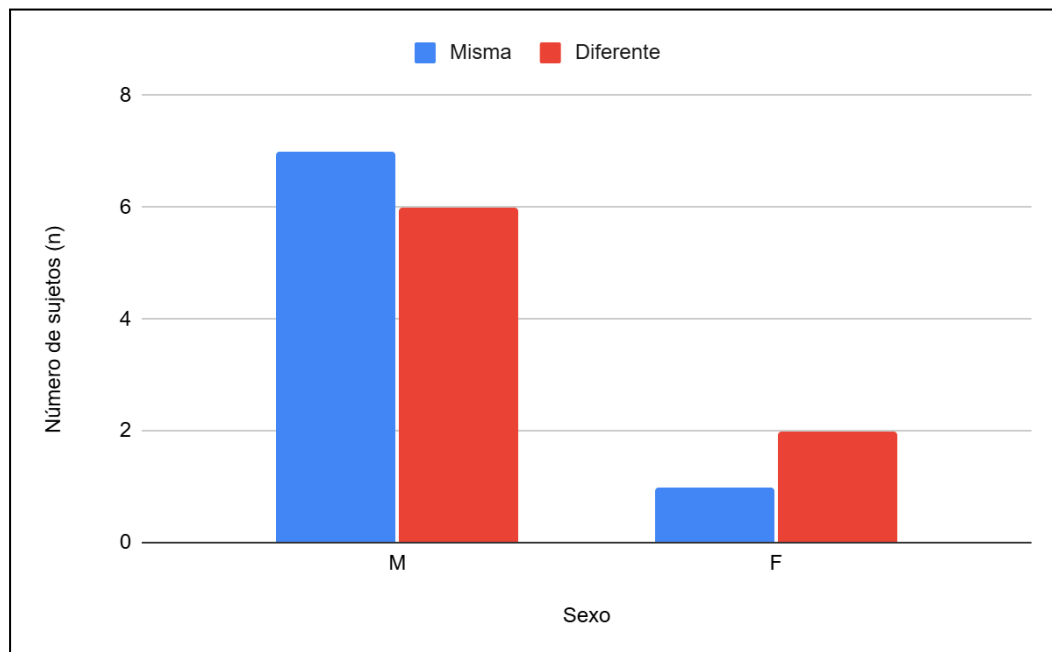
Valores expresados como porcentaje (%) (n = 16).

Figura 5. Concordancia entre la pierna hábil y la pierna operada.



Distribución porcentual de los sujetos según la concordancia entre la pierna hábil y la pierna intervenida (n = 16).

Figura 6. Distribución de la concordancia entre la pierna hábil y la pierna operada según sexo.



Distribución de los sujetos según la relación entre la pierna hábil y la pierna operada, estratificada por sexo (n = 16).

Se registró la velocidad de marcha de los 16 participantes durante el segundo y tercer mes postquirúrgico. En el segundo mes, la velocidad media fue de $4,21 \pm 0,66$ km/h, mientras que en el tercer mes fue de $4,92 \pm 0,76$ km/h. Al analizar los valores individuales, 11 participantes presentaron una velocidad mayor en el tercer mes, cuatro mantuvieron el mismo valor y uno presentó un valor menor. La diferencia media entre ambos momentos fue de 0,71 km/h. Estos resultados corresponden a una descripción de los valores registrados y no implican una diferencia demostrada estadísticamente.

TABLA 1B. Velocidad de marcha registrada en el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Momento de evaluación	n	Media $\pm$ DE (km/h)	Rango (km/h)
Segundo mes	16	$4,21 \pm 0,66$	2,70–5,10
Tercer mes	16	$4,92 \pm 0,76$	3,20–6,00

Los valores se expresan en kilómetros por hora como media $\pm$ desvío estándar y rango. DE: desvío estándar.

VI.b) Duración de la fase de apoyo total durante la marcha.

La duración promedio de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada y no operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presenta en las Tablas 2A y 2B. Los valores corresponden al promedio de siete ciclos consecutivos de apoyo registrados para cada sujeto.

En la pierna operada, la media del tiempo de apoyo total fue de $0,799 \pm 0,083$ s en el segundo mes postquirúrgico y de $0,738 \pm 0,058$ s en el tercer mes.

En la pierna no operada, la media del tiempo de apoyo total fue de $0,801 \pm 0,081$ s en el segundo mes y de $0,745 \pm 0,048$ s en el tercer mes postquirúrgico.

Los valores individuales correspondientes a la pierna operada y no operada se presentan en las Figuras 7 y 8, respectivamente.

TABLA 2A. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.		
	Fase de apoyo total (s)	
	Mes postquirúrgico	
Sujeto/ ID	2.º (s)	3.º (s)
1	0,77	0,728
2	0,88	0,69
3	0,79	0,65
4	0,78	0,70
5	0,85	0,78
6	0,85	0,80
7	0,76	0,77
8	0,73	0,68
9	0,78	0,76
10	0,84	0,83
11	1,02	0,72
12	0,69	0,68

13	0,70	0,83
14	0,83	0,66
15	0,73	0,76
16	0,70	0,69
PROMEDIO	0,799	0,738
DE	0,083	0,058

Valores expresados en segundos (s).

ID: identificación del sujeto; DE: desviación estándar.

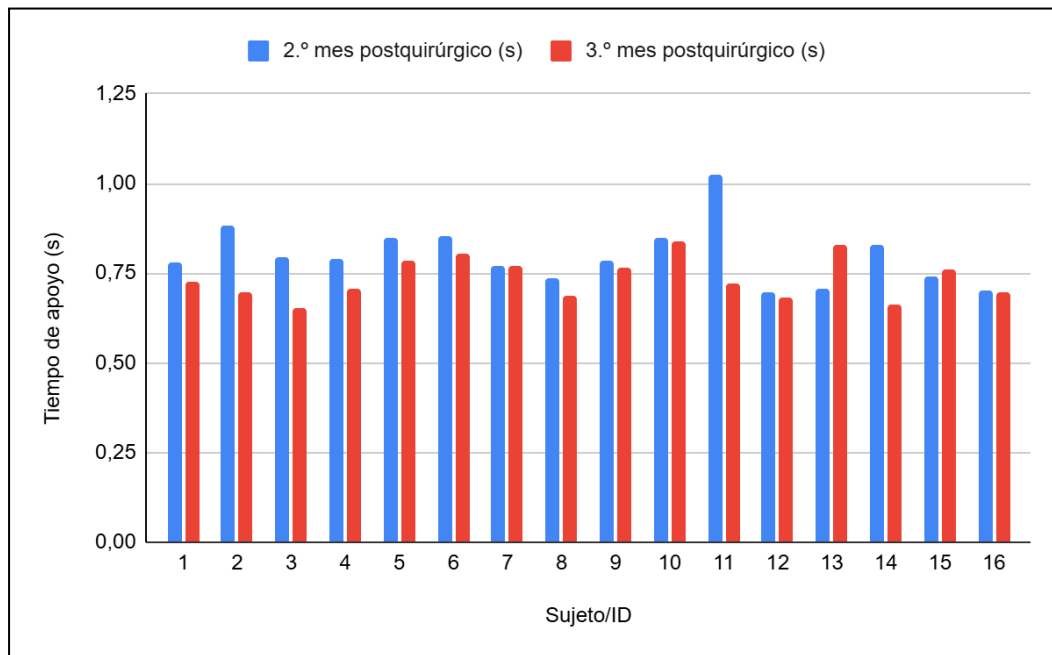
TABLA 2B. Duración promedio de la fase de apoyo total durante la marcha de la pierna no operada

Sujeto	Fase de apoyo total (s)	
ID	Mes postquirúrgico	
	2.º mes postquirúrgico (s)	3.º mes postquirúrgico (s)
1	0,80	0,73
2	0,90	0,72
3	0,82	0,67
4	0,76	0,70
5	0,83	0,76
6	0,90	0,84
7	0,74	0,76
8	0,75	0,71
9	0,79	0,78
10	0,84	0,83
11	0,97	0,71
12	0,71	0,72
13	0,67	0,80
14	0,82	0,70
15	0,72	0,73
16	0,70	0,71
PROMEDIOS	0,801	0,745
DE	0,081	0,048

Valores expresados en segundos (s).

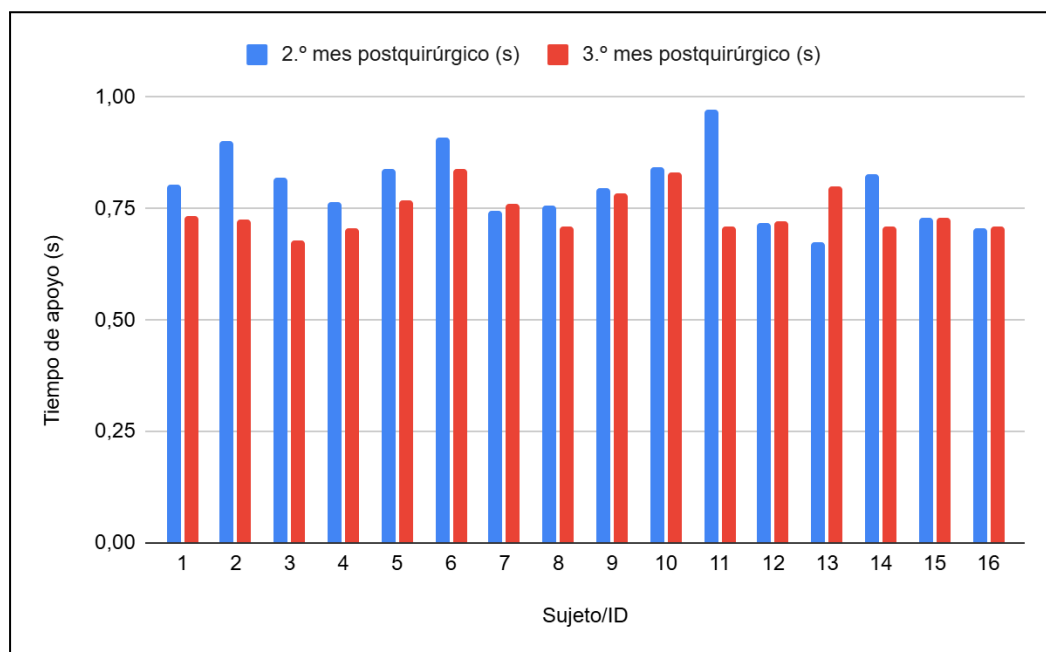
ID: identificación del sujeto; DE: desviación estándar.

Figura 7. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados en segundos (n = 16).

Figura 8. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados en segundos (n = 16).

VI.c) Duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo.

VI.c.1) Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna operada.

La duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presenta en la Tabla 3A . Los valores corresponden al promedio de siete ciclos consecutivos de apoyo registrados para cada sujeto.

En el segundo mes postquirúrgico, la duración promedio de la mecedora 1 fue de $0,153 \pm 0,014$ s; la de la mecedora 2, de $0,274 \pm 0,056$ s; y la de la mecedora 3, de $0,372 \pm 0,077$ s.

En el tercer mes postquirúrgico, los valores fueron de $0,174 \pm 0,071$ s para M1, $0,228 \pm 0,083$ s para M2 y $0,334 \pm 0,064$ s para M3.

En términos generales, se observa que la duración de la mecedora 1 presentó valores mayores en el tercer mes, mientras que la mecedora 2 presenta una disminución de su duración promedio. La mecedora 3 muestra valores ligeramente menores en el tercer mes, manteniendo una variabilidad elevada en ambos períodos.

Los valores individuales y su distribución se representan en las Figuras 9, 10 y 11.

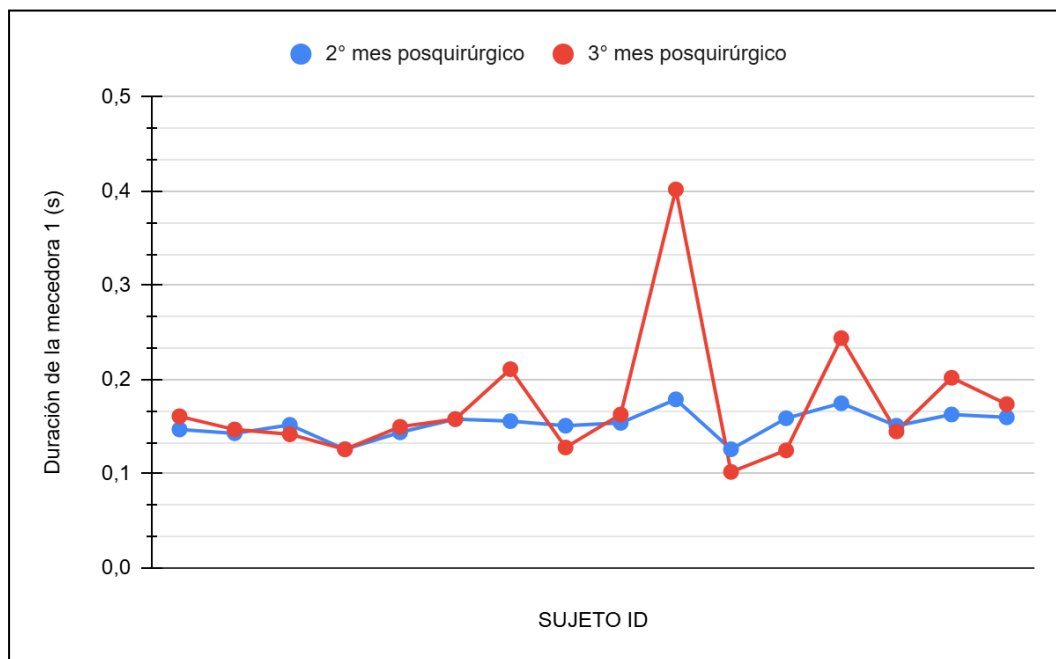
TABLA 3A. Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna operada.						
	Mes postquirúrgico					
Sujeto	2.º (s)			3.º (s)		
	M1 (s)	M2 (s)	M3 (s)	M1 (s)	M2 (s)	M3 (s)
1	0,147	0,304	0,328	0,161	0,329	0,236
2	0,143	0,363	0,373	0,147	0,129	0,422
3	0,153	0,335	0,308	0,142	0,177	0,334
4	0,126	0,231	0,430	0,126	0,198	0,382
5	0,144	0,279	0,433	0,150	0,290	0,340

6	0,158	0,338	0,357	0,158	0,408	0,235
7	0,156	0,279	0,331	0,211	0,263	0,295
8	0,151	0,244	0,336	0,128	0,195	0,362
9	0,154	0,230	0,400	0,163	0,215	0,386
10	0,179	0,226	0,441	0,402	0,094	0,341
11	0,126	0,324	0,573	0,102	0,250	0,368
12	0,159	0,162	0,375	0,125	0,118	0,436
13	0,175	0,240	0,291	0,244	0,249	0,336
14	0,151	0,314	0,363	0,145	0,168	0,348
15	0,163	0,205	0,369	0,202	0,249	0,306
16	0,160	0,308	0,231	0,174	0,305	0,217
PROMEDIO	0,153	0,274	0,372	0,174	0,228	0,334
DE	0,014	0,056	0,077	0,071	0,083	0,064

Los datos se expresan en segundos (s) e incluyen valores individuales, así como el promedio y la desviación estándar (DE).

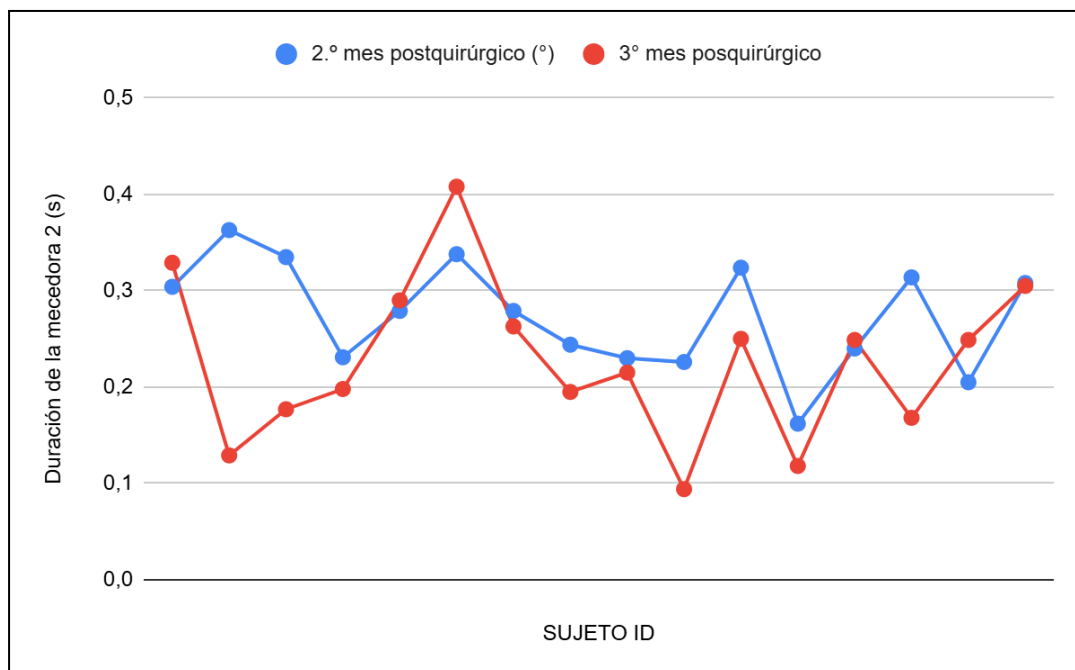
ID: identificación del sujeto; M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; M3: mecedora del antepié; DE: desviación estándar; s: segundos.

Figura 9. Duración de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



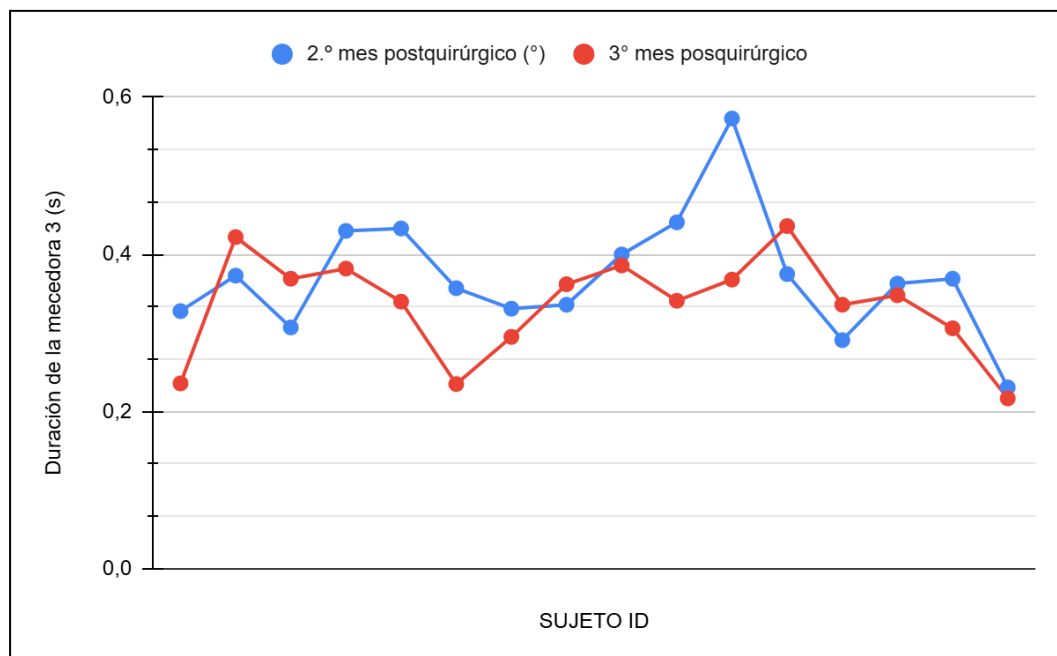
Los valores se expresan en segundos (s).

Figura 10. Duración de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Los valores se expresan en segundos (s).

Figura 11. Duración de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Los valores se expresan en segundos (s).

VI.c.2) Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna no operada.

La duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presenta en la Tabla 3B .

En el segundo mes postquirúrgico, la duración promedio de la mecedora 1 fue de $0,154 \pm 0,031$ s; la de la mecedora 2, de $0,306 \pm 0,109$ s; y la de la mecedora 3, de $0,340 \pm 0,084$ s. En el tercer mes, los valores fueron de $0,163 \pm 0,061$ s para M1, $0,256 \pm 0,097$ s para M2 y $0,322 \pm 0,065$ s para M3.

Al comparar descriptivamente ambos momentos, la duración media de M1 pasó de 0,154 s en el segundo mes a 0,163 s en el tercero. M2 pasó de 0,306 a 0,256 s, mientras que M3 pasó de 0,340 a 0,322 s. Estas variaciones se presentan de manera descriptiva y no implican diferencias estadísticamente demostradas.

En cuanto a la variabilidad, se observa que la dispersión de la mecedora 1 en el tercer mes presentó valores mayores, mientras que la mecedora 3 presenta una ligera reducción. La mecedora 2 mantiene una variabilidad similar entre ambos períodos.

Los valores individuales se representan en las Figuras 12, 13 y 14.

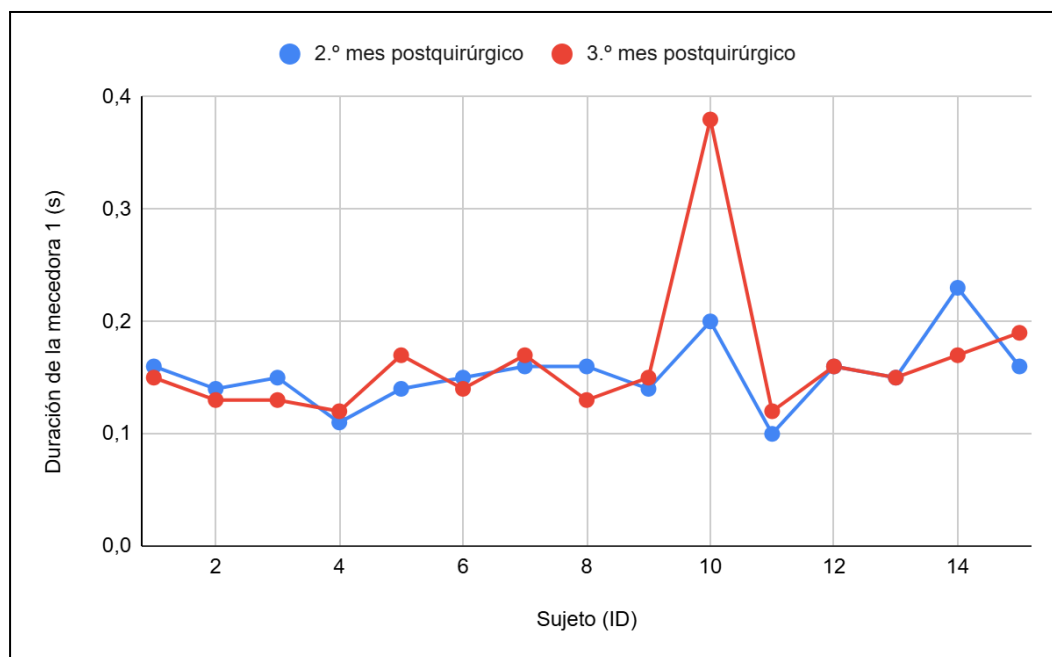
TABLA 3B. Duración de mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (segundos) de la pierna no operada.						
	Mes postquirúrgico					
Sujeto	2.º (s)			3.º (s)		
ID	M1 (s)	M2 (s)	M3 (s)	M1 (s)	M2 (s)	M 3 (s)
1	0,16	0,32	0,32	0,15	0,37	0,20
2	0,14	0,50	0,25	0,13	0,31	0,27
3	0,15	0,40	0,25	0,13	0,17	0,37
4	0,11	0,23	0,41	0,12	0,20	0,38
5	0,14	0,41	0,29	0,17	0,30	0,30
6	0,15	0,49	0,26	0,14	0,44	0,25
7	0,16	0,29	0,29	0,17	0,21	0,37
8	0,16	0,17	0,43	0,13	0,16	0,41
9	0,14	0,32	0,33	0,15	0,32	0,30
10	0,20	0,20	0,44	0,38	0,12	0,33
11	0,10	0,35	0,52	0,12	0,27	0,31
12	0,16	0,14	0,41	0,16	0,11	0,44
13	0,15	0,24	0,27	0,15	0,34	0,30
14	0,23	0,26	0,33	0,17	0,16	0,35
15	0,16	0,20	0,37	0,19	0,23	0,31

16	0,14	0,34	0,22	0,13	0,35	0,23
PROMEDIO	0,154	0,306	0,340	0,163	0,256	0,322
DE	0,031	0,109	0,084	0,061	0,097	0,065

Los datos se expresan en segundos (s) e incluyen valores individuales, así como el promedio y la desviación estándar (DE).

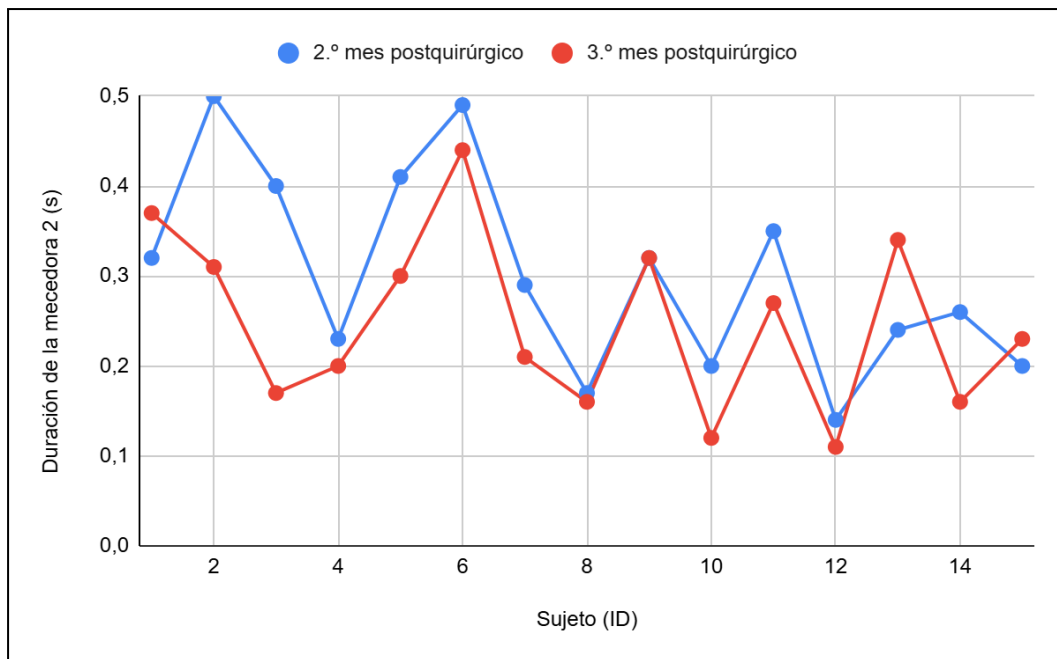
ID: identificación del sujeto; M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; ora del antepié; DE: desviación estándar; s: segundos.

Figura 12. Duración de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



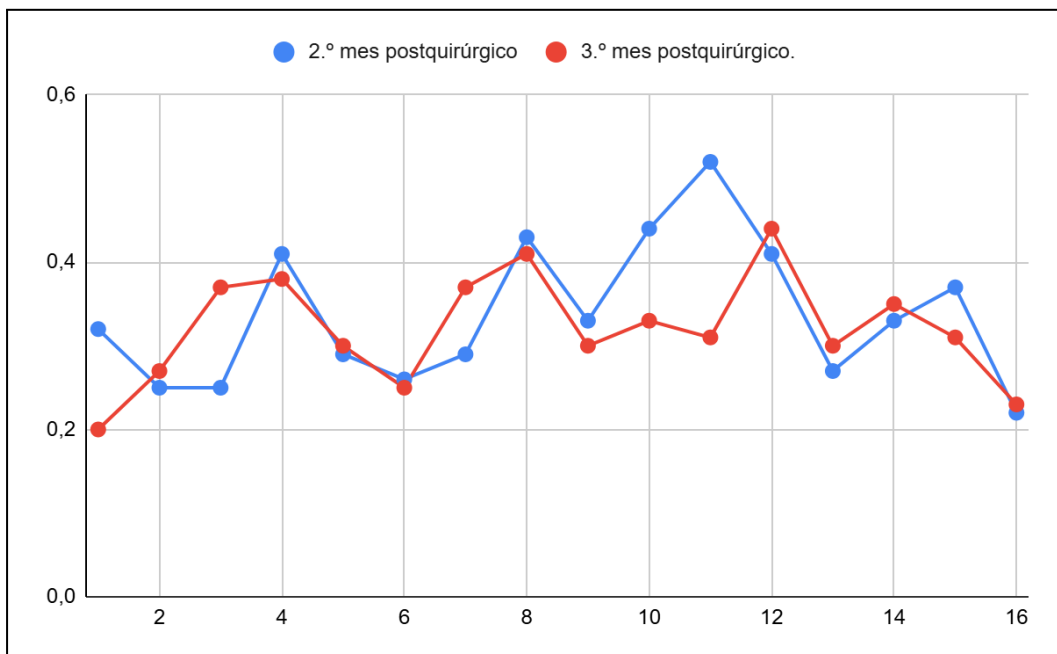
Los valores se expresan en segundos (s) y corresponden al promedio de siete ciclos consecutivos de marcha analizados por sujeto.

Figura 13. Duración de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Los valores se expresan en segundos (s).

Figura 14. Duración de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Los valores se expresan en segundos (s).

VI.c.3) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en la pierna operada.

La distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presenta en la Tabla 3C (n = 16). Los valores se expresan como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (FAT).

En el segundo mes postquirúrgico, M1 representó en promedio el 19,43 % de la fase de apoyo total, M2 el 34,20 % y M3 el 46,25 %. En el tercer mes, M1 representó el 23,29 %, M2 el 30,80 % y M3 el 45,72 %

Al comparar ambos momentos, se observaron valores superiores en la proporción de la mecedora 1 y una disminución en la mecedora 2, mientras que la mecedora 3 se mantiene estable.

La distribución individual de cada mecedora se presenta en las Figuras 15, 16 y 17, mientras que la Figura 18 muestra la distribución relativa conjunta en ambos momentos.

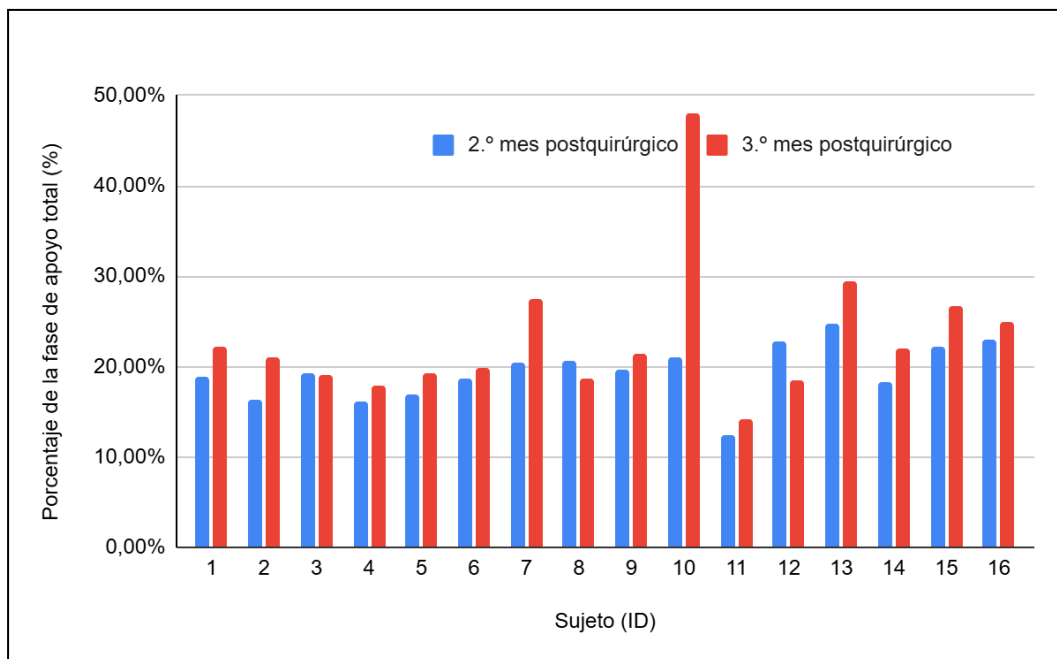
TABLA 3C. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (pierna operada).						
PORCENTAJES						
ID	2.º mes postquirúrgico (%) FAT)			3.º mes postquirúrgico (%) FAT)		
	M1 %	M2 %	M3 %	M1 %	M2 %	M3 %
1	18,90	39,00	42,20	22,20	45,30	32,50
2	16,30	41,30	42,40	21,10	18,50	60,40
3	19,17	42,03	38,60	21,72	26,99	50,92
4	16,10	29,30	54,60	17,90	28,00	54,10
5	17,00	31,80	51,10	19,20	37,70	43,30
6	18,60	39,60	41,90	19,80	50,90	29,30
7	20,40	36,40	43,20	27,40	34,20	38,40
8	20,70	33,40	45,90	18,70	28,50	52,80
9	19,70	29,30	51,00	21,40	28,20	50,40
10	21,10	26,80	52,10	48,00	11,30	40,70

11	12,40	31,70	56,00	14,20	34,70	51,00
12	22,80	23,30	53,90	18,50	17,40	64,10
13	24,80	34,00	41,20	29,50	30,00	40,50
14	18,30	37,90	43,80	22,00	25,40	52,60
15	22,20	27,80	50,10	26,70	32,80	40,40
16	22,90	44,00	33,10	25,00	43,80	31,20
PROMEDIO	19,43	34,20	46,25	23,29	30,80	45,72
DE	3,09	6,08	6,51	7,65	10,42	10,30

Los valores se expresan como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (FAT).

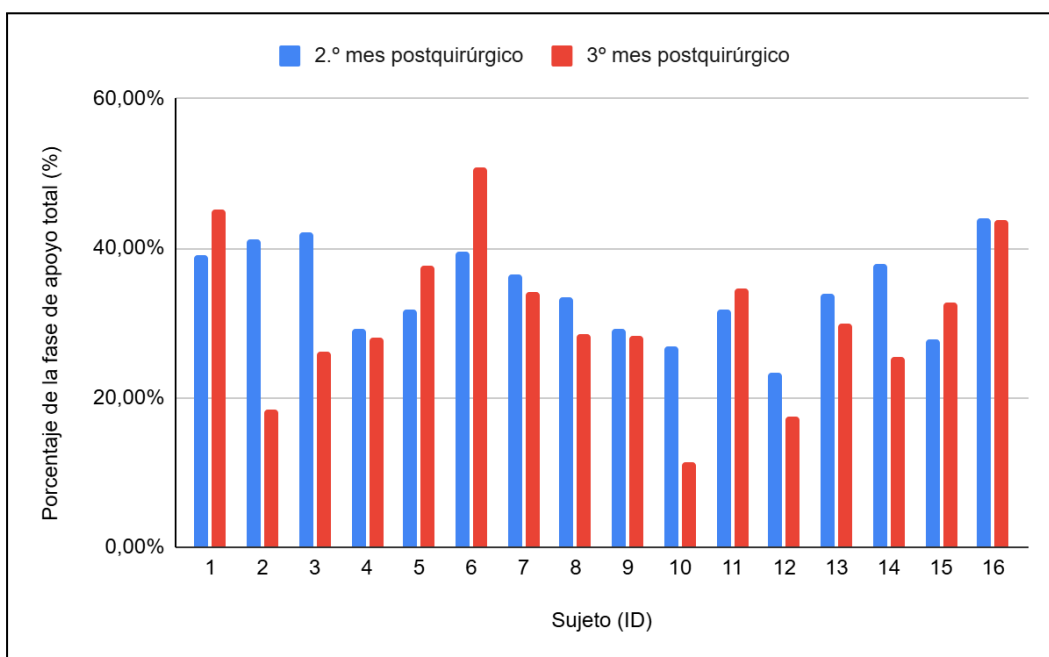
M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; M3: mecedora del antepié; FAT: fase de apoyo total; DE: desviación estándar; %: porcentaje.

Figura 15. Distribución porcentual de la mecedora 1 (M1) durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



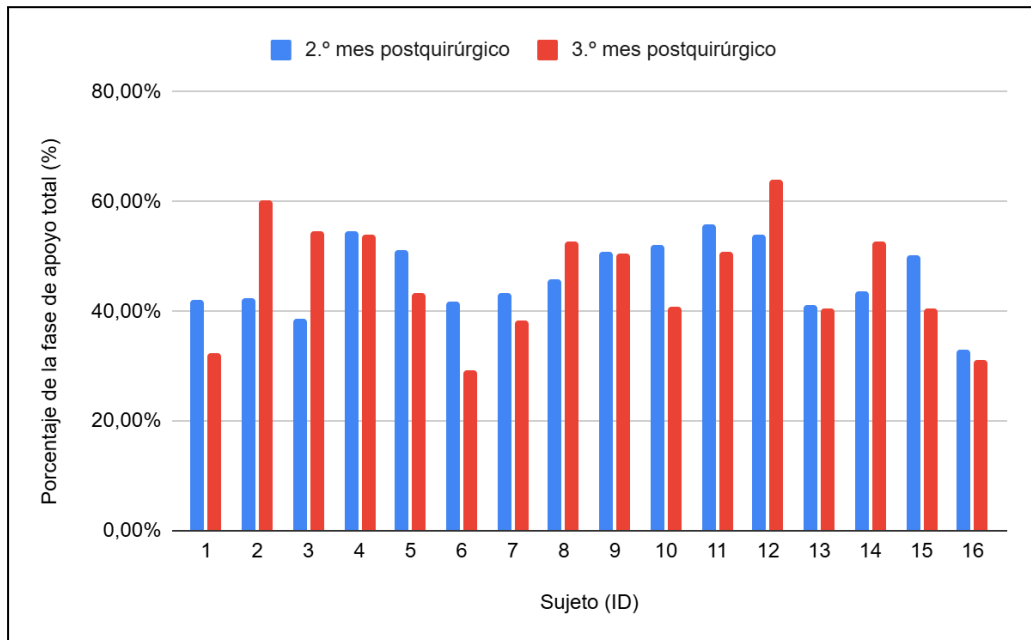
Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 16. Distribución porcentual de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico .



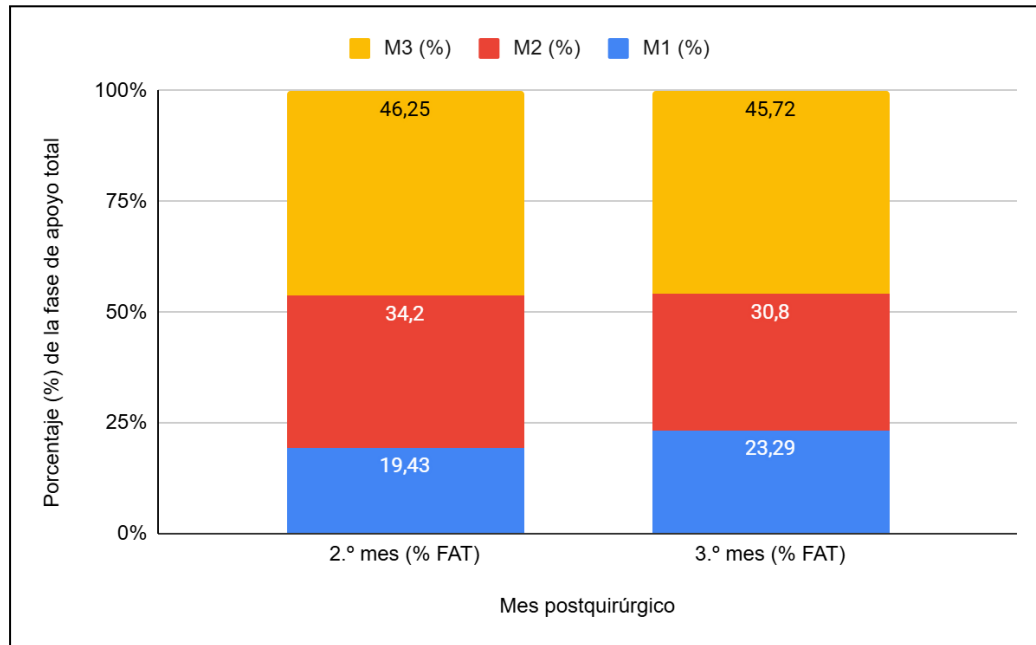
Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 17. Distribución porcentual de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Parámetros Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 18. Distribución promedio porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

VI.c.4) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en la pierna no operada

La distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presenta en la Tabla 3D (n = 16). Los valores se expresan como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (FAT).

En el segundo mes postquirúrgico, la mecedora 1 representó en promedio el 19,5 %, la mecedora 2 el 37,9 % y la mecedora 3 el 42,6 %.

En el tercer mes postquirúrgico, M1 representó el 21,80 %, M2 el 34,25 % y M3 el 43,53 %.

Al comparar ambos momentos, se observaron valores superiores en la proporción de la mecedora 1 y una disminución en la mecedora 2, mientras que la mecedora 3 presenta valores similares.

La distribución individual de cada mecedora se presenta en las Figuras 19, 20 y 21, mientras que la Figura 22 muestra la distribución relativa conjunta en ambos momentos.

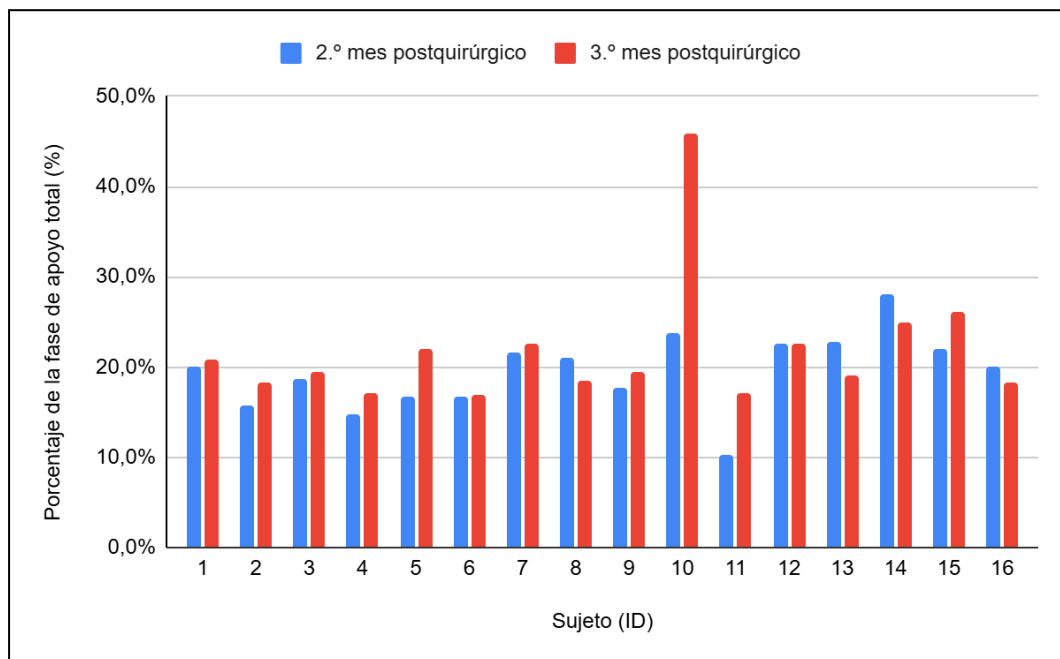
TABLA 3D. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo (pierna no operada).

ID	M1 2.º mes	M2 2.º mes	M3 2.º mes	M1 3.º mes	M2 3.º mes	M3 3.º mes
1	20,05	39,57	40,20	21,51	50,27	28,22
2	16,04	55,53	28,27	18,11	43,72	37,83
3	19,06	49,81	30,95	19,05	26,12	54,62
4	14,06	30,88	54,85	17,79	28,19	53,83
5	16,77	49,56	34,53	22,17	39,10	38,60
6	16,60	54,32	28,94	16,77	52,69	30,22
7	21,34	39,80	38,79	22,71	28,41	48,73
8	20,64	22,55	56,60	18,89	23,00	57,95
9	17,73	39,72	42,43	19,85	40,84	39,19
10	23,93	24,04	51,94	45,73	14,83	39,30
11	10,35	36,22	53,29	16,87	38,96	44,01
12	22,66	19,67	57,48	21,87	16,14	61,75
13	22,81	35,68	41,33	18,93	42,86	37,57
14	27,96	31,91	39,98	24,16	22,35	50,01
15	22,12	27,08	50,60	25,80	31,30	42,54
16	19,63	48,37	31,94	18,55	49,18	32,09
Promedio	19,48	37,79	42,63	21,80	34,25	43,53
DE	4,23	11,40	10,23	6,90	12,09	10,04

Los valores se expresan como porcentaje de la fase de apoyo total. Para cada sujeto, el porcentaje de cada mecedora se calculó en cada uno de los siete ciclos analizados y posteriormente se obtuvo su promedio. La última fila presenta la media y el desvío estándar de los 16 sujetos. Las pequeñas diferencias respecto del 100 % responden al redondeo y no fueron ajustadas manualmente.

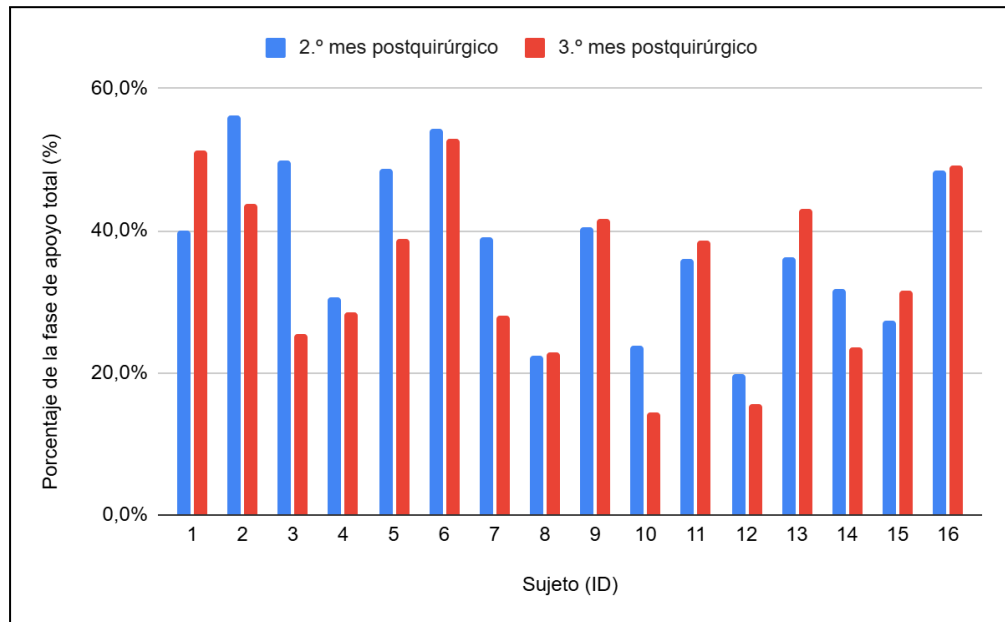
M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; M3: mecedora del antepié; DE: desviación estándar.

Figura 19. Distribución porcentual de la mecedora 1 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico .



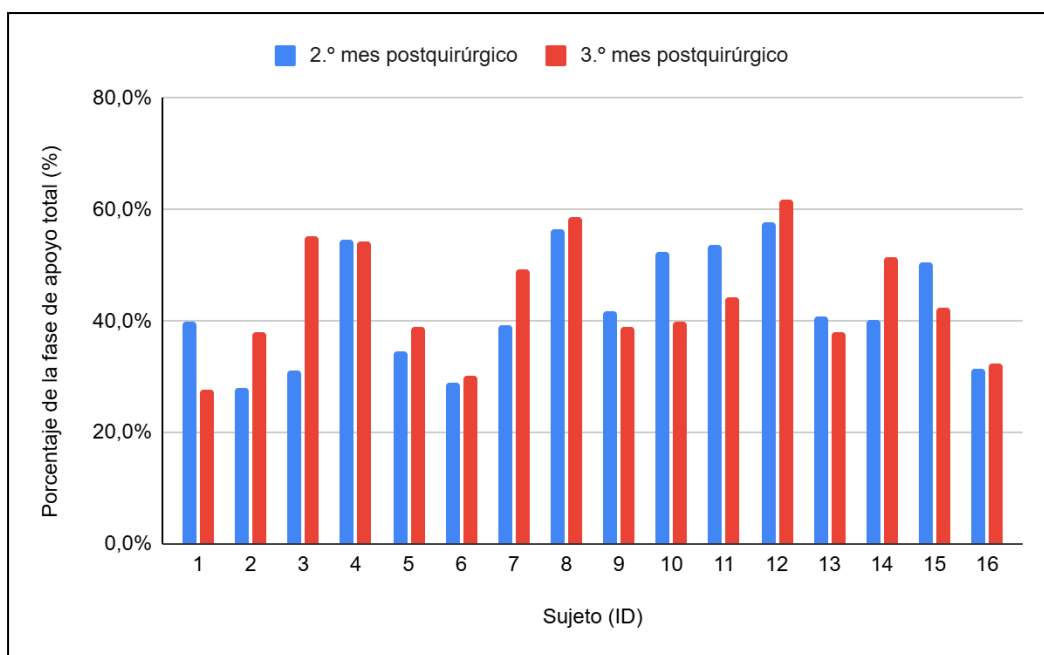
Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 20. Distribución porcentual de la mecedora 2 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



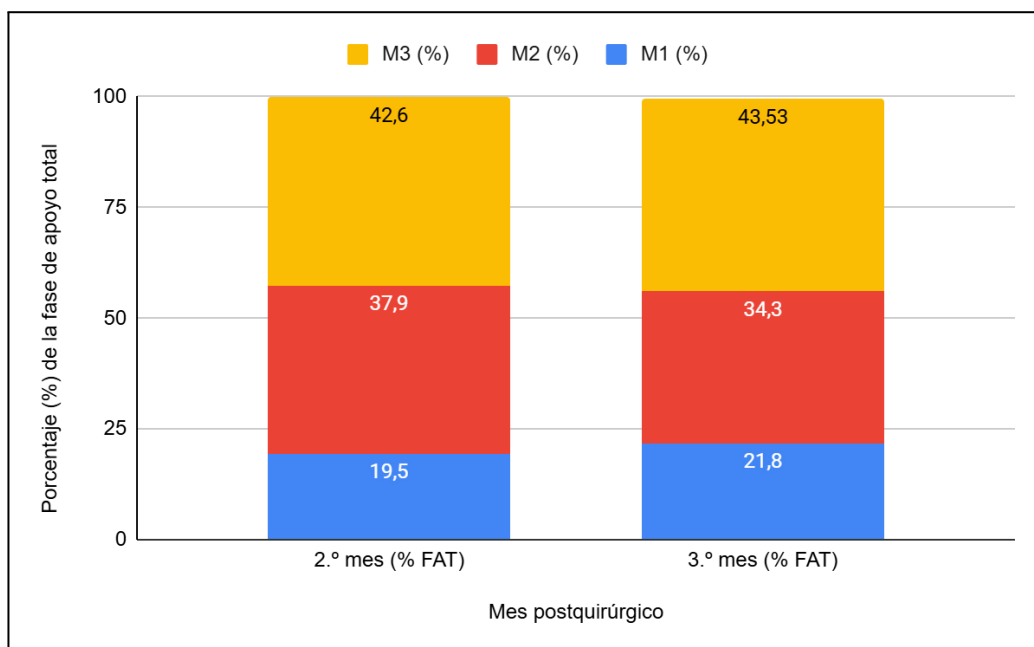
Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 21. Distribución porcentual de la mecedora 3 durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

Figura 22. Distribución promedio porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (n = 16).

VI.D) Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo

VI.d.1) Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna operada

Los valores de los ángulos de la rodilla durante la fase de apoyo en la pierna operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presentan en la Tabla 4A. Los datos corresponden a los eventos de contacto inicial (CI), apoyo medio (AM) y despegue del pie (DP), y se expresan en grados (°) como media $\pm$ desviación estándar (n = 16).

En el segundo mes postquirúrgico, el ángulo promedio de la rodilla fue de $5,29 \pm 3,07^\circ$ en el contacto inicial, $17,12 \pm 3,51^\circ$ en el apoyo medio y $13,18 \pm 3,12^\circ$ en el despegue. En el tercer mes, los valores fueron de $4,48 \pm 3,62^\circ$, $17,03 \pm 5,10^\circ$ y $12,16 \pm 3,46^\circ$, respectivamente.

Al comparar ambos momentos, se observa una leve disminución del ángulo de la rodilla en el contacto inicial y en el despegue del pie en el tercer mes, mientras que el apoyo medio se mantiene prácticamente sin cambios.

En relación con la variabilidad, se evidencia que el desvío estándar, en el apoyo medio en el tercer mes, presentó valores mayores; lo que indica una mayor dispersión de los valores entre los sujetos. En los eventos de contacto inicial y despegue, la variabilidad se mantiene relativamente estable entre ambos períodos.

TABLA 4A. Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna operada.

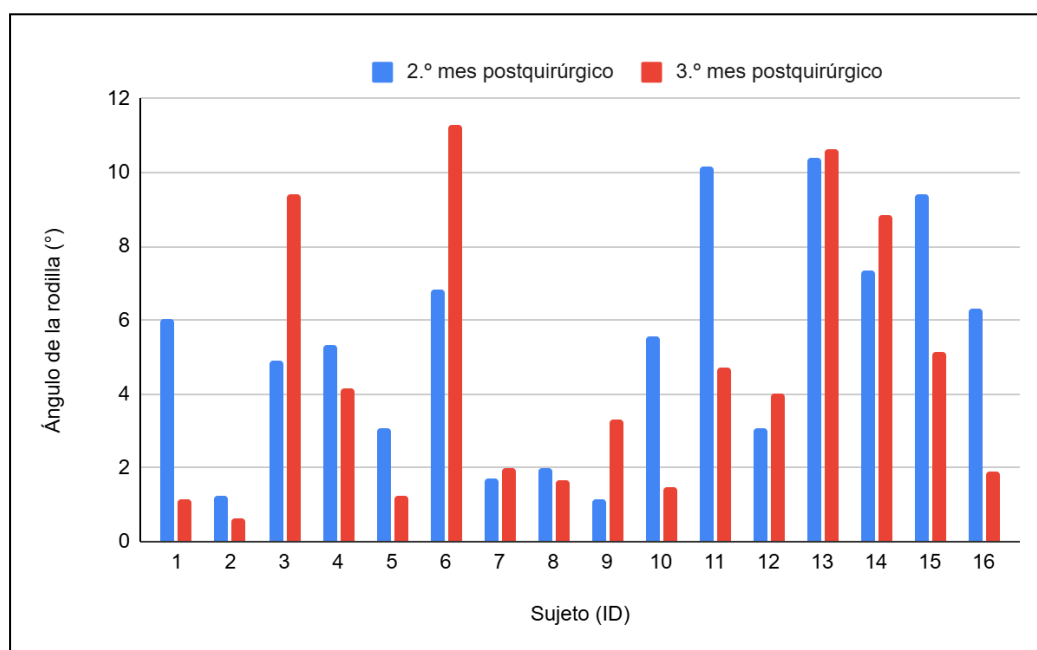
	2.º mes postquirúrgico (°)			3.º mes postquirúrgico (°)		
ID	CI (°)	AM (°)	DP (°)	CI (°)	AM (°)	DP (°)
1	6,01	13,36	12,46	1,14	10,33	11,46
2	1,24	13,75	14	0,64	11,21	9,34
3	4,92	17,74	15,45	9,42	24,11	18,92
4	5,32	17,28	18,71	4,14	19,78	16,82
5	3,08	13,98	15,05	1,25	13,4	11,14
6	6,81	24,45	13,98	11,28	26,51	11,81
7	1,72	13,41	9,3	1,97	14,17	12,64
8	2,01	19,67	11,22	1,67	18,27	9,88
9	1,12	15,8	10	3,31	24,71	11,48

10	5,58	16,51	14,44	1,45	11,6	8,857
11	10,14	16,68	14,67	4,72	14,85	10,585
12	3,08	14,98	10,42	4,02	18,74	16,971
13	10,38	16,277	9,8	10,62	12,64	8,21
14	7,34	15,78	11,45	8,87	19,54	12,04
15	9,42	19,37	10,21	5,12	13,27	7,47
16	6,31	24,88	19,61	1,91	19,27	16,92
PROMEDIO	5,29	17,12	13,18	4,48	17,03	12,16
DE	3,07	3,51	3,12	3,62	5,10	3,46

ID:

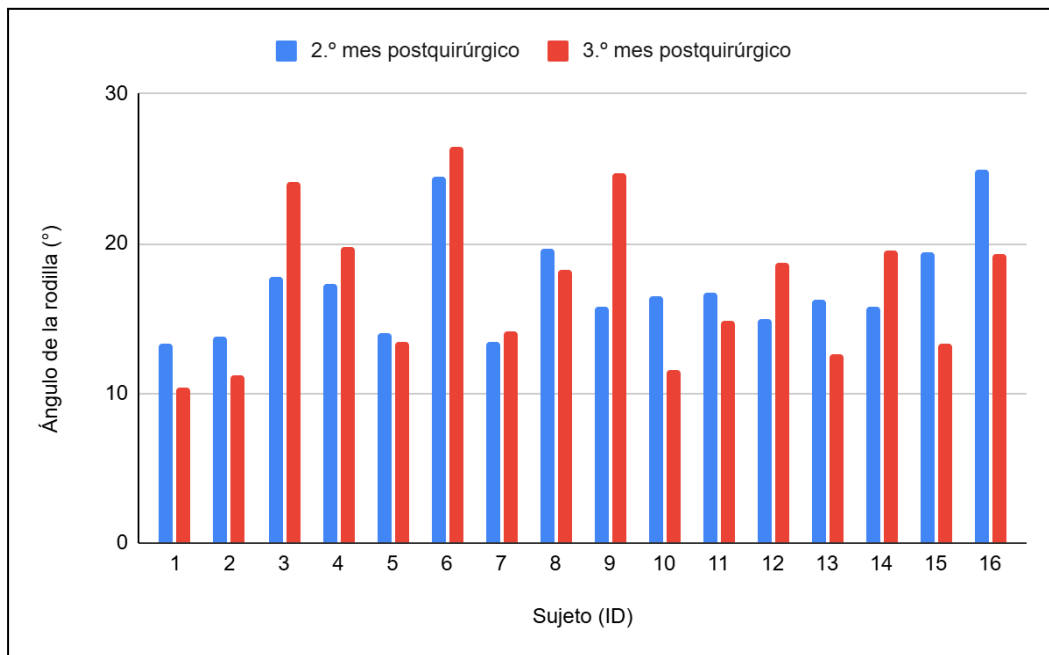
identificación del sujeto; CI: contacto inicial; AM: apoyo medio; DP: despegue del pie; DE: desviación estándar; °: grados.

Figura 23. Ángulo de la rodilla en el contacto inicial (CI).



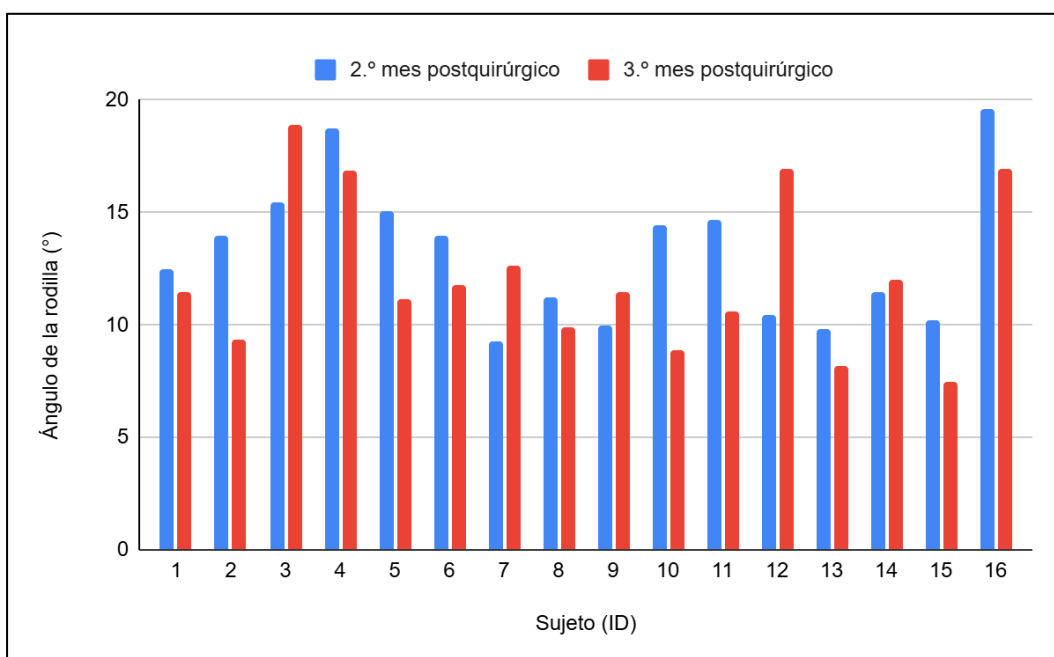
Valores individuales del ángulo de la rodilla en el evento de contacto inicial durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (n = 16). Los valores se expresan en grados (°).

Figura 24. Ángulo de la rodilla en el apoyo medio (AM).



Valores individuales del ángulo de la rodilla en el evento de apoyo medio durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (n = 16). Los valores se expresan en grados (°).

Figura 25. Ángulo de la rodilla en el despegue del pie (DP) .



Valores individuales del ángulo de la rodilla en el evento de despegue del pie durante la fase de apoyo en la pierna operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (n = 16). Los valores se expresan en grados (°).

VI.d.2). Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna no operada

Los valores de los ángulos de la rodilla durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el segundo y tercer mes postquirúrgico se presentan en la Tabla 4B. Los datos corresponden a los eventos de contacto inicial (CI), apoyo medio (AM) y despegue del pie (DP), y se expresan en grados (°) como media $\pm$ desviación estándar (n = 16).

En el segundo mes postquirúrgico, el ángulo promedio de la rodilla fue de $4,15 \pm 3,31^\circ$ en el contacto inicial, de $17,40 \pm 4,43^\circ$ en el apoyo medio y de $9,62 \pm 4,69^\circ$ en el despegue del pie.

En el tercer mes postquirúrgico, los valores fueron de $3,38 \pm 3,07^\circ$ en el contacto inicial, de $18,80 \pm 4,85^\circ$ en el apoyo medio y de $9,61 \pm 4,65^\circ$ en el despegue del pie.

Al comparar descriptivamente ambos momentos, el contacto inicial presentó un valor promedio menor en el tercer mes, mientras que el apoyo medio mostró un valor ligeramente mayor. En el despegue del pie, los valores se mantuvieron prácticamente sin cambios.

En cuanto a la dispersión, el desvío estándar del contacto inicial fue ligeramente menor en el tercer mes, el del apoyo medio fue ligeramente mayor y el correspondiente al despegue se mantuvo prácticamente estable.

TABLA 4B. Ángulos de rodilla durante la fase de apoyo en la pierna no operada.						
	2.º mes postquirúrgico (°)			3.º mes postquirúrgico (°)		
ID	CI (°)	AM (°)	DP (°)	CI (°)	AM (°)	DP (°)
1	6,271	11,214	5,771	7,528	11,614	5,228
2	3,714	14,428	8,414	1,028	19,028	9,842
3	2,214	13,971	5,057	0,628	21,957	16,142
4	2,42	15,085	16,714	0,814	17,542	14,614
5	1,914	14,771	8,871	0,614	17,957	7,528

6	12,214	27,771	10,842	11,9	27,642	10,185
7	3,828	19,028	14,07	2,2711	15,314	12,328
8	2,085	21,942	14,942	1,857	20,071	11,985
9	2,228	18,814	6,614	3,114	18,614	1,885
10	1,085	15,714	9,985	2,957	8,542	2,571
11	11,014	14,471	4,171	6,6	23,428	10
12	0,928	19,728	16,928	2,385	21,285	17,428
13	6,085	17,728	5,0714	5,657	13,8	2,971
14	4,428	11,271	2,485	2,814	23,242	10,771
15	3.79	23.03	14.90	2.01	23.04	11.43
16	2,142	19,371	9,142	1,914	17,728	8,8
PROMEDIO	4,15	17,40	9,62	3,38	18,80	9,61
DE	3,31	4,43	4.69	3,07	4,85	4,65

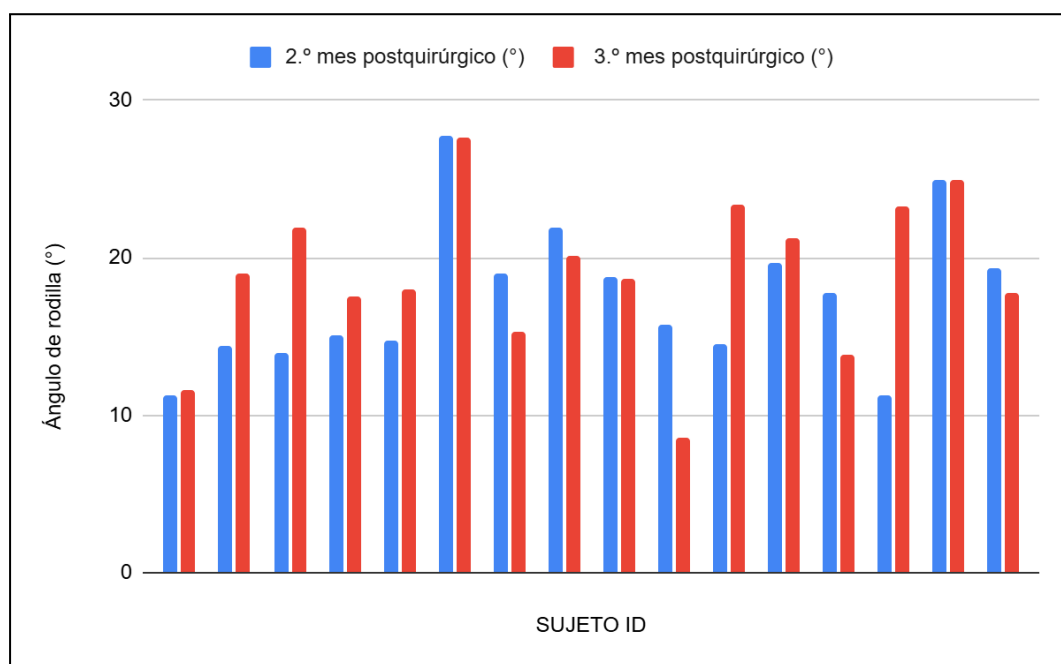
ID: identificación del sujeto; CI: contacto inicial; AM: apoyo medio; DP: despegue del pie;
DE: desviación estándar; °: grados.

Figura 26. Ángulo de la rodilla en el contacto inicial (CI) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



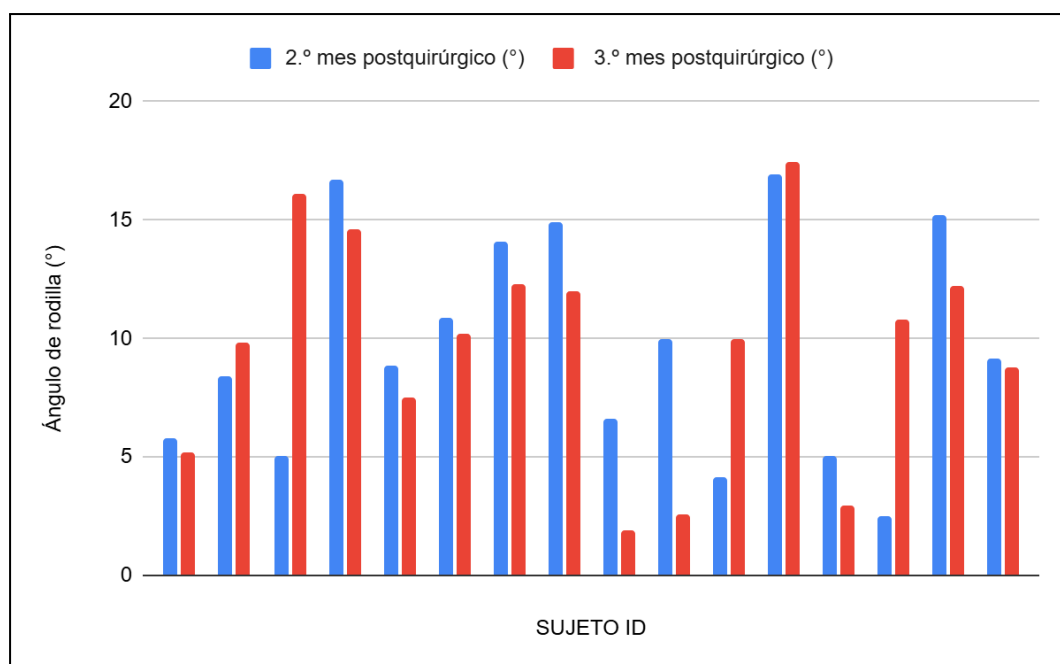
Valores expresados en grados (°) (n = 16).

Figura 27. Ángulo de la rodilla en el apoyo medio (AM) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados en grados (°) (n = 16).

Figura 28. Ángulo de la rodilla en el despegue del pie (DP) durante la fase de apoyo en la pierna no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados en grados (°) (n = 16).

VI. E) Déficit de extensión de rodilla

El déficit de extensión de rodilla, medido en camilla mediante un procedimiento estático en decúbito prono, previo a la evaluación de la marcha, se presenta en la Tabla 5.

En el segundo mes postquirúrgico, el déficit de extensión presentó un valor promedio de $-0,76$ cm, con un desvío estándar de $2,88$ cm. En el tercer mes, el valor promedio fue de $-0,86$ cm, con un desvío estándar de $2,99$ cm.

Al analizar los valores individuales, 8 de los 16 sujetos presentaron valores negativos en el segundo mes, lo que correspondió al 50 % de la muestra. En el tercer mes, se registraron valores negativos en 10 sujetos, equivalentes al 62,5 %. Ocho sujetos, correspondientes al 50 % de la muestra, presentaron déficit de extensión en ambos momentos. Por consiguiente, dos sujetos presentaron valores negativos únicamente en el tercer mes y seis no presentaron déficit en ninguno de los dos momentos.

Los valores negativos indican déficit de extensión, los valores positivos corresponden a hiperextensión y el valor cero representa la extensión completa.

Al comparar ambos periodos, los valores promedio y la dispersión fueron similares, aunque el promedio del tercer mes fue numéricamente más negativo y se observó una mayor frecuencia de sujetos con déficit. Estas variaciones se presentan de manera descriptiva y no

constituyen evidencia de un aumento estadísticamente demostrado ni de un empeoramiento del déficit de extensión.

Los valores individuales se presentan en la Figura 29, mientras que la Figura 30 muestra la media y el desvío estándar del déficit de extensión en ambos períodos.

TABLA 5A. Déficit de extensión de rodilla en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico		
ID	Déficit extensión 2.º mes (cm)	Déficit extensión 3.º mes (cm)
1	-3,5	-2,3
2	0	0,8
3	0	0
4	0,4	2,8
5	2	2,4
6	-4,4	-7,5
7	4,3	-1,3
8	5	5
9	-3	-0,4
10	-1,5	-1,5
11	-4,3	-2,8
12	1	1,2
13	-3,5	-1,2
14	0	-2,3
15	-2,2	-2,2
16	-2,5	-4,5

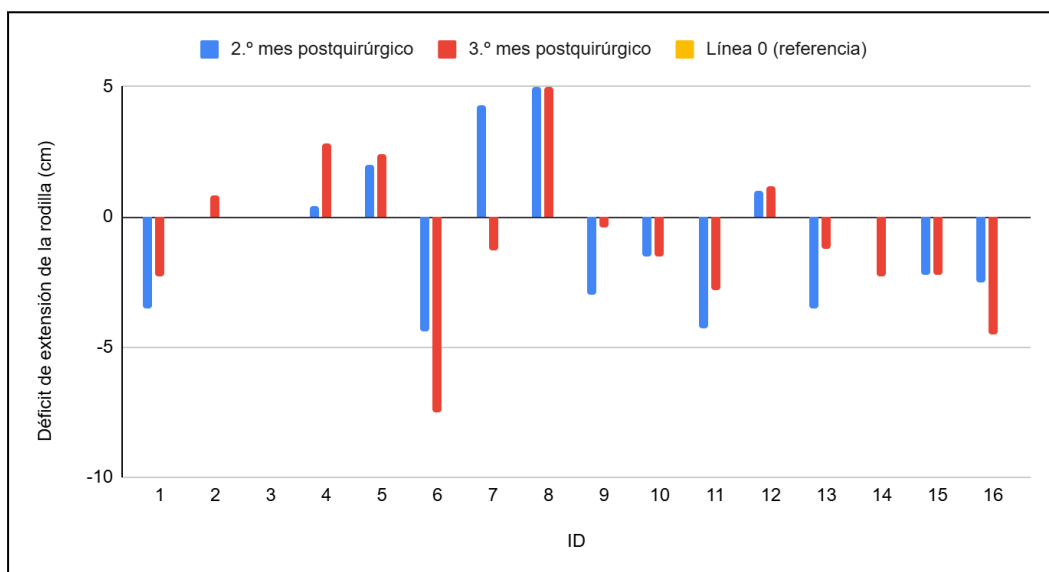
cm: centímetros.

TABLA 5B. Frecuencia de déficit de extensión de rodilla en el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Parámetro	2.º mes	3.º mes	Ambos momentos
Déficit de extensión, media $\pm$ DE (cm)	-0,76 $\pm$ 2,88	-0,86 $\pm$ 2,99	
Sujetos con déficit, n (%)	8 (50,0 %)	10 (62,5 %)	8 (50,0 %)

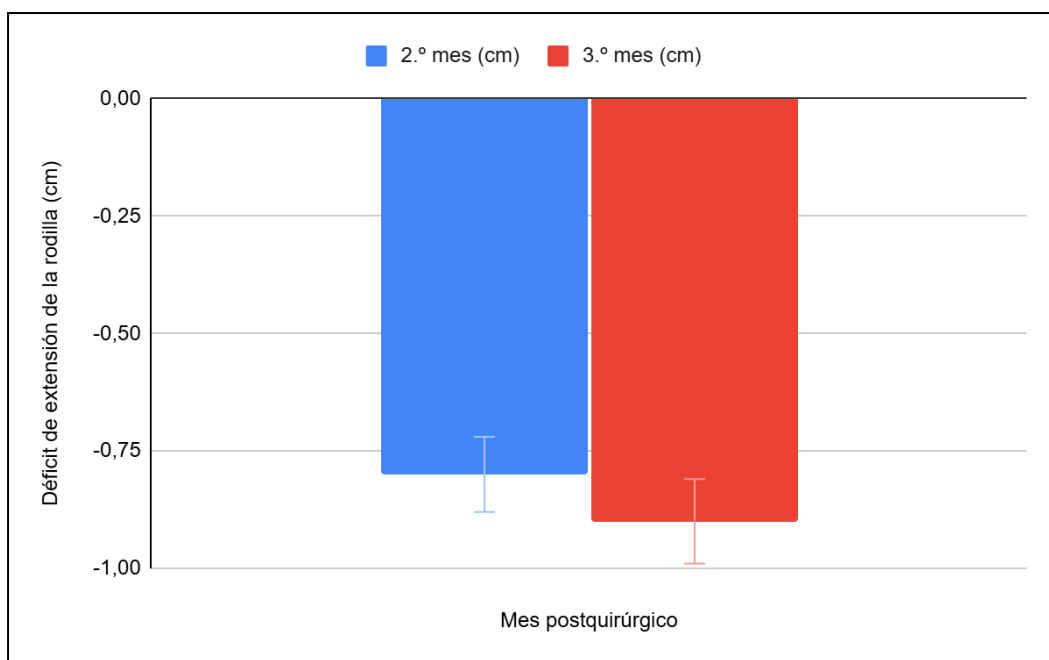
Los resultados se expresan como frecuencia absoluta y porcentaje de la muestra total (n=16). Los valores negativos indican déficit de extensión, los valores positivos corresponden a hiperextensión y el valor cero representa la extensión completa. La categoría “ambos momentos” identifica a los sujetos que presentaron déficit tanto en el segundo como en el tercer mes postquirúrgico.

Figura 29. Déficit de extensión de la rodilla en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores individuales expresados en centímetros (cm) (n = 16). La línea horizontal en 0 indica ausencia de déficit; los valores negativos corresponden a déficit de extensión y los positivos a hiperextensión.

Figura 30. Déficit de extensión de la rodilla en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media $\pm$ DE).



Valores expresados en centímetros (cm) (n = 16). Las barras de error representan la desviación estándar. Los valores negativos indican déficit de extensión.

VI.F) Comparación de los parámetros de la marcha entre pierna operada y no operada.

La comparación de los parámetros temporales y de la distribución porcentual de las mecedoras entre la pierna operada y la no operada se presenta en la Tabla 6A. Los parámetros angulares de la rodilla se presentan en la Tabla 6B.

En relación con la fase de apoyo total, se observaron valores similares entre ambas extremidades en los dos momentos de evaluación. En el segundo mes postquirúrgico, la pierna operada presentó una duración de $0,80 \pm 0,08$ s y la no operada, de $0,80 \pm 0,08$ s. En el tercer mes, los valores fueron de $0,74 \pm 0,06$ s para la pierna operada y de $0,74 \pm 0,05$ s para la no operada.

En cuanto a la duración de las mecedoras funcionales, M1 presentó valores prácticamente iguales entre ambas extremidades en el segundo mes y un valor ligeramente mayor en la pierna operada en el tercero. M2 mostró valores mayores en la pierna no operada, mientras que M3 presentó valores mayores en la pierna operada, tanto en el segundo como en el tercer mes postquirúrgico.

Respecto de la distribución porcentual, la contribución de M1 fue similar entre ambas extremidades en el segundo mes y mayor en la pierna operada en el tercero. La proporción correspondiente a M2 fue mayor en la pierna no operada en ambos momentos, mientras que M3 presentó valores mayores en la pierna operada.

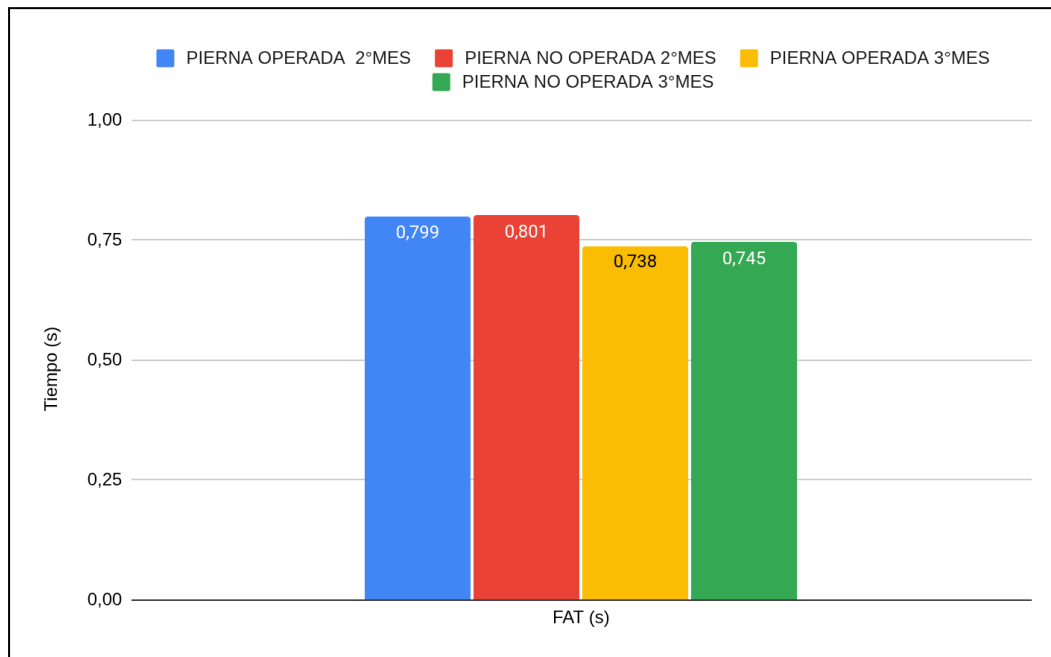
En relación con los ángulos de la rodilla, el ángulo de contacto inicial fue menor en la pierna no operada en ambos momentos. En apoyo medio, los valores fueron próximos entre las extremidades en el segundo mes y mayores en la pierna no operada en el tercero. En el despegue, el ángulo fue menor en la pierna no operada en ambos momentos.

TABLA 6A. Comparación de parámetros temporales, distribución de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la marcha entre la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media $\pm$ DE).

	2.º mes		3.º mes	
VARIABLE	PIERNA OPERADA	PIERNA NO OPERADA	PIERNA OPERADA	PIERNA NO OPERADA
FAT (s)	0,799 $\pm$ 0,083	0,801 $\pm$ 0,081	0,738 $\pm$ 0,058	0,745 $\pm$ 0,048
M1 (s)	0,153 $\pm$ 0,014	0,154 $\pm$ 0,031	0,174 $\pm$ 0,071	0,163 $\pm$ 0,061
M2 (s)	0,274 $\pm$ 0,056	0,306 $\pm$ 0,109	0,228 $\pm$ 0,083	0,256 $\pm$ 0,097
M3 (s)	0,372 $\pm$ 0,077	0,340 $\pm$ 0,084	0,334 $\pm$ 0,064	0,322 $\pm$ 0,065
M1 (% FAT)	19,43 $\pm$ 3,09	19,48 $\pm$ 4,23	23,29 $\pm$ 7,65	21,80 $\pm$ 6,90
M2 (% FAT)	34,20 $\pm$ 6,08	37,79 $\pm$ 11,40	30,80 $\pm$ 10,42	34,25 $\pm$ 12,09
M3 (% FAT)	46,25 $\pm$ 6,51	42,63 $\pm$ 10,23	45,72 $\pm$ 10,30	43,53 $\pm$ 10,04

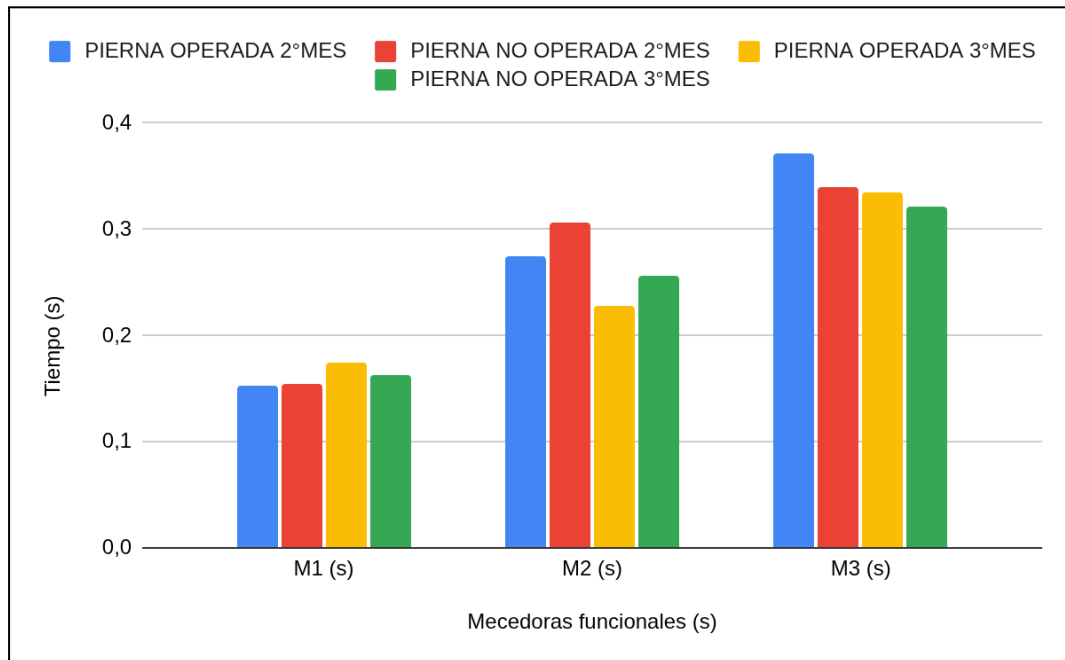
FAT: fase de apoyo total; M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; M3: mecedora del antepié; DE: desviación estándar; s: segundos; % FAT: porcentaje de la fase de apoyo total.

Figura 31. Duración de la fase de apoyo total durante la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media $\pm$ DE).



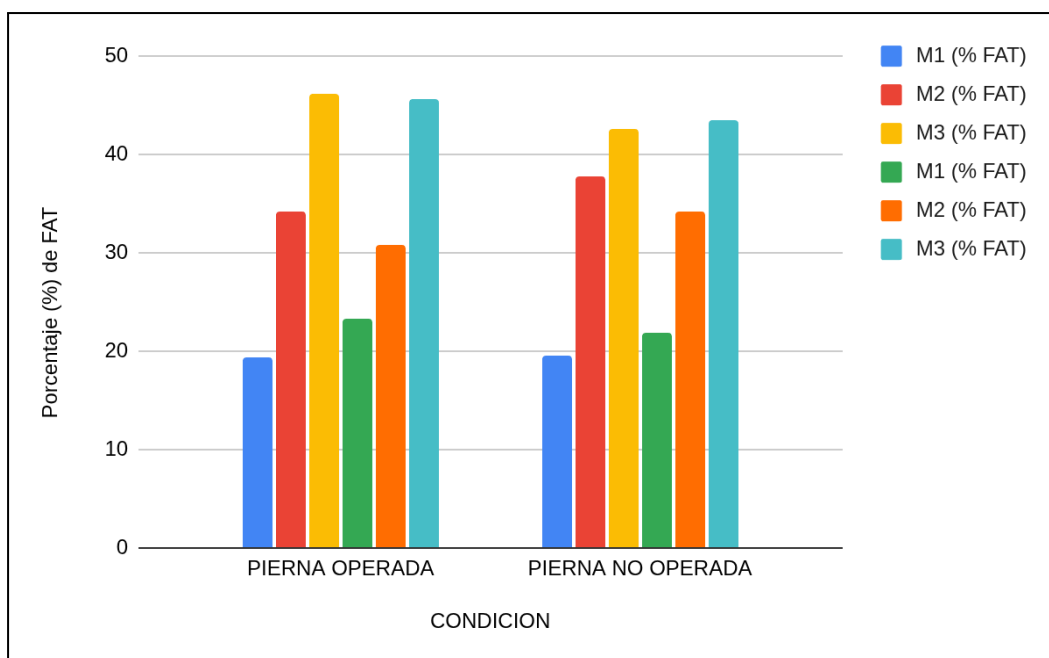
Valores expresados en segundos (s).

Figura 32. Duración de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores expresados en segundos (s) como media $\pm$ desviación estándar.

Figura 33. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo en la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.

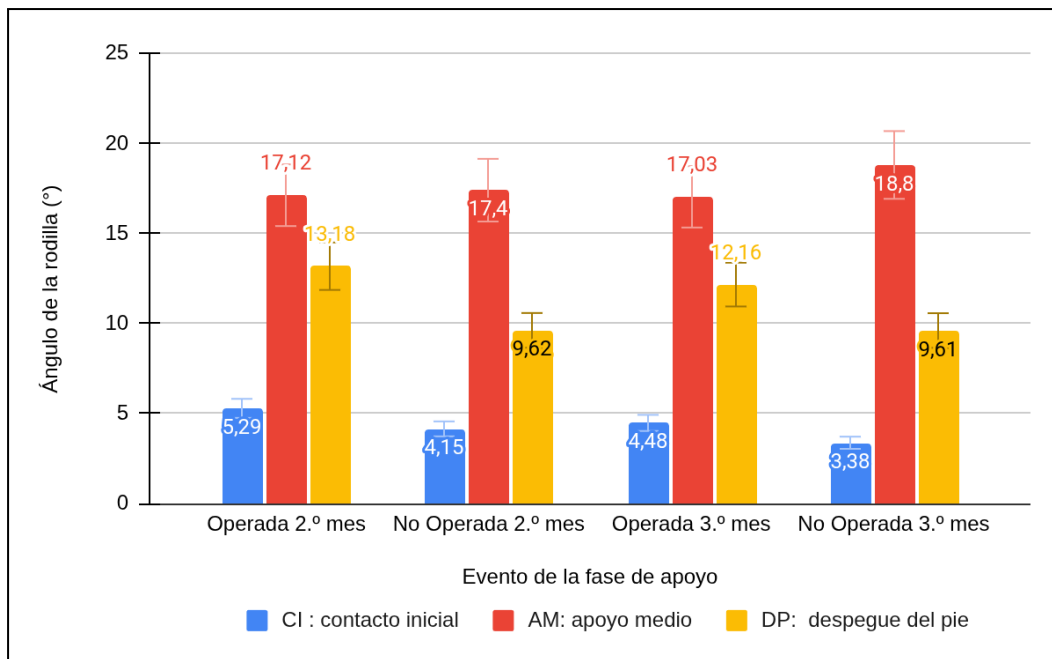


Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (FAT).

TABLA 6B. Comparación de los ángulos de la rodilla en la fase de apoyo entre la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media ± DE).				
Evento de la fase de apoyo	Operada 2.º mes (º)	No operada 2.º mes (º)	Operada 3.º mes (º)	No operada 3.º mes (º)
CI	5,29 ± 3,07	4,15 ± 3,31	4,48 ± 3,62	3,38 ± 3,07
AM	17,12 ± 3,51	17,40 ± 4,43	17,03 ± 5,10	18,80 ± 4,85
DP	13,18 ± 3,12	9,62 ± 4,69	12,16 ± 3,46	9,61 ± 4,65

Valores expresados en grados (º) como media ± desviación estándar.

Figura 34. Ángulos de la rodilla durante la fase de apoyo en la marcha en la pierna operada y no operada en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico (media ± DE).



Valores expresados en grados (°).

VI.G) Parámetros de la marcha según técnica quirúrgica y sexo.

VI.g.1) Parámetros temporales según técnica quirúrgica y sexo.

Se analizaron los parámetros temporales de la marcha de la pierna operada según la técnica quirúrgica y el sexo, durante el segundo y tercer mes postquirúrgico.

En relación con la fase de apoyo total, los varones de ambas técnicas presentaron valores medios muy próximos en el segundo mes y relativamente cercanos en el tercero. En las mujeres, los valores del grupo ST+RI fueron numéricamente mayores que los de HTH en ambos momentos; sin embargo, esta comparación debe interpretarse con cautela, ya que el grupo HTH mujeres estuvo constituido por una sola participante. En los cuatro subgrupos, el valor medio de la FAT fue menor en el tercer mes que en el segundo, aunque la magnitud de esta variación no fue uniforme.

Respecto de las mecedoras funcionales, la duración media de M1 fue mayor en el tercer mes en todos los subgrupos. La duración de M2 disminuyó en HTH varones, ST+RI varones y ST+RI mujeres, mientras que permaneció estable en HTH mujeres. Por su parte, M3 presentó una menor duración en el tercer mes en tres subgrupos y un ligero aumento en

ST+RI mujeres. M3 fue la mecedora de mayor duración en tres de los cuatro subgrupos; en HTH mujeres, la mayor duración correspondió a M2.

En conjunto, las variaciones observadas no mostraron un patrón descriptivo uniforme según la técnica quirúrgica o el sexo. Asimismo, los desvíos estándar reflejaron variabilidad entre los sujetos. Estos resultados deben interpretarse considerando el carácter descriptivo del estudio y el tamaño reducido y desigual de los subgrupos.

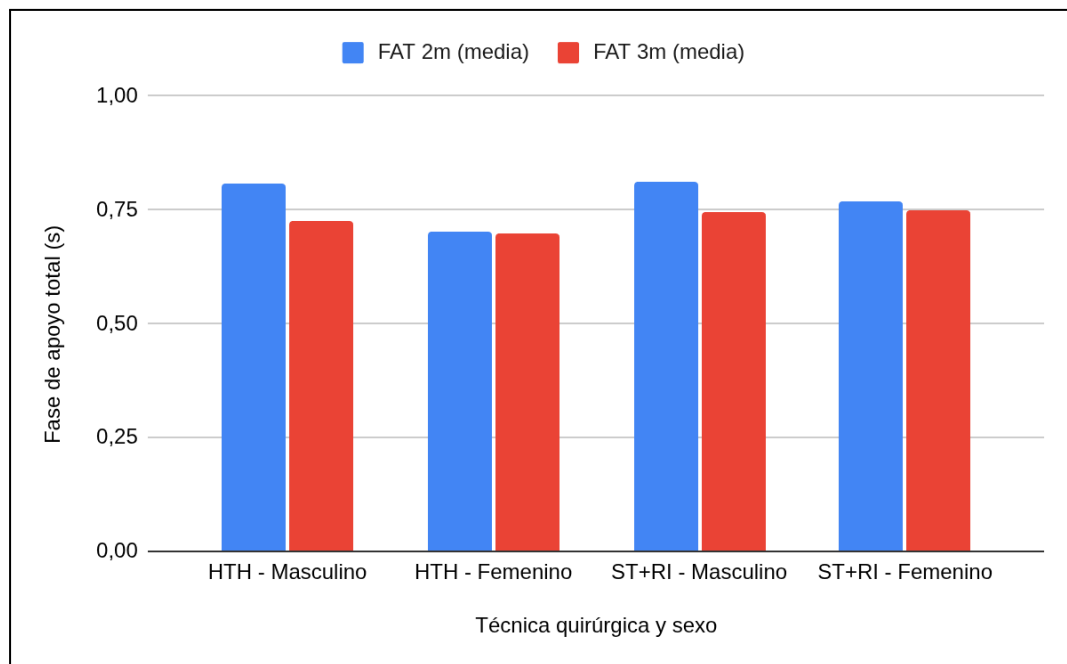
TABLA 7A. Duración de la fase de apoyo total y de las mecedoras funcionales de la pierna operada según técnica quirúrgica y sexo en el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Parámetro	HTH varones n=4	HTH mujeres n=1	ST+RI varones n=9	ST+RI mujeres n=2
FAT 2.º mes	0,809 ± 0,048	0,701	0,812 ± 0,098	0,769 ± 0,087
FAT 3.º mes	0,726 ± 0,030	0,698	0,745 ± 0,062	0,748 ± 0,118
M1 2.º mes	0,143 ± 0,012	0,160	0,155 ± 0,014	0,164 ± 0,017
M1 3.º mes	0,150 ± 0,017	0,174	0,181 ± 0,091	0,195 ± 0,070
M2 2.º mes	0,282 ± 0,064	0,308	0,265 ± 0,061	0,277 ± 0,053
M2 3.º mes	0,218 ± 0,083	0,305	0,228 ± 0,095	0,209 ± 0,057

M3 2.º mes	0,383 ± 0,043	0,232	0,392 ± 0,081	0,327 ± 0,051
M3 3.º mes	0,357 ± 0,082	0,217	0,335 ± 0,055	0,342 ± 0,008

FAT: fase de apoyo total; M1: mecedora de talón; M2: mecedora de tobillo; M3: mecedora de antepié; HTH: hueso-tendón-hueso; ST+RI: semitendinoso y recto interno. Los valores se expresan en segundos como media ± desvío estándar en los subgrupos con $n \geq 2$. En HTH mujeres ($n=1$) se informa únicamente el valor observado.

Figura 35. Duración de la fase de apoyo total según técnica quirúrgica, sexo y mes postquirúrgico.



Los valores representan las medias de cada subgrupo y se expresan en segundos. HTH varones: n=4; HTH mujeres: n=1; ST+RI varones: n=9; ST+RI mujeres: n=2.

Valores expresados en segundos (s) como media.

VI.g.2) Distribución porcentual de las mecedoras funcionales según técnica quirúrgica y sexo.

Se analizó la distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo según la técnica quirúrgica y el sexo.

Entre el segundo y el tercer mes postquirúrgico, todos los grupos presentaron un aumento descriptivo de la contribución porcentual de M1 y una disminución de M2, aunque esta última fue mínima en el grupo HTH mujeres. M3 presentó comportamientos variables y fue la mecedora de mayor contribución en tres de los cuatro grupos. En HTH mujeres, la mayor contribución correspondió a M2.

Se observaron variaciones descriptivas entre los grupos y entre los sujetos. Sin embargo, debido al carácter descriptivo del estudio, al reducido tamaño de los subgrupos y a su

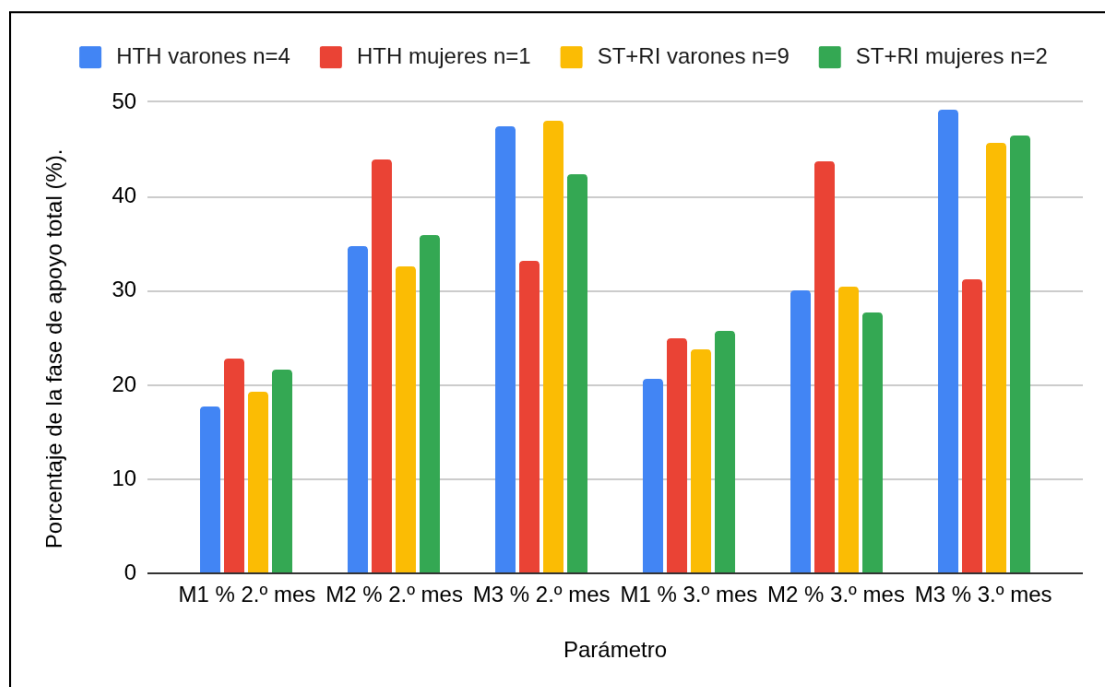
distribución desigual, estos resultados no permiten establecer diferencias atribuibles a la técnica quirúrgica o al sexo.

TABLA 7B. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica y sexo en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.				
Parámetro	HTH varones n=4	HTH mujeres n=1	ST+RI varones n=9	ST+RI mujeres n=2
M1 % 2.º mes	17,72	22,88	19,35	21,52
M2 % 2.º mes	34,72	43,96	32,50	35,92
M3 % 2.º mes	47,50	33,07	48,01	42,45
M1 % 3.º mes	20,60	24,98	23,77	25,66
M2 % 3.º mes	29,94	43,76	30,43	27,68
M3 % 3.º mes	49,27	31,14	45,60	46,42

Valores expresados como porcentaje (%) de la fase de apoyo total (FAT). Los valores representan las medias de cada subgrupo. En HTH mujeres, n=1, se informa el valor observado

HTH: injerto hueso-tendón-hueso; ST+RI: injerto de semitendinoso y recto interno; M1: mecedora del talón; M2: mecedora del tobillo; M3: mecedora del antepié.

Figura 36. Distribución porcentual de las mecedoras funcionales en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Los valores se expresan como porcentaje (%) de la duración total de la fase de apoyo.

Valores descriptivos de la pierna operada. HTH mujeres: n=1. Las comparaciones no implican diferencias estadísticas.

M1: mecedora de talón; M2: mecedora de tobillo; M3: mecedora de antepié; HTH: hueso-tendón-hueso; ST+RI: semitendinoso y recto interno.

VI.g.3) Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica y sexo en el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Se analizaron los parámetros angulares de la rodilla de la pierna operada durante el contacto inicial, el apoyo medio y el despegue, según la técnica quirúrgica y el sexo.

En el contacto inicial, el ángulo fue menor en el tercer mes respecto del segundo en HTH varones, HTH mujeres y ST+RI varones. En ST+RI mujeres se observó, en cambio, un valor ligeramente mayor en el tercer mes. Este último subgrupo presentó los valores más elevados en el contacto inicial en ambos momentos.

Durante el apoyo medio, el comportamiento no fue uniforme. En HTH varones se registró un valor mayor en el tercer mes, mientras que en HTH mujeres el valor fue menor. En ST+RI varones y mujeres, los valores se mantuvieron relativamente estables entre ambas evaluaciones. Los mayores valores de apoyo medio correspondieron a HTH mujeres, aunque este subgrupo estuvo constituido por una sola participante.

En el despegue, los cuatro subgrupos presentaron valores menores en el tercer mes. HTH mujeres mostró los valores más elevados en ambos momentos, mientras que ST+RI mujeres presentó los menores.

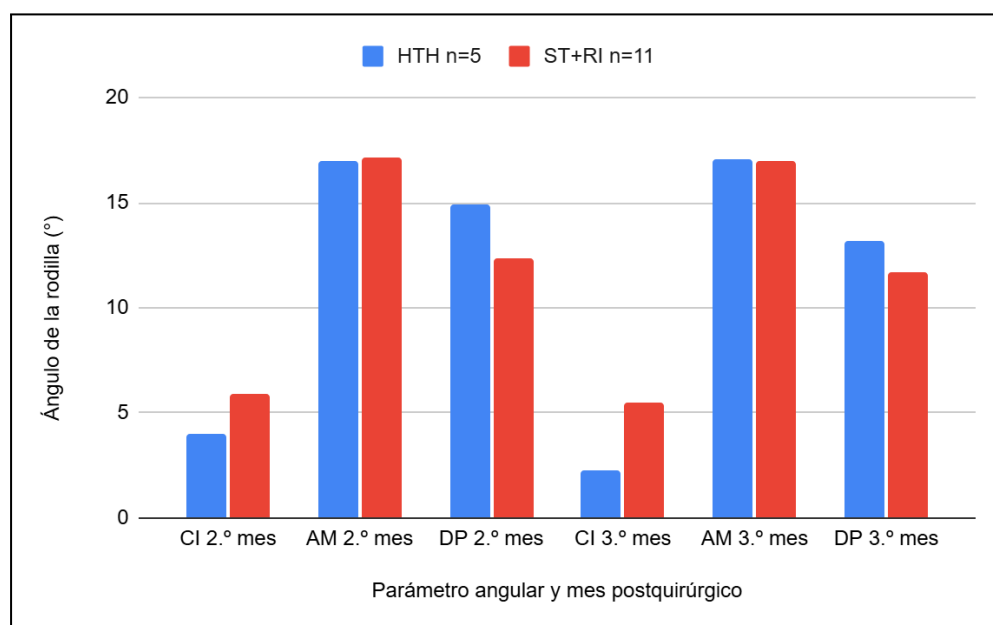
Los desvíos estándar mostraron variabilidad entre los sujetos, particularmente en el apoyo medio durante el tercer mes. En conjunto, los cambios angulares no presentaron un patrón descriptivo uniforme según la técnica quirúrgica o el sexo. Estos resultados deben interpretarse considerando el tamaño reducido y desigual de los subgrupos, especialmente HTH mujeres, con $n=1$.

TABLA 7C. Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica y sexo en el segundo y tercer mes postquirúrgico.				
Parámetro	HTH varones n=4	HTH mujeres n=1	ST+RI varones n=9	ST+RI mujeres n=2
CI 2.º mes	3,42 ± 2,61	6,31	5,20 ± 3,09	8,86 ± 2,15
AM 2.º mes	15,05 ± 1,84	24,88	17,41 ± 3,42	16,03 ± 0,35

DP 2.º mes	13,79 ± 3,67	19,61	12,75 ± 2,42	10,63 ± 1,17
CI 3.º mes	2,31 ± 1,68	1,91	4,54 ± 3,62	9,75 ± 1,24
AM 3.º mes	16,50 ± 6,94	19,27	17,21 ± 5,17	16,09 ± 4,88
DP 3.º mes	12,27 ± 3,19	16,90	12,03 ± 3,72	10,13 ± 2,71

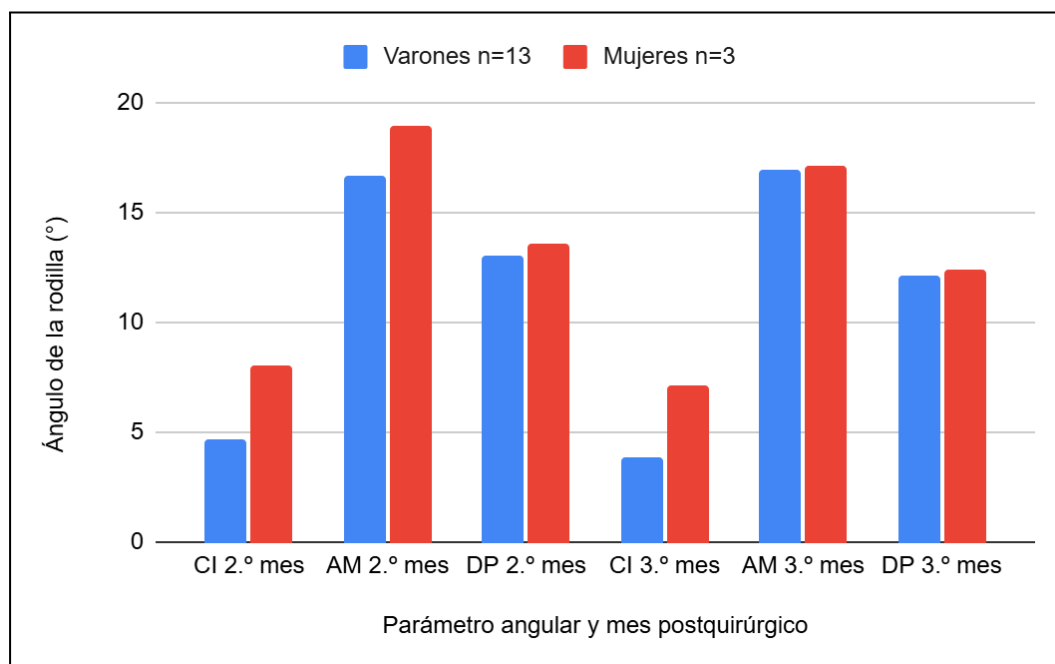
CI: contacto inicial; AM: apoyo medio; DP: despegue del pie. Los valores corresponden a ángulos de la rodilla expresados en grados y se presentan como media ± desvío estándar en los subgrupos con $n \geq 2$. En HTH mujeres, por corresponder a una sola participante, se informa únicamente el valor observado.

Figura 37. Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según técnica quirúrgica.



Valores medios de los ángulos de la rodilla de la pierna operada durante el contacto inicial, el apoyo medio y el despegue, según técnica quirúrgica, en el segundo y tercer mes postquirúrgico. Los valores se expresan en grados. HTH: $n=5$; ST+RI: $n=11$. Para esta comparación se agruparon ambos sexos. Fuente: elaboración propia.

Figura 38. Parámetros angulares de la rodilla durante la fase de apoyo según sexo.



Valores medios de los ángulos de la rodilla de la pierna operada durante el contacto inicial, el apoyo medio y el despegue, según sexo, en el segundo y tercer mes postquirúrgico. Los valores se expresan en grados. Varones: n=13; mujeres: n=3. Para esta comparación se agruparon ambas técnicas quirúrgicas. Fuente: elaboración propia.

VI.g.4) Déficit de extensión según técnica quirúrgica.

Al analizar el déficit de extensión según la técnica quirúrgica, el grupo HTH presentó un promedio de $-1,72 \pm 1,79$ cm en el segundo mes y de $-0,72 \pm 2,81$ cm en el tercero. La frecuencia de sujetos con valores negativos se mantuvo en 3 de 5 pacientes, equivalente al 60 %, y los tres presentaron déficit en ambos momentos.

En el grupo ST+RI, el promedio fue de $-0,33 \pm 3,23$ cm en el segundo mes y de $-0,93 \pm 3,20$ cm en el tercero. La frecuencia de sujetos con déficit fue de 5 de 11, equivalente al 45,5 %, en el segundo mes, y de 7 de 11, equivalente al 63,6 %, en el tercero. Cinco sujetos presentaron déficit en ambos momentos y dos únicamente en el tercer mes.

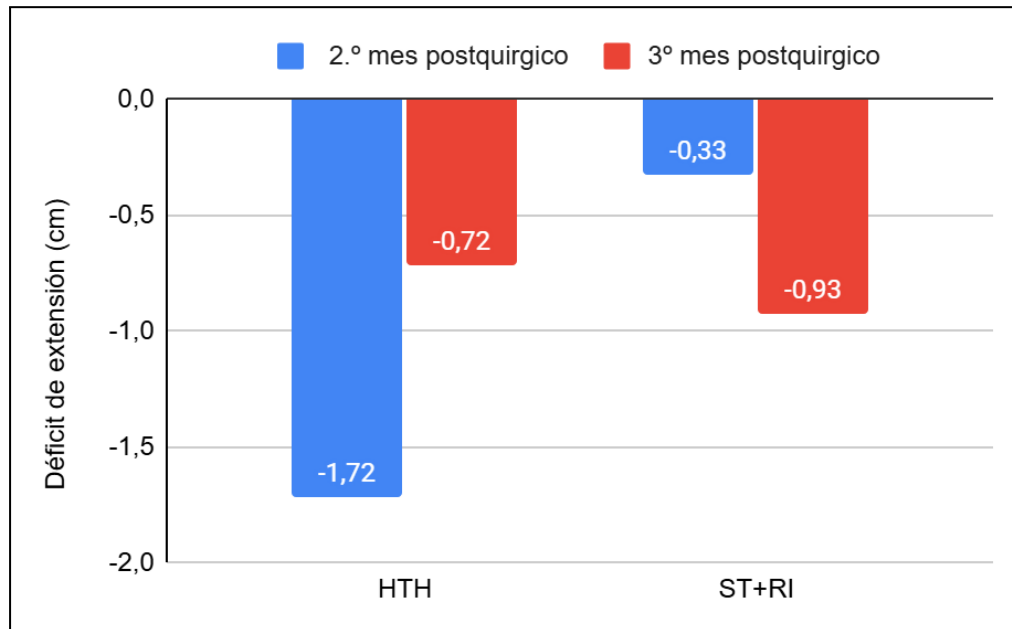
Los comportamientos observados fueron diferentes entre los grupos, pero estas comparaciones son exclusivamente descriptivas y no permiten atribuir el déficit de extensión a la técnica quirúrgica.

TABLA 7D. Déficit de extensión de rodilla según técnica quirúrgica en el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Parámetro	HTH n=5	ST+RI n=11	Total n=16
Déficit 2.º mes, media $\pm$ DE (cm)	-1,72 $\pm$ 1,79	-0,33 $\pm$ 3,23	-0,76 $\pm$ 2,88
Sujetos con déficit 2.º mes, n (%)	3 (60,0 %)	5 (45,5 %)	8 (50,0 %)
Déficit 3.º mes, media $\pm$ DE (cm)	-0,72 $\pm$ 2,81	-0,93 $\pm$ 3,20	-0,86 $\pm$ 2,99
Sujetos con déficit 3.º mes, n (%)	3 (60,0 %)	7 (63,6 %)	10 (62,5 %)
Déficit en ambos momentos, n (%)	3 (60,0 %)	5 (45,5 %)	8 (50,0 %)

Los valores negativos indican déficit de extensión, los positivos corresponden a hiperextensión y el valor cero representa extensión completa. Los resultados se expresan como media $\pm$ desvío estándar y como frecuencia absoluta y porcentaje dentro de cada grupo. Las comparaciones son descriptivas. HTH: hueso-tendón-hueso; ST+RI: semitendinoso y recto interno. Fuente: elaboración propia.

Figura 39. Déficit de extensión de la rodilla según técnica quirúrgica en el 2.º y 3.º mes postquirúrgico.



Valores medios del déficit de extensión de la rodilla según técnica quirúrgica, en el segundo y tercer mes postquirúrgico. Los valores se expresan en centímetros. Los valores negativos indican déficit de extensión, los positivos corresponden a hiperextensión y el valor cero representa la extensión completa. HTH: n=5; ST+RI: n=11. Las comparaciones son descriptivas y las barras representan únicamente las medias, sin desvíos estándar. Fuente: elaboración propia.

VII. DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio permitieron describir las variaciones en los parámetros cinemáticos de la marcha de pacientes sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior durante el segundo y tercer mes postquirúrgico. En términos generales, se observaron modificaciones en el tiempo de apoyo total, en la duración y distribución porcentual de las mecedoras funcionales y en los parámetros angulares de la rodilla. Estas variaciones coexistieron con la persistencia del déficit de extensión, lo que indica que durante el período analizado continuaban presentes adaptaciones funcionales en la marcha.

En relación con la fase de apoyo total, se registró un valor medio menor en el tercer mes respecto del segundo, tanto en la pierna operada como en la no operada. Paralelamente, la velocidad media pasó de $4,21 \pm 0,66$ km/h a $4,92 \pm 0,76$ km/h, y 11 de los 16 participantes presentaron un valor mayor en el tercer mes. Esta variación podría haber influido en la duración de la fase de apoyo y en la distribución temporal de las mecedoras. Sin embargo, debido a que no se realizó un análisis estadístico de asociación, no puede determinarse en qué medida los cambios observados estuvieron relacionados con la velocidad.

Respecto de las mecedoras funcionales, los resultados deben interpretarse diferenciando su duración absoluta de su participación porcentual dentro de la fase de apoyo. En términos absolutos, M1 presentó una duración media mayor en el tercer mes, mientras que M2 y M3 registraron valores menores. Al considerar la distribución porcentual, se observó un aumento de M1, una disminución de M2 y una relativa estabilidad de M3. Esta distinción resulta importante, ya que la reducción de la fase de apoyo total puede modificar la duración de una mecedora sin producir un cambio equivalente en su contribución relativa.

La disminución de M2 podría estar relacionada con modificaciones en la velocidad, dado que Núñez-Trull et al. identificaron a la mecedora de tobillo como uno de los componentes más sensibles a esta variable (3). No obstante, la población estudiada por dichos autores estuvo constituida por sujetos sanos, por lo que su aplicación a pacientes en una etapa postquirúrgica temprana debe realizarse con cautela. En la muestra estudiada, los cambios también podrían reflejar estrategias funcionales vinculadas con las demandas mecánicas y de control propias de esta etapa.

El aumento de M1, acompañado por la disminución de M2, sugiere una modificación en la organización interna de la fase de apoyo. De acuerdo con la descripción funcional de Perry y Burnfield, M1 participa en la recepción inicial del peso y en la progresión del miembro a

partir del contacto del talón (2). Por lo tanto, su mayor duración y participación porcentual podrían representar una estrategia orientada a prolongar la fase inicial de recepción y favorecer el control del miembro inferior. Sin embargo, estos hallazgos no permiten afirmar que exista una optimización de la absorción de cargas, debido a que en este estudio no se evaluaron fuerzas de reacción del suelo ni variables cinéticas.

Desde el punto de vista clínico, estos resultados muestran que la evaluación del tiempo total de apoyo no debería considerarse de manera aislada. Dos extremidades pueden presentar tiempos totales similares y, al mismo tiempo, organizar de manera diferente las distintas etapas del apoyo. El análisis de las mecedoras permite identificar estas variaciones internas, que podrían no ser evidentes mediante la observación clínica convencional. Los cambios encontrados no deben interpretarse como una normalización del patrón de marcha, sino como adaptaciones funcionales presentes durante el período postquirúrgico estudiado.

La literatura ha descrito déficits de fuerza, activación muscular y control neuromuscular después de la lesión y reconstrucción del LCA (5,6,11). Estas alteraciones podrían contribuir a modificar la forma en que el miembro inferior recibe y transfiere la carga durante la marcha. Sin embargo, la fuerza y la activación muscular no fueron evaluadas en este estudio. En consecuencia, no es posible establecer una relación directa entre el comportamiento de las mecedoras y la función del cuádriceps, ni interpretar el aumento de M1 como evidencia de recuperación neuromuscular.

En cuanto a los parámetros angulares de la rodilla, en el análisis general se observó un valor medio menor durante el contacto inicial y el despegue en el tercer mes, mientras que el apoyo medio se mantuvo relativamente estable. Estos hallazgos son compatibles con la existencia de modificaciones en la cinemática de la rodilla después de la reconstrucción del LCA, como las descritas por Kaur et al., Slater et al. y Capin et al. (4,7,16). No obstante, las variaciones registradas entre ambos momentos fueron descriptivas y no permiten afirmar una normalización del comportamiento angular.

Al analizar los parámetros angulares según técnica quirúrgica y sexo, los patrones no fueron uniformes. En el contacto inicial, tres subgrupos presentaron valores menores en el tercer mes, mientras que ST+RI mujeres mostró un valor ligeramente mayor. En apoyo medio también se registraron comportamientos diferentes entre los subgrupos, mientras que en el despegue los valores fueron menores en los cuatro. Al agrupar descriptivamente por técnica, los valores del apoyo medio fueron próximos entre HTH y ST+RI, mientras que las principales variaciones se observaron en contacto inicial y despegue. Al agrupar por sexo, las mujeres presentaron valores medios mayores en el contacto inicial. Sin embargo, estas

comparaciones no fueron ajustadas por el otro factor y estuvieron condicionadas por la distribución desigual de la muestra, especialmente por el reducido número de mujeres. Por lo tanto, no permiten atribuir los resultados a la técnica quirúrgica ni al sexo. Aunque Di Stasi et al. describieron adaptaciones de la marcha relacionadas con el sexo después de la reconstrucción del LCA, el tamaño de los subgrupos del presente estudio no permite realizar una comparación equivalente (14).

Los déficits neuromusculares descritos después de la reconstrucción del LCA podrían contribuir a las variaciones angulares observadas. Se ha informado que la disminución de la fuerza del cuádriceps se relaciona con cambios en la cinemática de la rodilla durante la marcha (5,6,17). Asimismo, factores estructurales, como la retracción de los tejidos posteriores, podrían limitar la extensión y favorecer posiciones más flexionadas de la rodilla. No obstante, estos mecanismos no fueron evaluados directamente, por lo que deben considerarse explicaciones posibles y no causas demostradas de los resultados.

Respecto del déficit de extensión, los promedios globales fueron próximos entre el segundo y el tercer mes, con valores de $-0,76 \pm 2,88$ cm y $-0,86 \pm 2,99$ cm, respectivamente. Sin embargo, el análisis por frecuencia mostró que 8 de los 16 sujetos presentaron déficit en el segundo mes y 10 en el tercero. Ocho sujetos mantuvieron esta condición en ambos momentos, lo que evidencia la persistencia del déficit en la mitad de la muestra durante el período analizado. La mayor frecuencia registrada en el tercer mes debe interpretarse de manera descriptiva y no como evidencia de un empeoramiento. Asimismo, se observó una marcada variabilidad entre los sujetos. Esta variable fue evaluada de manera pasiva antes del análisis de la marcha, por lo que no debe considerarse equivalente al comportamiento dinámico de la rodilla durante el apoyo. A partir de los datos obtenidos no es posible establecer una asociación directa entre el déficit pasivo de extensión y los parámetros cinemáticos de la marcha.

A pesar de esta limitación, la persistencia del déficit de extensión constituye un hallazgo clínicamente relevante. Scanlan et al. describieron una relación entre la pérdida de extensión y modificaciones en la posición tibial después de la reconstrucción del LCA (12). Además, la literatura señala que las limitaciones persistentes de la extensión pueden estar relacionadas con complicaciones como la artrofibrosis o el síndrome del cílope (18,19). Estos antecedentes respaldan la importancia de controlar el rango de extensión durante las primeras etapas postquirúrgicas, aunque los resultados del presente estudio no permiten determinar su efecto específico sobre la marcha.

Al considerar la técnica quirúrgica, el grupo HTH mantuvo la misma frecuencia de sujetos con déficit en ambos momentos, mientras que en ST+RI se registraron cinco sujetos en el segundo mes y siete en el tercero. Sin embargo, los promedios y las frecuencias no mostraron un patrón uniforme entre las técnicas. Debido al tamaño reducido y desigual de los grupos y a la ausencia de análisis inferenciales, estos resultados no permiten establecer un efecto de la técnica quirúrgica sobre el déficit de extensión.

Al comparar la pierna operada con la no operada, los valores de la fase de apoyo total fueron similares en ambos momentos, lo que mostró una aparente simetría temporal. Sin embargo, se observaron variaciones descriptivas en la distribución de las mecedoras y en algunos parámetros angulares. Esto indica que un tiempo total de apoyo semejante no implica necesariamente una organización interna equivalente de la marcha.

La pierna no operada no debe considerarse un control sano. La literatura ha documentado adaptaciones neuromusculares y biomecánicas bilaterales después de una lesión unilateral de rodilla (4,5). Por este motivo, las diferencias entre miembros deben interpretarse como comparaciones intrapersonales y no como una comparación entre una extremidad patológica y otra com

pletamente normal. Esta consideración refuerza la necesidad de analizar la marcha más allá de la simetría temporal global.

En conjunto, los hallazgos coinciden con los antecedentes que describen alteraciones persistentes de la marcha después de la reconstrucción del LCA (4,7,16). Sin embargo, la mayoría de esos estudios se concentró en parámetros articulares, cinéticos o espaciotemporales y no analizó específicamente la distribución temporal de las mecedoras funcionales. En este sentido, el presente trabajo aporta una perspectiva descriptiva complementaria sobre la organización de la fase de apoyo durante el segundo y tercer mes postquirúrgico.

Los resultados deben interpretarse considerando las limitaciones metodológicas. En primer lugar, se trató de un estudio descriptivo, retrospectivo y de serie de casos, con una muestra de 16 pacientes. El tamaño reducido y la distribución desigual por sexo y técnica quirúrgica limitaron la interpretación de los análisis por subgrupos. En particular, el grupo HTH mujeres estuvo constituido por una sola participante. Por este motivo, los resultados corresponden exclusivamente a la muestra estudiada y no deben generalizarse a toda la población de pacientes operados de LCA.

En segundo lugar, aunque se registró la velocidad de marcha en ambos momentos, los valores no fueron uniformes entre los participantes y no se realizó un análisis específico de su asociación con los parámetros cinemáticos. En consecuencia, su posible influencia sobre la duración de la fase de apoyo y de las mecedoras debe considerarse al interpretar los resultados.

En tercer lugar, el análisis cinemático fue bidimensional, realizado mediante video y procesado con Kinovea. Esta herramienta constituye una alternativa accesible y ha mostrado niveles adecuados de confiabilidad para el análisis del movimiento (9,15). Sin embargo, el análisis 2D presenta limitaciones para identificar movimientos fuera del plano sagital y ofrece menor precisión que los sistemas tridimensionales, considerados el estándar de referencia para el análisis biomecánico de la marcha (1).

Otra limitación fue la ausencia de un grupo control de sujetos sanos. Como se señaló anteriormente, el miembro no operado puede presentar adaptaciones bilaterales y no representa necesariamente un patrón normal de marcha. Finalmente, el estudio se concentró exclusivamente en el segundo y tercer mes postquirúrgico, correspondientes a una etapa temprana. Por lo tanto, no permite establecer cómo se comportan estos parámetros durante períodos posteriores.

Futuras investigaciones deberían incluir muestras más amplias y equilibradas, grupos control de sujetos sanos, medición y control de la velocidad de marcha, análisis tridimensional y evaluaciones longitudinales. También sería relevante incorporar variables de fuerza muscular, activación neuromuscular y cinética articular para explorar su relación con las modificaciones temporales y angulares observadas.

En síntesis, el análisis cinemático permitió identificar adaptaciones en la organización temporal de la fase de apoyo, en las mecedoras funcionales y en el comportamiento angular de la rodilla durante el segundo y tercer mes postquirúrgico. Estas adaptaciones coexistieron con la persistencia del déficit de extensión y con variaciones entre la pierna operada y la no operada. Por lo tanto, el seguimiento funcional temprano no debería limitarse a la estabilidad mecánica de la rodilla ni al tiempo total de apoyo, sino que debería considerar la organización interna de la marcha. Recuperar la estabilidad de la rodilla no significa necesariamente haber recuperado la marcha.

TABLA 8. Síntesis de los principales hallazgos y su interpretación clínica

Hallazgo principal	Interpretación clínica
Menor tiempo medio de apoyo total en el tercer mes respecto del segundo.	Indica una modificación temporal de la fase de apoyo. Podría estar influida por cambios en la velocidad de marcha o por estrategias funcionales; no constituye por sí sola evidencia de normalización de la marcha.
Aumento de la duración y de la participación porcentual de M1.	Podría reflejar una prolongación de la recepción inicial del peso y una estrategia de control durante el comienzo del apoyo. Como no se evaluaron fuerzas de reacción del suelo, no puede afirmarse que represente una mejor absorción del impacto.
Disminución de la duración y de la participación porcentual de M2.	Podría estar relacionada con modificaciones en la velocidad de marcha y con cambios en la progresión del cuerpo sobre el pie. La velocidad no fue controlada, por lo que esta relación no puede confirmarse.
Ligera disminución de la duración absoluta de M3, con relativa estabilidad de su participación porcentual.	Muestra la importancia de diferenciar el tiempo expresado en segundos de la contribución porcentual dentro de la fase de apoyo. M3 conservó una participación relativa predominante en el análisis general.

Menores ángulos medios en contacto inicial y despegue durante el tercer mes, con relativa estabilidad en apoyo medio.	Evidencia modificaciones descriptivas en el comportamiento angular de la rodilla. Los patrones no fueron uniformes al considerar técnica y sexo, por lo que no pueden atribuirse a estas variables.
Persistencia del déficit de extensión entre el segundo y el tercer mes, con variabilidad entre los sujetos.	Refuerza la importancia de controlar y priorizar la extensión durante las primeras etapas postquirúrgicas. Sin embargo, no se estableció una relación directa entre el déficit pasivo de extensión y la cinemática de la marcha.
Valores similares de FAT entre la pierna operada y la no operada, junto con variaciones en las mecedoras y en algunos parámetros angulares.	Una aparente simetría en el tiempo total de apoyo no implica una organización funcional equivalente. La pierna no operada no constituye necesariamente un control sano.
Comportamientos heterogéneos al agrupar los resultados por técnica quirúrgica y sexo.	El tamaño reducido y desigual de los subgrupos no permite establecer efectos atribuibles a la técnica o al sexo. Estas comparaciones deben considerarse exclusivamente descriptivas.

FAT: fase de apoyo total; M1: mecedora de talón; M2: mecedora de tobillo; M3: mecedora de antepié. Las interpretaciones corresponden exclusivamente a la muestra estudiada y no implican asociaciones causales. Fuente: elaboración propia.

VIII. CONCLUSIONES

En el presente estudio se analizó la cinemática de la marcha en pacientes sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior durante el segundo y el tercer mes postquirúrgico, mediante la evaluación de parámetros temporales de la fase de apoyo, la distribución de las mecedoras funcionales del pie y el comportamiento angular de la rodilla.

El déficit de extensión se observó en 8 de los 16 sujetos en el segundo mes y en 10 de 16 en el tercero. Ocho sujetos presentaron déficit en ambos momentos, lo que muestra su persistencia en la mitad de la muestra durante el período estudiado.

En relación con el objetivo planteado, los resultados evidenciaron modificaciones en la organización temporal de la fase de apoyo entre ambos momentos de evaluación, caracterizadas por una disminución del tiempo total de apoyo en el tercer mes postquirúrgico. Asimismo, se observaron variaciones descriptivas entre la pierna operada y la no operada en parámetros específicos de la marcha, particularmente en la duración de las mecedoras funcionales y en los ángulos articulares, lo que sugiere la presencia de posibles estrategias funcionales que no pudieron confirmarse mediante el diseño utilizado. En este sentido, se observó un aumento de la duración y de la participación porcentual de M1, una disminución de ambas medidas en M2 y una ligera disminución de la duración absoluta de M3, con relativa estabilidad de su participación porcentual.

Las modificaciones temporales observadas deben interpretarse considerando que la velocidad media de marcha fue mayor en el tercer mes y que este comportamiento se presentó en 11 de los 16 participantes. No obstante, el diseño descriptivo del estudio no permite determinar una asociación directa entre la velocidad y los parámetros cinemáticos.

Los análisis según técnica quirúrgica y sexo no mostraron un patrón descriptivo uniforme. Debido al tamaño reducido y desigual de los subgrupos y a la ausencia de pruebas inferenciales, los resultados no permiten atribuir las variaciones observadas a estas variables.

En conjunto, los resultados obtenidos indican que, durante los primeros meses posteriores a la reconstrucción del ligamento cruzado anterior, la marcha presenta adaptaciones funcionales detectables mediante el análisis cinemático, coexistiendo con la persistencia de alteraciones como el déficit de extensión y las variaciones descriptivas entre miembros. Estos hallazgos refuerzan la importancia del análisis de la marcha como herramienta

objetiva para el seguimiento de la recuperación funcional en etapas tempranas del postoperatorio.

REFERENCIAS

1. Caldas R, Mundt M, Potthast W, Buarque de Lima Neto F, Markert B. A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Gait Posture*. 2017;57:204–210. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.06.019.
2. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Slack Incorporated; 2010.
3. Núñez-Trull A, Álvarez-Medina J, Jaén-Carrillo D, Rubio-Peiotén A, Roche-Seruendo LE, Gómez-Trullén EM. Influence of walking speed on gait spatiotemporal parameters and the functional rockers of the foot in healthy adults. *Med Eng Phys*. 2023;117:104002. doi:10.1016/j.medengphy.2023.104002
4. Kaur M, Ribeiro DC, Theis JC, Webster KE, Sole G. Movement patterns of the knee during gait following ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*. 2016;46(12):1869–1895. doi:10.1007/s40279-016-0510-4
5. Tayfur B, Charuphongsa C, Morrissey D, Miller SC. Neuromuscular function of the knee joint following knee injuries: does it ever get back to normal? A systematic review with meta-analyses. *Sports Med*. 2021;51(2):321-338. doi:10.1007/s40279-020-01386-6
6. Palmieri-Smith RM, Lepley LK. Quadriceps strength and voluntary activation after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Sports Health*. 2015;7(5):434-442.
7. Slater LV, Hart JM, Kelly AR, Kuenze CM. Progressive Changes in Walking Kinematics and Kinetics After Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction: A Review and Meta-Analysis. *J Athl Train*. 2017;52(9):847-860. doi:10.4085/1062-6050-52.6.06.
8. Samuelsen BT, Webster KE, Johnson NR, Hewett TE, Krych AJ. Hamstring autograft versus patellar tendon autograft for ACL reconstruction: Is there a difference in graft failure rate? A meta-analysis of 47,613 patients. *Clin Orthop Relat Res*. 2017;475(10):2459–2468. doi:10.1007/s11999-017-5278-9.
9. Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors*. 2020;20:3154
10. Wellsandt E, Khandha A, Manal K, Axe MJ, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Predictors of knee joint loading after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*. 2017;35(3):651–656. doi:10.1002/jor.23408.

11. Hunnicutt JL, Lepley AS, Lepley LK. Quadriceps neuromuscular and physical function after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train.* 2020;55(3):238-245. doi:10.4085/1062-6050-516-18
12. Scanlan SF, Donahue JP, Andriacchi TP. The in vivo relationship between anterior neutral tibial position and loss of knee extension after transtibial ACL reconstruction. *Knee.* 2014;21(1):74–79. doi:10.1016/j.knee.2013.06.003.
13. Zhao S, Zhou J, Zhou Z. Correlation between gait analysis parameters and joint function prognosis during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Transl Res.* 2025;17(5):3586-3600
14. Di Stasi SL, Hartigan EH, Snyder-Mackler L. Sex-specific gait adaptations prior to and up to 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(3):207-214. doi:10.2519/jospt.2015.5062
15. Mildenberger C. Utilidades del software Kinovea. Una revisión narrativa. *Revista AKD.* 2021;24(86):9-24
16. Capin JJ, Zarzycki R, Arundale A, Cummer K, Snyder-Mackler L. Secondary prevention does not restore gait symmetry 1–2 years after ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2017;475:2513–2522.
17. Zhou L, Xu Y, Wang S, Wang S, Xu W. Quadriceps strength and psychological readiness are associated with multiplanar knee kinematics after anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Posture.* 2023;101:101–105.
18. Ekhtiari S, Horner NS, de Sa D, et al. Arthrofibrosis after ACL reconstruction is best treated in a step-wise approach with early recognition and intervention: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(12):3929–3937. doi:10.1007/s00167-017-4482-1.
19. Bierke S, Häner M, Karpinski K, et al. No increased rate of cyclops lesions and extension deficits after remnant-preserving ACL reconstruction. *J Orthop Surg Res.* 2022;17:463.