

Nombre del usuario:
Ocultado por Ajustes de Privacidad

ID de Comprobación:
60062256

Fecha de comprobación:
30.01.2022 23:25:23 CET

Tipo de comprobación:
Doc vs Internet + Library

Fecha del Informe:
31.01.2022 04:34:15 CET

ID de Usuario:
100732

Nombre de archivo: **3.TESIS**

Recuento de páginas: **198** Recuento de palabras: **35243** Recuento de caracteres: **223038** Tamaño de archivo: **4.52 MB** ID de archivo: **71021969**

18.6% de Coincidencias

La coincidencia más alta: **4.22%** con la fuente de Internet (<http://documents.tips/documents/fases-de-la-marcha-5622ac4688174.h>).

17.9% Fuentes de Internet 840 Página 200

4.27% Fuentes de Biblioteca 131 Página 221

0% de Citas

Exclusión de citas está deshabilitada

Exclusión de referencias está deshabilitada

0% de Exclusiones

No hay exclusiones



TESIS DOCTORAL

*Estudio de fiabilidad y validez de un programa
informático de análisis de vídeo para la evaluación de la
marcha en sujetos sanos*

Autora:

Pilar Fernández González

Directores:

Dr. Juan Carlos Miangolarra Page

Dr. Francisco Molina Rueda

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud

Escuela Internacional de doctorado

2022

*“Aquellos que tienen el privilegio de saber,
tienen la obligación de actuar”
(Albert Einstein)*





*A mis padres por ser mi fuerza
y mi ejemplo a seguir.
A Javier por ser mi mayor apoyo.*

AGRADECIMIENTOS

Culminar un proyecto tras varios años de trabajo, como es una Tesis Doctoral, es motivo de orgullo y satisfacción personal por el arduo camino recorrido. Sin embargo, este mérito hubiese sido imposible de alcanzar sin la ayuda y el apoyo de muchas personas que de alguna manera u otra han contribuido a que sea posible. Es por ello que escribo las últimas líneas de este trabajo para expresarles mi agradecimiento.

En primer lugar, quisiera agradecer a mis directores de tesis el Prof. Dr. Juan Carlos Miangolarra Page y el Prof. Dr. Francisco Molina Rueda por su ayuda, su apoyo y su confianza en mí para que este trabajo pudiera llevarse a cabo. Gracias Juan Carlos, por haberme facilitado los medios suficientes para realizar esta tesis y permitirme un día formar parte de este equipo. Gracias Paco, por ser mi guía, por tu tiempo y dedicación a lo largo de toda mi carrera académica, desde el Trabajo Fin de Grado, pasando por el Trabajo Fin de Máster y finalizando con esta Tesis Doctoral.

A mis compañeros y amigos del Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), Lola, Roberto, María, Isabela, Patricia, Esther, Diego y Víctor, por vuestro apoyo y ayuda. Sin duda es una suerte poder trabajar con vosotros cada día. Gracias Katerina por tu ayuda y colaboración en este proyecto. Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a Alicia, gracias por tu participación en este trabajo siendo mi observadora excelente, por tu tiempo, por tus consejos y por estar siempre ahí dispuesta a ayudarme en lo que necesite.

A todos y cada uno de mis compañeros del Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física de la Universidad Rey Juan Carlos, por vuestro ejemplo y apoyo a lo largo de estos años.

A todas y cada una de las personas que de manera desinteresada y voluntaria participaron en este proyecto, ya que sin ellos esto no hubiera sido posible.

Pero un logro profesional o académico no podría culminarse sin la presencia de nuestro círculo más cercano, aquel que nos apoya, nos anima, nos completa y nos aporta fuerza y energía para impulsarnos a crecer como personas y como profesionales.

Gracias a mi familia. A mis padres, porque gracias a ellos me he convertido en la persona que hoy soy. Gracias mamá, por todo tu apoyo y dedicación a lo largo de estos años. Gracias papá, por enseñarme que con esfuerzo y lucha todo es posible. Ambos sois todo un ejemplo a seguir. A mis hermanas, María José y Alicia, por cuidarme siempre. A mis sobrinos, Paula, Sergio, Lucía y Adrián, nada sería lo mismo sin vuestro cariño, vuestros gritos, vuestras risas y vuestro caos característico.

A Javier, mi compañero de vida, por tu paciencia y comprensión, por ser mi soporte y mi impulso, por hacerme creer en mí misma y llenar de color cada uno de mis días. Sin tu apoyo este trabajo nunca se habría escrito y, por eso, esta tesis también es tuya.

A todos, muchísimas gracias.

RESUMEN

Introducción. El estudio de la marcha representa una herramienta importante tanto diagnóstica como de evaluación de la eficacia de las diferentes intervenciones llevadas a cabo en los pacientes. En los últimos años, nuevos métodos de análisis de movimiento de bajo coste se están desarrollando con el propósito de obtener datos objetivos, intentando solventar los inconvenientes propios de las escalas de valoración observacional y los sistemas tridimensionales de captura de movimiento. Kinovea® es un software gratuito diseñado para su uso en entornos deportivos que dispone de diversas herramientas con las que obtener angulaciones, medir distancias y calcular tiempos lo que permite adquirir datos objetivos y cuantitativos para llevar a cabo evaluaciones más completas en el ámbito clínico.

Objetivo. Evaluar la fiabilidad inter-observador e intra-observador del software Kinovea® para el estudio cinemático de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y el despegue, así como, de los principales parámetros espaciotemporales de la marcha en el plano sagital; y estudiar la validez de criterio, comparando los datos cinemáticos y espaciotemporales obtenidos mediante este software, con los registrados con un sistema tridimensional de captura del movimiento.

Métodos. 50 sujetos sanos sin alteraciones de la marcha participaron en este estudio. Se llevaron a cabo dos sesiones con un intervalo de una semana de separación entre ellas. Se solicitó a cada participante que caminase por una pasarela de once metros de longitud, siendo grabados simultáneamente mediante *Vicon Motion System*® y una cámara de vídeo digital. Dos observadores analizaron las grabaciones empleando Kinovea®, y un tercer observador empleó el software *Vicon Nexus*® para el análisis de los datos registrados mediante el sistema tridimensional de captura del movimiento. Se analizaron los rangos articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y el despegue en el plano sagital, así como, los parámetros espaciotemporales de longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso, tiempo de zancada y velocidad.

Resultados. La fiabilidad intra-observador mostró una buena correlación para el rango articular de la cadera, la rodilla y el tobillo (Coeficiente de Correlación Intraclass, CCI > 0,85) durante la fase de contacto inicial en ambos observadores. En el despegue, la

correlación intra-observador fue excelente en la cadera y la rodilla ($CCI > 0,90$) y buena en el tobillo ($CCI > 0,85$) para ambos observadores. El CCI para la fiabilidad inter-observador durante el contacto inicial y el despegue fue $> 0,90$ para el rango articular de la cadera, la rodilla y el tobillo. La validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*® fue excelente para las articulaciones de la cadera y la rodilla ($r > 0,85$) y moderada para el tobillo ($r > 0,58$) durante el contacto inicial y el despegue. En relación con los datos obtenidos del registro de los parámetros espaciotemporales de la marcha, la fiabilidad intra-observador e inter-observador fue excelente para todos los parámetros estudiados ($CCI > 0,90$), a excepción de la velocidad, cuya fiabilidad intra-observador fue buena ($CCI > 0,88$). La validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*® fue excelente para los parámetros espaciotemporales analizados ($r > 0,89$). Sin embargo, los gráficos Bland-Altman mostraron cierto desacuerdo entre observadores, mediciones y sistemas (Kinovea® vs. Sistema tridimensional de análisis del movimiento) que debe ser considerado en la interpretación de las evaluaciones clínicas.

Conclusión. El software Kinovea® ha resultado ser una herramienta válida y fiable para evaluar los parámetros cinemáticos de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y despegue, así como, los parámetros espaciotemporales en sujetos sanos sin alteraciones en el patrón de marcha.

Palabras clave: Análisis de movimiento; Cinemática; Fiabilidad; Marcha; Parámetros espaciotemporales; Validez

ABSTRACT

Introduction. Gait analysis is necessary to evaluate musculoskeletal and neurological disorders, and to analyze the efficacy of the rehabilitation interventions. In recent years, new low-cost systems of motion analysis have been developed with the purpose to obtain objective data and to resolve the disadvantages of the observational scales and the three-dimensional motion capture systems. Kinovea® is a free 2D motion analysis software for computers designed to use in sports environments. This software has various tools to obtain angles and spatiotemporal parameters which allows to acquire objective and quantitative data to carry out more complete evaluations in the clinical settings.

Objective. To evaluate the inter- and intra-rater reliability of Kinovea® for the kinematic study of the hip, knee and ankle during the initial contact and toe-off phases, as well as the main spatiotemporal parameters of gait in the sagittal plane; and to study the criterion validity of Kinovea® with a three-dimensional motion system for the acquisition of the kinematic and spatiotemporal gait parameters.

Methods. Fifty healthy subjects without alterations in gait participated in this study. All participants were examined twice with a one-week interval between the two appointments. The subjects were instructed to walk along the 11-m walkway. The motion data were recorded using the VICON Motion System® and a digital video camera. Two observers analyzed the recordings using Kinovea®, and a third observer used Vicon Nexus® software to analyze the data recorded using the three-dimensional motion system. The parameters following were analyzed: the joint ranges of the hip, knee, and ankle during the gait phases of the initial contact and the toe-off in the sagittal plane, and the spatiotemporal parameters (step length, stride length, step time, stride time and speed).

Results. The intra-rater reliability showed a good correlation for the hip, the knee, and the ankle joints (Intraclass Correlation Coefficient, ICC > 0.85) in the initial contact for both observers. In the toe-off, the intra-rater reliability was excellent for the hip and the knee (ICC > 0.90) and good for the ankle (ICC > 0.85) for both observers. The ICC for the inter-rater reliability in the initial contact and the toe-off was >0.90 for the hip, the knee, and the ankle joints. The criterion validity between Kinovea® and VICON Motion System® was excellent for the hip and the knee joints ($r > 0.85$) and moderate for the

ankle joint ($r > 0.58$) in the initial contact and the toe-off. In relation to the data obtained from the analysis of the spatiotemporal parameters of gait, the intra-rater and inter-rater reliability was excellent for all the studied parameters ($ICC > 0.90$), except for speed, whose intra-rater reliability was good ($ICC > 0.88$). The criterion validity between Kinovea[®] and Vicon Motion System[®] was excellent for the spatiotemporal parameters analyzed ($r > 0.89$). However, the Bland–Altman plots showed disagreement between observers, measurements, and systems (Kinovea[®] vs. three-dimensional motion system) that should be considered in the interpretation of clinical evaluations.

Conclusion. Kinovea[®] software could be a valid and reliable tool to evaluate the kinematic parameters of the hip, knee and ankle joints during the initial contact and toe-off phases, as well as the spatiotemporal parameters in healthy subjects without alterations in gait.

Keywords: Gait; Kinematics; Motion analysis; Reliability; Spatiotemporal parameters; Validity

ÍNDICE

GLOSARIO	5
ÍNDICE DE TABLAS	7
ÍNDICE DE FIGURAS	9
INTRODUCCIÓN	13
1. La marcha humana	15
1.1. Descripción del ciclo de la marcha	15
1.1.1. Periodos del ciclo de la marcha	17
1.1.2. Fases del ciclo de la marcha	18
1.2. Biomecánica de la marcha: conceptos	21
1.2.1 Parámetros espaciotemporales de la marcha	21
1.2.2 Cinemática articular	25
1.2.3 Cinética	31
1.2.4 Parámetros electromiográficos	36
1.3. Biomecánica de la marcha: funciones	37
1.3.1. Estabilidad y conservación del gasto metabólico	38
1.3.2. Aceptación o recepción del peso corporal	39
1.3.3. Progresión, propulsión y avance	40
2. Instrumentos de evaluación y análisis visual de la marcha	44
2.1. Análisis observacional de la marcha	44
2.2. Escalas de observación de la marcha	46
2.3. Sistemas instrumentales de análisis de la marcha	48
2.3.1 Equipos de fotogrametría	49
2.3.2 Plataformas dinamométricas	51
2.3.3 Electromiografía de superficie	51
2.4. Sistemas de análisis de la marcha basados en el análisis de vídeo	52
3. Propiedades psicométricas de los instrumentos de evaluación	54

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	57
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO	63
MATERIAL Y MÉTODO	67
1. Participantes	69
1.1. Elección de la muestra	69
1.2. Estimación del tamaño muestral	69
1.3. Criterios de inclusión y exclusión de los participantes	70
2. Procedimientos éticos	70
3. Instrumentación	71
3.1. Sistema de análisis tridimensional del movimiento: Vicon Motion System®	71
3.2. Cámara digital y software Kinovea®	73
4. Procedimiento	75
4.1. Calibrado del sistema de análisis tridimensional del movimiento	76
4.2. Preparación de los participantes	77
4.3. Grabación de la marcha con ambos sistemas	79
5. Análisis de los datos	80
5.1. Análisis de los datos mediante el software Kinovea®	80
5.1.1. Análisis de parámetros cinemáticos de la marcha	81
5.1.2. Análisis de parámetros espaciotemporales de la marcha	83
5.2. Análisis de los datos mediante el sistema tridimensional de análisis del movimiento	85
6. Variables del estudio	87
6.1. Variables independientes	87
6.2. Variables dependientes	88
7. Análisis estadístico	89

RESULTADOS	91
1. Características de la muestra	93
2. Análisis de los resultados	94
2.1. Fase de contacto inicial	94
2.2. Fase de despegue	101
2.3. Parámetros espaciotemporales de la marcha	108
DISCUSIÓN	117
1. Discusión de los hallazgos más relevantes	119
1.1. Metodología empleada mediante el software Kinovea®	120
1.2. Estudio de fiabilidad y validez de los parámetros de la marcha	124
1.2.1. Parámetros cinemáticos de la marcha	125
1.2.2. Parámetros espaciotemporales de la marcha	129
1.3. Relevancia clínica y futuras líneas de investigación	132
2. Limitaciones del estudio	135
CONCLUSIONES	137
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	141
ANEXOS	159
1. Informe favorable del Comité de Ética	161
2. Modelo de consentimiento informado	163
3. Modelo de historia clínica	167
4. Modelo documento de recogida de datos mediante Kinovea®	169
5. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects	171

GLOSARIO

AMM Asociación Médica Mundial

CCI Coeficiente de Correlación Intraclase

CDG Centro de Gravedad

EMG_S Electromiografía de superficie

FRS Fuerza de Reacción del Suelo

FRS_{AP} Fuerza de Reacción del Suelo anteroposterior

FRS_{ML} Fuerza de Reacción del Suelo mediolateral

FRS_V Fuerza de Reacción del Suelo vertical

GAIT *Gait Assessment and Intervention Tool*

IC Intervalo de Confianza

LAMBECOM Laboratorio de Análisis Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor

MDC *Minimal Detectable Change* (cambio mínimo detectable)

POMA *Performance Oriented Mobility Assessment*

<i>RVGA</i>	<i>Rivermead Visual Gait Assessment</i>
<i>SD</i>	<i>Standard Deviation</i> (desviación estándar)
<i>SEM</i>	<i>Standard Error of the Measurement</i> (error estándar de la medida)
<i>TGS</i>	<i>Tinetti Gait Scale</i>
<i>URJC</i>	Universidad Rey Juan Carlos
<i>VRS</i>	Vector de Reacción del Suelo
<i>WGS</i>	<i>Wisconsin Gait Scale</i>

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Velocidad media en función del sexo y la edad.	24
Tabla 2. Amplitudes articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo en los planos sagital, frontal y transversal.	30
Tabla 3. Datos antropométricos que se recogen de los sujetos.	77
Tabla 4. Descripción de los movimientos y su representación gráfica de los distintos segmentos corporales.	86
Tabla 5. Características sociodemográficas de la muestra.	93
Tabla 6. Fiabilidad intra-observador de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.	94
Tabla 7. Fiabilidad inter-observador de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.	97
Tabla 8. Validez de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.	99
Tabla 9. Fiabilidad intra-observador de los parámetros de Kinovea en el despegue.	101
Tabla 10. Fiabilidad inter-observador de los parámetros de Kinovea en el despegue.	104
Tabla 11. Validez de los parámetros de Kinovea en el despegue.	106
Tabla 12. Fiabilidad intra-observador de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.	108

Tabla 13. Media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas en las sesiones de medición límites de acuerdo, en los gráficos Bland-Altman, para los parámetros espaciotemporales estudiados.	109
Tabla 14. Fiabilidad inter-observador de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.	112
Tabla 15. Validez de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.	114
Tabla 16. Protocolos para la obtención de la amplitud articular del miembro inferior mediante Kinovea.	123
Tabla 17. Fórmulas matemáticas para la obtención de parámetros espaciotemporales de la marcha empleadas por García-Pinillos et al. (2019)	130

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación del ciclo de la marcha y sus fases.	16
Figura 2. Fases de la marcha descritas por el Grupo de Observación de la Marcha Rancho Los Amigos.	18
Figura 3. Longitud de paso, longitud de zancada y anchura de paso.	23
Figura 4. Cinemática de la articulación de la cadera (rango de normalidad).	26
Figura 5. Cinemática de la articulación de la rodilla (rango de normalidad).	28
Figura 6. Cinemática de la articulación del tobillo (rango de normalidad).	30
Figura 7. Fuerza de reacción del suelo vertical.	31
Figura 8. Fuerza de reacción del suelo anteroposterior.	32
Figura 9. Fuerza de reacción del suelo mediolateral.	32
Figura 10. Momentos internos de las articulaciones de cadera (a) en el plano sagital y (b) en el plano frontal, rodilla (c) en el plano sagital y tobillo (d) en el plano sagital.	34
Figura 11. Potencias articulares de (a) cadera, (b) rodilla y (c) tobillo.	35
Figura 12. Secuencia de activación muscular de los principales grupos musculares durante la marcha.	37
Figura 13. Función de aceptación o recepción del peso corporal.	40
Figura 14. Función de progresión durante las fases de apoyo medio y final.	41
Figura 15. Marcadores pasivos y reflectantes.	50
Figura 16. Propiedades psicométricas de los instrumentos de medición.	56

Figura 17. Visualización del software Vicon Motion System® durante un registro.	72
Figura 18. Esquema Vicon Motion System®.	72
Figura 19. Cámara digital Nikon D3200 Full HD.	74
Figura 20. Visualización del software Kinovea® y de las herramientas que dispone.	74
Figura 21. Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM) de la Universidad Rey Juan Carlos.	75
Figura 22. Calibrador.	77
Figura 23. Sujeto con marcadores según el modelo Vicon Plug-in Gait®.	78
Figura 24. Cálculo de rango articular mediante el software Kinovea® de las articulaciones de cadera (a), rodilla (b) y tobillo (c).	83
Figura 25. Obtención de los parámetros espaciotemporales de longitud de paso y tiempo de paso mediante el software Kinovea®.	84
Figura 26. Obtención de los parámetros espaciotemporales de longitud de zancada y tiempo de zancada mediante el software Kinovea®.	84
Figura 27. Diagrama del procedimiento y análisis de datos del estudio.	87
Figura 28. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 1 en el contacto inicial.	95
Figura 29. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 2 en el contacto inicial.	96

Figura 30. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el contacto inicial.	98
Figura 31. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el contacto inicial.	100
Figura 32. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 1 en el despegue.	102
Figura 33. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 2 en el despegue.	103
Figura 34. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el despegue.	105
Figura 35. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el despegue.	107
Figura 36. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones (para el observador 1) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e).	110
Figura 37. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones (para el observador 2) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e).	111

Figura 38. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e).	113
Figura 39. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e).	115
Figura 40. Método de cálculo de los rangos articulares de la cadera, de la rodilla y del tobillo según Takeda et al. (2021).	122
Figura 41. Método de cálculo de los rangos articulares de la rodilla (en verde) y la cadera (en rosa) según Damsted et al. (2015b).	122
Figura 42. Representación de la grabación de una estructura en cuatro perspectivas.	128
Figura 43. Eventos críticos del patrón de marcha durante el periodo de apoyo.	134

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

1. LA MARCHA HUMANA

La marcha se define como el modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores característica del ser humano, que permite desplazar el cuerpo hacia delante, al tiempo que se mantiene la estabilidad. Se caracteriza por la sucesión de periodos de doble apoyo y de apoyo unipodal, de tal manera que, durante esta, al menos un miembro inferior permanece en contacto con el suelo. Este hecho hace, que podamos diferenciarlo de otras formas de desplazamiento como la carrera.

La marcha constituye un elemento característico con el que identificar a cada sujeto, pudiendo verse afectada por múltiples factores: extrínsecos, como el tipo de terreno y el calzado; intrínsecos, como la edad y el sexo; fisiológicos, como el embarazo y el envejecimiento; psicológicos, como la personalidad y el estado anímico; y patológicos, como las alteraciones musculoesqueléticas o neurológicas. Si bien es cierto que la influencia de distintos factores podría modificar el patrón de marcha, se ha demostrado que existe poca variabilidad de esta en sujetos sanos (Jarchi et al., 2018).

1.1. Descripción del ciclo de la marcha

Durante la marcha, un miembro proporciona función de estabilidad y propulsión, mientras que el contralateral progresa hacia delante, invirtiéndose de forma cíclica estos roles. En cada extremidad, se repiten una serie de eventos de forma sucesiva, que dan lugar al *ciclo de marcha*.

El ciclo de marcha se define como la secuencia de acontecimientos que se producen entre dos contactos sucesivos de un mismo pie con el suelo (Hausdorff, 2005; Perry & Burnfield, 2010) (Figura 1). Este contacto, generalmente, se produce con el talón en sujetos sin patología. Para facilitar el análisis de la marcha, ésta se describe en términos temporales de periodos y fases. El conocimiento de esta terminología resulta necesario

para la comprensión y el análisis de los diferentes patrones de movimiento involucrados en la locomoción, con el propósito de identificar alteraciones en los mismos.

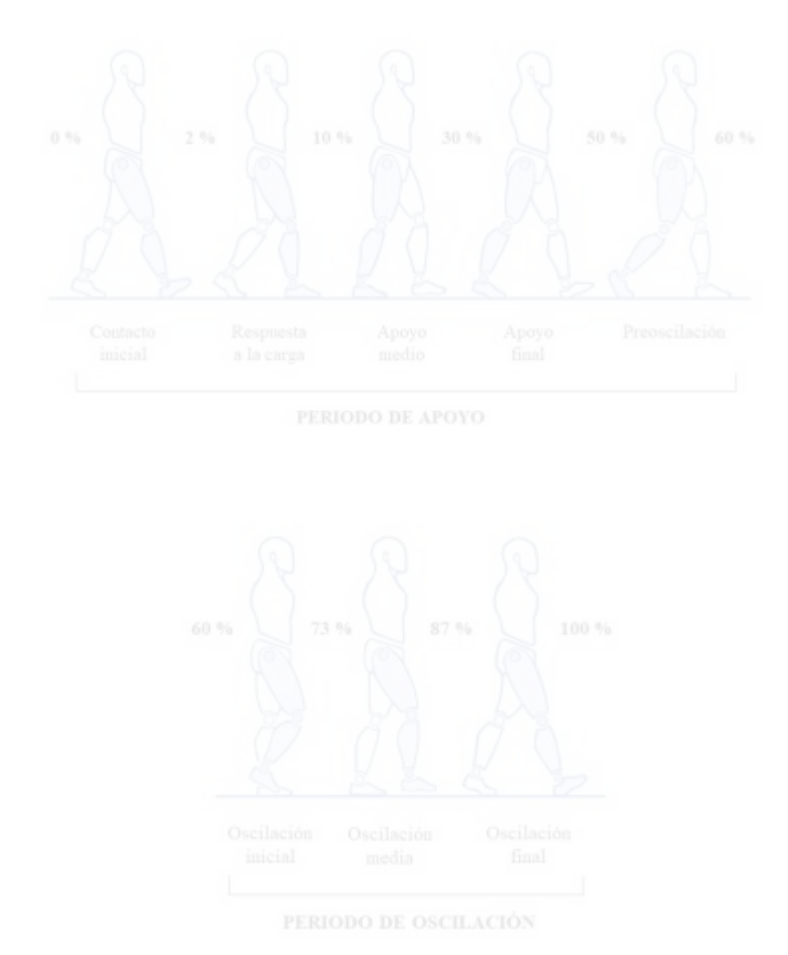


Figura 1. Representación del ciclo de la marcha y sus fases.

1.1.1. Periodos del ciclo de la marcha

El ciclo de marcha se divide en dos periodos: apoyo y oscilación (Perry & Burnfield, 2010). Durante el periodo de apoyo el pie está en contacto en el suelo, permitiendo la transferencia del peso corporal de una extremidad a otra. En el periodo de oscilación el pie se separa del suelo para favorecer la progresión de la extremidad inferior.

Tomando como referencia la posición del pie contralateral, en cada extremidad pueden diferenciarse tres intervalos durante el periodo de apoyo en un ciclo de marcha. Un doble apoyo o apoyo bipodal inicial, en el que ambos pies se encuentran en contacto con el suelo tras el contacto inicial; un apoyo unipodal o apoyo monopodal, que comienza con el despegue del pie contralateral (su duración es el mejor índice de la capacidad de soporte de los miembros); y un doble apoyo o apoyo bipodal final, que se inicia con el contacto inicial del pie contralateral y finaliza con el despegue del ipsilateral (Perry & Burnfield, 2010; Shumway-Cook & Wollacott, 2007).

En relación con la sincronización temporal de cada uno de los periodos, el periodo de apoyo representa el 60% del ciclo de marcha, ocupando cada doble apoyo un 10% y el apoyo unipodal el 40% (coincidente con el periodo de oscilación de la extremidad inferior contralateral). El periodo de oscilación representa el 40% del ciclo de marcha (Perry & Burnfield, 2010; Shumway-Cook & Wollacott, 2007).

Sin embargo, la duración del periodo de apoyo y de oscilación puede verse afectada en función de la velocidad con la que el sujeto camina, siendo inversamente proporcional a ésta. De este modo, los tiempos de ambos periodos se acortan a mayor velocidad, y se alargan si la velocidad disminuye. Entre las subdivisiones que se producen durante el periodo de apoyo, en la marcha rápida se acortan los periodos de doble apoyo y se alarga el apoyo unipodal (Perry & Burnfield, 2010).

1.1.2. Fases del ciclo de la marcha

El ciclo de marcha se organiza en fases atendiendo a las principales demandas funcionales que se producen durante la actividad. La alteración del patrón de marcha, por la presencia de alguna patología, puede producir la variación de los eventos críticos que diferencian a cada una de las fases. Por estos motivos y para evitar posibles dificultades en su identificación, el Comité de Análisis de la Marcha Rancho Los Amigos (Rancho Los Amigos Medical Center, 1989) desarrolló una terminología genérica para describir las fases funcionales de la marcha. De este modo, el ciclo de marcha queda organizado en ocho fases (Monge-Pereira et al., 2020; Perry & Burnfield, 2010; Shumway-Cook & Wollacott, 2007), las cuales presentan un objetivo funcional y un patrón específico de movimiento para cumplirlos (Figura 1 y Figura 2). La combinación secuencial de estas fases permite a la extremidad realizar tres tareas básicas: recepción de la carga, apoyo monopodal y avance del miembro.

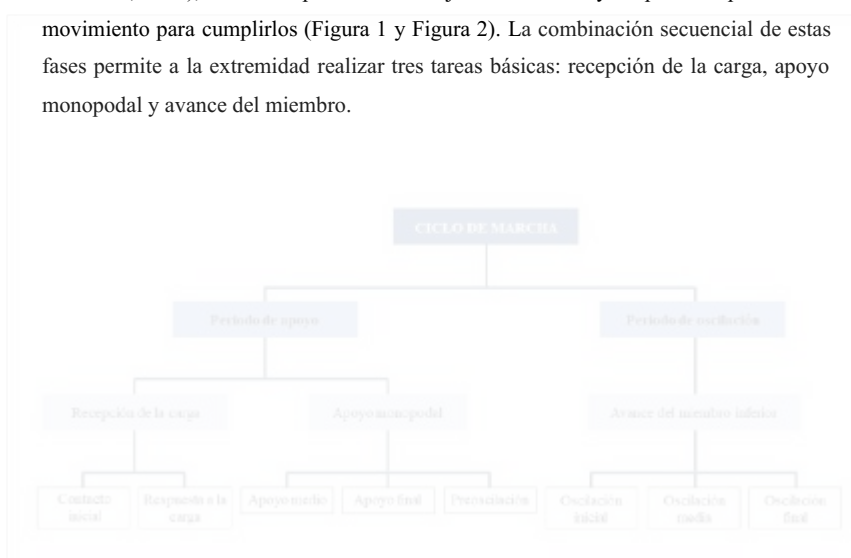


Figura 2. Fases de la marcha descritas por el Grupo de Observación de la Marcha Rancho Los Amigos.

Adaptado de *Observational Gait Analysis Handbook*, (Rancho Los Amigos Medical Center, 1989)

Recepción de la carga

La recepción de la carga representa la tarea de mayor demanda funcional del ciclo de marcha e incluye tres patrones funcionales esenciales: la absorción del choque del talón, la estabilidad inicial del miembro y la preservación de la progresión. Su dificultad reside en la repentina transferencia de peso a la extremidad inferior, tras la oscilación de esta, presentando una alineación inestable. Incluye dos fases:

- Fase 1 o de contacto inicial (0-2%): momento en el que el pie contacta con el suelo, normalmente mediante un choque de talón. La cadera se encuentra en flexión, la rodilla en extensión y el tobillo adopta una posición neutra o de ligera dorsiflexión. La posición de las articulaciones en este momento determina el patrón de respuesta a la carga.
- Fase 2 o de respuesta a la carga (2-10%): fase inicial del periodo de doble apoyo, en la que se produce el contacto total del pie con el suelo y la transferencia de peso corporal de una extremidad inferior a otra. Actuando el talón como un balancín, la rodilla se flexiona para amortiguar el impacto y el tobillo pasa a posición de flexión plantar, produciéndose el contacto del antepié en el suelo. Esta fase finaliza cuando la extremidad contralateral comienza la preoscilación.

Apoyo monopodal

Al tiempo que el miembro contralateral comienza la oscilación, la extremidad tomada como referencia asume la responsabilidad de soporte del peso corporal mientras continúa la progresión. Para llevar a cabo esta tarea funcional se requiere una buena estabilidad de los miembros y el tronco. Se relaciona con dos fases:

- Fase 3 o de apoyo medio (10-30%): constituye la primera mitad del periodo de apoyo monopodal. Comienza con el despegue del pie contralateral, que avanza sobre el pie apoyado mediante la dorsiflexión del tobillo, mientras que la cadera y la rodilla se extienden, y continúa hasta que el peso corporal se alinea con el antepié del pie tomado como referencia.

- Fase 4 o de apoyo final (30-50%): completa el periodo de apoyo monopodal. Comienza con el despegue del talón, produciéndose el avance de la extremidad sobre el antepié. La rodilla alcanza su máxima extensión, para iniciar una ligera flexión, y el incremento de la extensión de cadera favorece que el peso corporal sobrepase el antepié. Esta fase finaliza con el choque de talón del pie contralateral.

Avance del miembro

El avance del miembro representa la tarea funcional en la que se produce el despegue del miembro inferior del suelo, para la progresión de este y del tronco hacia delante. Se diferencian dos estadios fundamentales: uno de aceleración, que incluye las fases de preoscilación y oscilación inicial; y otro de deceleración, representado por la fase de oscilación final. Comprende cuatro fases:

- Fase 5 o preoscilación (50-60%): fase de transición entre el periodo de apoyo y el de oscilación. Se inicia con el choque de talón del pie contralateral y finaliza con el despegue del pie ipsilateral. Se produce un aumento de flexión plantar de tobillo y de flexión de rodilla, con una pérdida de extensión de cadera en la extremidad tomada como referencia. Coincide con un intervalo de apoyo bipodal o de doble apoyo, donde se produce una intensa transferencia del peso corporal de una extremidad a otra, preparándose para las demandas propias del periodo de oscilación.
- Fase 6 o de oscilación inicial (60-73%): constituye el primer tercio de la oscilación. Comienza con el despegue del pie del suelo y finaliza cuando el pie que oscila alcanza la posición del contralateral, el cual permanece apoyado. Durante esta fase la posición de flexión de cadera y el aumento de flexión de rodilla favorece el avance de la extremidad. El tobillo adquiere una posición de ligera dorsiflexión.

- Fase 7 o de oscilación media (73-87%): supone el segundo tercio de la oscilación. El avance de la extremidad a la línea del peso corporal se logra mediante el aumento de la flexión de cadera. La rodilla va hacia la extensión en respuesta a la gravedad, mientras que el tobillo continúa en flexión dorsal. Esta fase finaliza cuando la tibia de la extremidad que oscila alcanza una posición vertical, habiendo sobrepasado el miembro apoyado.
- Fase 8 o de oscilación final (87-100%): representa el último tercio de la oscilación. Se inicia con una posición vertical de la tibia, y termina cuando se produce el contacto del pie con el suelo. En esta fase, el avance de la extremidad se completa con la extensión de la rodilla. La cadera mantiene su posición de flexión y el tobillo permanece en ligera dorsiflexión o posición neutra.

1.2. Biomecánica de la marcha: conceptos

1.2.1. Parámetros espaciotemporales de la marcha

Los parámetros espaciotemporales de la marcha resultan de gran utilidad para monitorizar la progresión de una patología y/o evaluar la eficiencia de una intervención terapéutica (Veilleux et al., 2016). Además, algunos de estos parámetros son considerados factores predictores de calidad de vida, riesgo de caídas, tiempo de hospitalización e incluso mortalidad en la población (Purser et al., 2005; Studenski et al., 2011).

Los parámetros espaciotemporales más detallados en la literatura son: cadencia, longitud y tiempo de paso, longitud y tiempo de zancada, anchura de paso y velocidad.

El término *cadencia* hace referencia al número de pasos por unidad de tiempo, expresándose habitualmente en pasos por minuto (pasos/min). Representa el ritmo más eficiente para ahorrar energía según la estructura corporal del sujeto, estando relacionado con su longitud de paso. Los individuos más altos caminan con una cadencia más lenta, sin embargo, los más bajos dan pasos más rápidos. Puede variar entre 90 a 120 pasos/min. En las mujeres el valor promedio de la cadencia oscila en torno a 119 pasos/min, siendo

en los hombres menor, aproximadamente 113 pasos/min (Kodesh et al., 2012). La cadencia y la edad no presentan una relación significativa (Dujardin et al., 2009).

La *longitud de paso* representa la distancia entre el punto de contacto de un pie y el contralateral (desde el punto del choque del talón de una extremidad hasta el punto del choque del talón de la opuesta). En el adulto varía entre 70 y 85 cm (Kodesh et al., 2012; Murray et al., 1964; Perry & Burnfield, 2010) (Figura 3).

El *tiempo de paso* es el periodo de tiempo transcurrido desde el contacto inicial de un pie y el contralateral. Existen variaciones entre sujetos que no están relacionadas ni con la altura ni con la edad (Cámara, 2011).

La *longitud de zancada* se refiere a la distancia lineal de un ciclo de la marcha, es decir, a la distancia entre dos contactos sucesivos de un mismo pie. El valor promedio en el adulto sano es de aproximadamente 130 cm (128 cm en mujeres y 146 cm en hombres) (Peruzzi et al., 2011) (Figura 3).

El *tiempo de zancada* es el intervalo de tiempo entre dos choques de talón del mismo pie en el suelo. Suele oscilar entre 1 y 1,2 segundos.

El aumento en torno al 10% de la variabilidad en los parámetros de longitud y tiempo de zancada en personas mayores está asociado con un mayor riesgo de caídas (Hausdorff, 2005), alrededor de cinco veces con un incremento moderado de la variabilidad del tiempo de zancada (Hausdorff et al., 2001).

La *anchura de paso* se define como la distancia entre ambos talones oscilando sus valores entre 5-10 cm. Este parámetro está directamente relacionado con la estabilidad, ya que una base de sustentación estrecha reduce la posibilidad de desplazamiento lateral del centro de gravedad.



Figura 3. Longitud de paso, longitud de zancada y anchura de paso (Monge-Pereira et al., 2020).

La *velocidad* de marcha es la distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo, expresándose en metros por segundo (m/s). Específicamente, los datos normativos indican que la velocidad de marcha difiere según la edad y el sexo, siendo de 1,43 m/s en hombres y 1,28 m/s en mujeres.

En un metaanálisis realizado por Bohannon y Williams (2011) se recopilaron datos de 23.111 sujetos sin patología extraídos de 41 estudios. La tabla 1 representa la velocidad media en función del sexo y la edad procedente del citado metaanálisis.

La velocidad representa un parámetro fundamental de la marcha ya que influye en el resto de los parámetros biomecánicos. Los desplazamientos articulares y la secuencia de activación muscular de las extremidades inferiores durante la marcha permanecen bastante estables a medida que se incrementa la velocidad, sin embargo, la amplitud de la respuesta muscular aumenta a velocidades más rápidas (Liu et al., 2008; Monge-Pereira et al., 2020). En cuanto a la cinética (momentos y potencias), se ha hallado la influencia de la velocidad en la intensidad de las fuerzas de reacción del suelo y, por tanto, en los momentos articulares. De este modo, el aumento de la velocidad influye en la intensidad de las fuerzas de reacción del suelo y de los momentos articulares (Kirtley, 2006; Monge-Pereira et al., 2020).

Sexo / edad (años)	Nº de sujetos	Velocidad media (m/s)
H/20-29	155	1,35
H/30-39	83	1,43
H/40-49	96	1,43
H/50-59	436	1,43
H/60-69	941	1,34
H/70-79	3671	1,26
H/80-99	1091	96,8
M/20-29	180	1,34
M/30-39	104	1,33
M/40-49	142	1,39
M/50-59	456	1,31
M/60-69	5013	1,24
M/70-79	8591	1,13
M/80-99	2152	0,94

H, Hombre. M, Mujer.

Tabla 1. Velocidad media en función del sexo y la edad (Bohannon & Williams, 2011).

1.2.2. Cinemática articular

La cinemática articular representa el estudio de las relaciones angulares de los diferentes segmentos corporales. Cada grado de libertad se determina en función de su amplitud articular, medida en grados ($^{\circ}$). En el plano sagital se producen los mayores rangos de movimiento, no obstante, deben tenerse en cuenta aquellos que se producen en los planos frontal y transversal. El estudio de las relaciones angulares entre los distintos segmentos de la extremidad inferior durante la marcha se centra en los segmentos corporales de la cadera, de la rodilla y del tobillo en los tres planos del espacio. La tabla 2 recoge las principales amplitudes articulares del miembro inferior en los diferentes planos durante la marcha.

Un registro de movimiento al menos debe proporcionar el pico máximo y el mínimo de la magnitud de los ángulos de las articulaciones estudiadas. No obstante, esta información no es suficiente para representar el movimiento, siendo necesario representarlo en cada fase del ciclo de marcha y tener en cuenta la cronología de la acción (Carratalá-Tejada et al., 2016).

a) *Cinemática de la cadera durante la marcha*

La articulación de la cadera es de tipo enartrosis esferoidal que permite movimientos en los tres planos del espacio. Proporciona estabilidad y posibilita el avance del miembro inferior (unidad locomotora), a la vez que participa en el soporte del peso y el transporte de forma estable de la unidad pasajero (tronco, cabeza y miembros superiores) (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020) (Figura 4).

En el plano sagital, la cadera realiza el movimiento de flexión-extensión. El ciclo de la marcha comienza con unos 30° de flexión de cadera (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007), yendo hacia la extensión durante todo el apoyo hasta alcanzar su valor máximo de 10° en torno a la mitad del periodo de apoyo, coincidiendo con el final del apoyo final y el inicio de la preoscilación (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Todo ello con el propósito de aproximar la unidad pasajero a la vertical y así, asegurar la estabilidad en el apoyo monopodal. Desde ese momento, la articulación tiende a la flexión

alcanzando su pico máximo de 30° durante la oscilación final (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). En esta última fase, se produce la desaceleración de la cadera, preparándose para el contacto de la extremidad con el suelo y el inicio de su transición hacia la extensión.

En el plano frontal, la articulación de la cadera realiza pequeños movimientos de aducción-abducción. La extremidad se acerca a la línea media, situándose en posición neutra o ligera aducción, durante la fase de contacto inicial. La aducción alcanza su pico máximo de 8-10° en la respuesta a la carga y el inicio del apoyo medio (Fukuchi et al., 2018; Perry & Burnfield, 2010;), mitigándose conforme progresa el periodo de apoyo (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020). Posteriormente, la cadera tiende a la abducción alcanzando un valor máximo de unos 8° durante la oscilación inicial para a continuación, adoptar una posición neutra o en ligera aducción en las últimas fases de oscilación (Perry & Burnfield, 2010).

Por último, en el plano transversal, el rango articular de la cadera oscila entre 10-15° (Fukuchi et al., 2018; Perry & Burnfield, 2010; Pietraszewski et al., 2012). Durante la fase de respuesta a la carga se produce una rotación interna máxima de cadera, siendo el pico máximo de rotación externa en la fase de preoscilación y en la oscilación inicial.



Figura 4. Cinemática de la articulación de la cadera (rango de normalidad). La línea vertical representa el despegue de pie (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020).

b) Cinemática de la rodilla durante la marcha

La articulación de la rodilla es de tipo biaxial y condílea, estando constituida a su vez por dos articulaciones, la articulación femorotibial y la articulación femoropatelar. Los movimientos principales que permite dicha articulación se producen en el plano sagital (flexión-extensión), siendo de menor amplitud aquellos que tienen lugar en los planos frontal (varo-valgo) y transversal (rotación externa- rotación interna). La absorción del peso corporal representa la función principal de la articulación de la rodilla durante la marcha, proporcionando estabilidad durante el apoyo medio y final (Figura 5).

En el plano sagital, la rodilla inicia el ciclo de marcha con una posición neutra o de ligera flexión aproximadamente de 5° (Perry & Burnfield, 2010). A continuación, durante la fase de respuesta a la carga, la rodilla se flexiona hasta alcanzar 15-20° (Fukuchi et al., 2018; Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Pietraszewski et al., 2012; Whittle, 2007), contribuyendo así en la amortiguación y recepción del peso corporal gracias a la acción excéntrica de la musculatura extensora. Entre el 15 y el 40% del ciclo de marcha, la rodilla tiende a la extensión hasta alcanzar la posición neutra, posibilitando el avance del cuerpo (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020). Durante las fases de apoyo final y preoscilación, cuando el talón se eleva del suelo y el tronco se desplaza hacia delante, la rodilla comienza a flexionarse alcanzando su pico máximo (60°) en el periodo de oscilación (Fukuchi et al., 2018; Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Pietraszewski et al., 2012; Whittle, 2007). En la oscilación media y final, la rodilla vuelve a extenderse, favoreciendo el avance del pie y preparándolo para la fase de contacto inicial donde adopta una posición neutra o de ligera flexión.

En el plano frontal se produce un leve movimiento de valgo y varo, no superando los 8° de amplitud articular, debido a la estabilidad de la articulación por las estructuras capsuloligamentosas y osteoarticulares que la componen (Fukuchi et al., 2018). Durante el apoyo se produce la aducción del fémur, favoreciendo el ángulo Q de la rodilla, e incrementándose levemente el valgo hasta 4° en la respuesta a la carga. A partir de ese momento, la tendencia del movimiento cambia yendo hacia el varo, movimiento que alcanza su valor máximo durante la oscilación inicial y media. Por último, durante la

oscilación final se realiza un valgo asociado a la aducción y la rotación interna de cadera (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020).

En el plano transversal, los movimientos de rotación de la rodilla se encuentran íntimamente relacionados con los movimientos de flexoextensión. De esta manera, cuando se produce flexión de la rodilla, la tibia rota hacia dentro y cuando se extiende, lo hace hacia fuera. En condiciones normales, la tibia se sitúa en rotación externa durante todo el ciclo de marcha tendiendo hacia la rotación interna durante las fases de respuesta a la carga y preoscilación (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020; Fukuchi et al., 2018; Perry & Burnfield, 2010).



Figura 5. Cinemática de la articulación de la rodilla (rango de normalidad). La línea vertical representa el despegue de pie (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020).

c) Cinemática del tobillo durante la marcha

El complejo articular tobillo-pie permite llevar a cabo movimientos en los tres planos del espacio (flexión-extensión, pronación-supinación, rotación interna-rotación externa), denominándose inversión y eversion al movimiento combinado (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020). Funcionalmente, las articulaciones pueden dividirse en dos tipos: *de acomodación* (articulaciones del tarso y tarsometatarsianas), cuyo objetivo es amortiguar el contacto del pie con el suelo y adaptarse a las irregularidades del terreno; y *de movimiento* (articulación del tobillo y articulaciones de los dedos), esenciales para la dinámica de la marcha (Voegeli, 2003) (Figura 6).

En el plano sagital, el tobillo inicia el ciclo de marcha en posición neutra, produciéndose justo después, la caída del pie de forma controlada por la musculatura flexora dorsal, hasta el completo contacto de la planta del pie con el suelo (5° de flexión plantar) (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). A este movimiento se le denomina *heel rocker* y constituye un mecanismo de absorción del peso corporal. Acto seguido, la tibia se desplaza hacia anterior, llevando el tobillo hasta 10-12° de flexión dorsal (*ankle rocker*) entre las fases de apoyo medio y apoyo final (Fukuchi et al., 2018; Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Este movimiento es controlado por la acción excéntrica de la musculatura posterior de la pierna, contribuyendo a garantizar la progresión del cuerpo hacia delante durante el ciclo de marcha. Entre las fases de apoyo final y preoscilación, el desplazamiento del tronco hacia delante junto a la contracción concéntrica de los flexores plantares, facilitan la elevación del talón del suelo produciéndose el desplazamiento de la extremidad sobre el antepié (*forefoot rocker*), con lo que se minimiza la superficie de apoyo progresivamente hasta el primer metatarsiano y se consiguen unos 20° de flexión plantar (Fukuchi et al., 2018; Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). A continuación, durante el periodo de oscilación, el pie es llevado a flexión dorsal hasta alcanzar la posición neutra o una ligera flexión dorsal mantenida hasta la oscilación final, momento en el que el pie se prepara para el inicio de un nuevo ciclo de marcha.

En cuanto a los planos frontal y transversal, existen movimientos que desempeñan un papel esencial en la orientación del pie, su adaptación a las irregularidades del terreno y la amortiguación del impacto del pie con el suelo (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020). Las articulaciones del tobillo, subastragalina y de Chopart, trabajan conjuntamente, de tal manera que, la rotación interna de la pierna se acompaña de una pronación y abducción del pie, y la rotación externa, de una supinación y aducción (Voegeli, 2003). En el contacto inicial, el pie se encuentra en supinación y aducción, yendo progresivamente hacia la pronación y abducción hasta el final de la respuesta a la carga, momento en el que comienza de nuevo el movimiento de supinación y aducción, que alcanza su pico máximo durante la preoscilación. En la oscilación, el pie adquiere una posición neutra hasta la fase de oscilación final, en la que vuelve a situarse en supinación y aducción (Fukuchi et al., 2018).



Figura 6. Cinemática de la articulación del tobillo (rango de normalidad). La línea vertical representa el despegue de pie (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020).

SEGMENTO	PLANO SAGITAL	PLANO FRONTAL	PLANO TRANSVERSAL
Cadera	30° de flexión (CI)	0-5° de aducción (CI)	Rotación interna máxima (RC)
	10° de extensión (PO)	8-10° de aducción (RC-AM)	Rotación externa máxima (PO-OI)
	30° de flexión (OM)	8° de abducción (OI) 0° de aducción (OF)	
Rodilla	0-5° de flexión (CI)	4° de valgo (RC)	Rotación externa durante todo el ciclo
	15-20° de flexión (RC)	4° de varo (OI-OM)	Rotación externa (CI)
	0-5° de flexión (AF)	4° de valgo (OF)	Tendencia a rotación interna (RC)
	60° de flexión (OI)		Rotación externa (AM-AF)
	0-5° de flexión (OF)		Tendencia a rotación interna (PO) Rotación externa (OI-OM-OF)
Tobillo	0° de flexión neutra (CI)	Supinación y aducción (CI)	
	5° de flexión plantar (RC)	Pronación y movimiento hacia la abducción (RC)	
	10-12° de flexión dorsal (AM-AF)	Supinación y aducción (AM-AF-PO)	
	20° de flexión plantar (PO)	Posición neutra (OI-OM)	
	0° de flexión neutra (OI-OM-OF)	Supinación y aducción (OF)	

AF, apoyo final. AM, apoyo medio. CI, contacto inicial. OF, oscilación final. OI, oscilación inicial. OM, oscilación media. PO, preoscilación. RC, respuesta a la carga.

Tabla 2. Amplitudes articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo en los planos sagital, frontal y transversal (Carratalá-Tejada & Molina-Rueda, 2020).

1.2.3. Cinética

La cinética de la marcha estudia las fuerzas que intervienen en la misma produciendo el movimiento. Durante el ciclo de marcha diversas fuerzas externas e internas intervienen sobre el movimiento del sistema musculoesquelético como son las fuerzas de reacción del suelo y los momentos y potencias articulares.

a) Fuerzas de reacción del suelo

El suelo genera una fuerza de reacción igual y opuesta al peso corporal, denominada fuerza de reacción del suelo (FRS) cuando un sujeto permanece en bipedestación estática. La FRS se expresa en porcentaje del peso corporal (% PC). En la marcha esta fuerza se divide en los tres planos del espacio generando una fuerza vertical y dos fuerzas horizontales o de cizallamiento, anteroposterior y mediolateral (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

- Fuerza de reacción del suelo vertical (FRS_v). Se produce por el desplazamiento craneocaudal del centro de gravedad (CDG) generando una gráfica característica con forma de “M”, que presenta dos picos y un valle (Figura 7). Los picos coinciden con los tiempos de doble apoyo cuando el CDG se sitúa en su posición más baja. Concretamente, el primer pico (FRS_{v1}) se da durante la fase de respuesta a la carga y el segundo pico (FRS_{v3}) al término del apoyo final. Por el contrario, el valle (FRS_{v2}) ocurre por el ascenso del CDG coincidiendo con el final del apoyo medio.

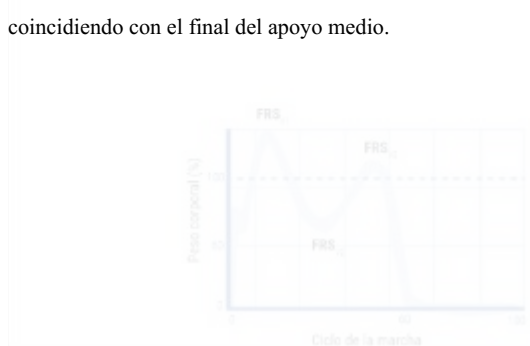


Figura 7. Fuerza de reacción del suelo vertical (El eje X se corresponde con el ciclo de marcha y el eje Y con el peso corporal (%)) (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

- Fuerza de reacción del suelo anteroposterior (FRS_{AP}). Se produce por las acciones de frenado y acelerado del CDG durante el ciclo de marcha. Pueden observarse dos picos máximos (Figura 8). El primer pico (FRS_{AP1}) se produce entre el contacto inicial y apoyo medio, cuando el peso corporal se transmite a la extremidad inferior generando una fuerza de cizallamiento con dirección anterior, lo que genera una FRS igual y opuesta posterior (acción de frenado). El segundo pico (FRS_{AP2}) tiene lugar en el apoyo final, cuando la FRS_{AP} tiene una dirección anterior en respuesta a una fuerza del cuerpo en dirección posterior favoreciendo la propulsión.



Figura 8. Fuerza de reacción del suelo anteroposterior (El eje X se corresponde con el ciclo de marcha y el eje Y con el peso corporal (%)) (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

- Fuerza de reacción del suelo mediolateral (FRS_{ML}). Se genera por el desplazamiento lateral del CDG (Figura 9). Las FRS_{ML} presentan normalmente una dirección medial (Kirtley, 2006), describiéndose una fuerza en dirección lateral en el apoyo final (Perry & Burnfield, 2010).

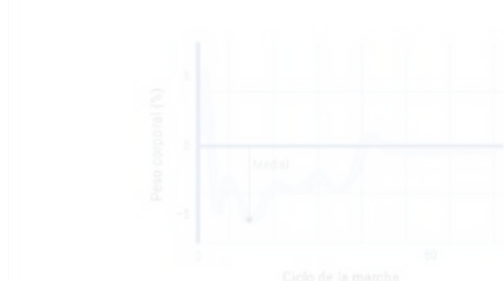


Figura 9. Fuerza de reacción del suelo mediolateral (El eje X se corresponde con el ciclo de marcha y el eje Y con el peso corporal (%)) (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

b) Momentos articulares

Los momentos articulares se definen por las fuerzas que se producen durante la marcha, las cuales producen un movimiento en la articulación en dirección de la fuerza. Estas fuerzas pueden ser externas o internas, originándose las primeras por estructuras cápsulo-ligamentosas y músculo-tendinosas, y las segundas por las FRS y la gravedad. El momento de fuerza resulta del producto de un vector de fuerza y la distancia perpendicular al centro articular (fulcro) desde la línea de acción del vector de fuerza, siendo su unidad de medida el Newton por metro/kilogramo (Nm/kg) (Kirtley, 2006; Zajac et al., 2002).

El vector de reacción del suelo (VRS) se constituye por la suma geométrica de los componentes vertical y cizallamiento de las FRS (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020). A lo largo del ciclo de marcha el VRS varía su posicionamiento con respecto a los centros de masas, produciendo momentos rotacionales específicos. La alineación del VRS determina los momentos externos, así como, la activación muscular durante la marcha. Una correcta alineación del VRS estabiliza la articulación y favorece su función, por lo que se disminuye o no se produce la activación muscular lo que supone un ahorro del gasto energético (Molina-Rueda, 2012).

En la marcha destacan los momentos articulares internos, los cuales contribuyen al soporte del peso corporal y a la progresión de la unidad pasajero hacia delante (Molina-Rueda, 2012). En la cadera, durante el periodo de apoyo, predominan el momento extensor y el momento abductor, este último resultante de la activación de los músculos glúteo medio y menor que controlan la oblicuidad pélvica durante la marcha. A nivel de la rodilla, se produce un momento extensor entre las fases de contacto inicial y apoyo medio (0-20% del ciclo) y un momento flexor en el apoyo final (30-50%) en el plano sagital. Por último, en el tobillo destaca el momento interno de flexión plantar que se produce a lo largo del periodo de apoyo y que alcanza 0 durante el periodo de oscilación.

Los principales momentos articulares que tienen lugar durante el ciclo de marcha, pueden observarse en la Figura 10.

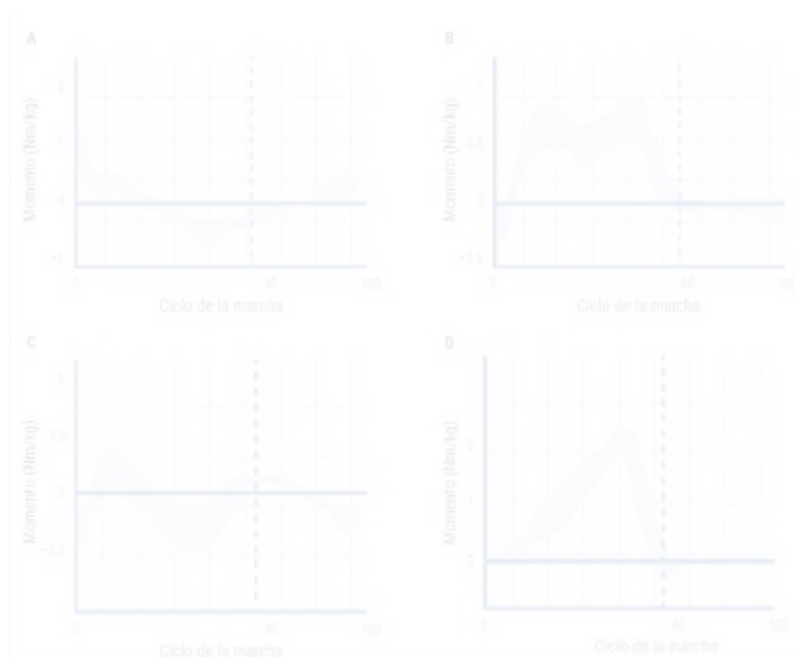


Figura 10. Momentos internos de las articulaciones de cadera (a) en el plano sagital y (b) en el plano frontal, rodilla (c) en el plano sagital y tobillo (d) en el plano sagital (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

c) Potencias articulares

La potencia articular hace referencia a la cantidad de potencia transmitida mediante la acción de fuerzas generadas por las estructuras musculotendinosas (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020). Puede calcularse multiplicando el momento articular por la velocidad angular del segmento, expresándose en vatios/kilogramo (W/kg).

La potencia constituye una variable escalar, lo que significa, desde un punto de vista matemático, que la potencia articular no se representa atendiendo a los tres planos del espacio al contrario que la cinemática y el momento interno articular, las cuales son variables vectoriales y direccionales (Simonsen & Alkjær, 2012). La potencia puede

presentar valores positivos o negativos. Mientras que los valores positivos hacen referencia a la producción de potencia, resultado de una acción muscular concéntrica, los valores negativos representan la absorción de esta como resultado de una contracción excéntrica (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020; Zajac et al., 2002).

En la representación gráfica de la potencia para cada articulación de la extremidad inferior, pueden observarse una serie de picos máximos que deben tenerse en cuenta (Figura 11).

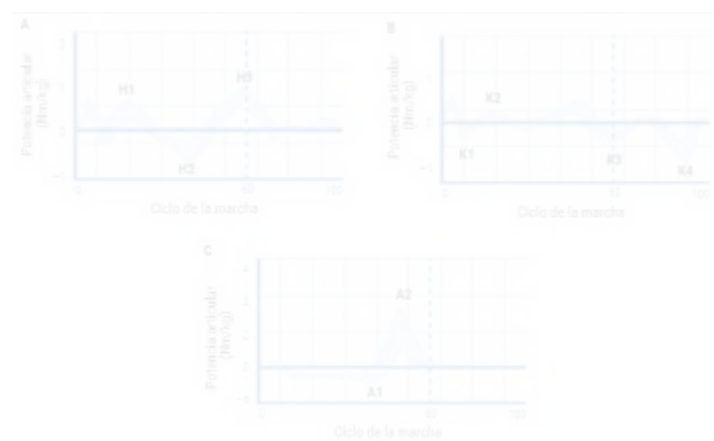


Figura 11. Potencias articulares de (a) cadera, (b) rodilla y (c) tobillo (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020). Los valores positivos indican generación de energía (acción concéntrica, AC), los valores negativos absorción (acción excéntrica, AE). Se representa la desviación estándar. La línea vertical señala el inicio del periodo de oscilación. **H1**, AC de los extensores de cadera en la respuesta a la carga. **H2**, AE de los flexores de cadera en el apoyo final. **H3**, AC de los flexores de cadera en la preoscilación. **K1**, AE de los extensores de rodilla en la respuesta a la carga. **K2**, AC de los extensores de rodilla en el apoyo medio. **K3**, AE de los extensores de rodilla en la preoscilación. **K4**, AE de los flexores de rodilla en la oscilación final. **A1**, AE de los flexores plantares de tobillo en el apoyo medio. **A2**, AC de los flexores plantares de tobillo en la preoscilación.

1.2.4. Parámetros electromiográficos

La activación muscular durante la marcha genera una actividad eléctrica producida por la suma de múltiples potenciales de acción de las unidades motoras de un músculo. Esta actividad eléctrica muscular, denominada electromiografía, puede medirse a través de la piel mediante electrodos permitiendo captar una señal electromiográfica que aporta información acerca de la intensidad de activación muscular y de su organización temporal (De Luca, 1997).

La marcha humana normal se lleva a cabo con un bajo consumo energético debido a la óptima sincronización que se produce entre los distintos músculos que participan y al excelente control neuromotor (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020). Durante el ciclo de marcha los músculos cumplen tres funciones principales: frenar los segmentos impulsados por la energía cinética, amortiguar el impacto y las vibraciones, y en menor medida, acelerar los segmentos (Viel, 2002). La actividad muscular es mínima durante la marcha, no activándose ningún músculo por encima del 50% del ciclo ni excediendo el 10% de contracción máxima (Dufour & Pillu, 2018; Perry & Burnfield, 2010). Las contracciones musculares alternan entre contracciones excéntricas, con el objetivo de desacelerar los segmentos, y contracciones concéntricas, que originan los movimientos (Nordin & Frankel., 2004). La actividad muscular más destacable se produce durante el periodo de apoyo. Durante la primera mitad del apoyo (0-30% del ciclo de marcha), la musculatura se activa de forma excéntrica, frenando y amortiguando fuerzas e impactos, tomando la función de recepción y soporte del peso corporal (Dufour & Pillu, 2018; Perry & Burnfield, 2010). En la segunda mitad del periodo de apoyo (30-60%), la contracción concéntrica y la inercia, favorece la función de progresión y propulsión de la extremidad inferior (Nordin & Frankel., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

La figura 12 representa la secuencia de activación muscular de los principales grupos musculares durante la marcha.



AF, apoyo final. AM, apoyo medio. CI, contacto inicial. OF, oscilación final. OI, oscilación inicial. OM, oscilación media. PO, preoscilación. RC, respuesta a la carga.

Figura 12. Secuencia de activación muscular de los principales grupos musculares durante la marcha (Molina-Rueda & Carratalá-Tejada, 2020).

1.3. Biomecánica de la marcha: funciones

Funcionalmente, los segmentos corporales se dividen en dos unidades, pasajero y locomora, que se relacionan entre sí a lo largo del ciclo de marcha. La *unidad pasajero* está constituida por la cabeza, las extremidades superiores y el tronco. La *unidad locomotora* se compone de las extremidades inferiores, encargadas de transportar y desplazar hacia delante a la unidad pasajero. La pelvis representa un papel fundamental en ambas unidades, por lo que puede incluirse tanto en la unidad pasajero al ser trasladada por las extremidades inferiores, como en la unidad locomotora, al ser el nexo móvil entre las dos unidades (Perry & Burnfield, 2010).

Se describen tres funciones básicas llevadas a cabo en distintas fases del ciclo de marcha (Rancho Los Amigos Medical Center, 1989):

- Estabilidad y conservación del gasto metabólico.
- Aceptación o recepción del peso corporal en las fases de contacto inicial y respuesta a la carga.
- Progresión, propulsión y avance durante las fases de apoyo medio, apoyo final, preoscilación y el periodo de oscilación.

1.3.1. Estabilidad y conservación del gasto metabólico

Como se ha mencionado previamente, en bipedestación y durante la locomoción se generan FRS de igual magnitud y opuestas al peso corporal y a la fuerza de gravedad. La alineación entre la FRS y los centros de masas de cada segmento corporal determinan la magnitud y dirección de la inestabilidad, que se intenta contrarrestar mediante fuerzas intrínsecas generadas por estructuras musculotendinosas y capsuloligamentosas que actúan sobre las articulaciones (Kirtley, 2006). Esto produce movimientos y posiciones que requieren la interacción entre los diferentes segmentos corporales, con el objetivo de controlar el desplazamiento del CDG durante la marcha, situado anterior al cuerpo vertebral de la primera o segunda vértebra sacra.

Disminuir el desplazamiento del CDG en la línea de progresión es el mayor mecanismo para reducir el esfuerzo muscular en la marcha y, por tanto, conservar energía. El apoyo alternante de las extremidades inferiores, que conlleva el desplazamiento lateral del cuerpo, y la variación en la alineación vertical de las mismas entre el apoyo monopodal y bipodal durante el ciclo de paso, que produce un cambio en la altura de la pelvis llevando al CDG a realizar movimientos craneocaudales, representan dos situaciones de la locomoción bípeda potenciales de gasto (Carratalá-Tejada et al., 2020). Si se producen desplazamientos excesivos y bruscos del CDG se genera un aumento proporcional del gasto energético.

1.3.2. Aceptación o recepción del peso corporal

Para que se produzca el contacto del pie con el suelo durante la fase de contacto inicial, el miembro inferior oscilante debe desacelerarse. Se origina una fuerza posterior en el talón permitiéndole “agarrarse” al suelo y generar una fuerza de reacción opuesta y hacia delante, que favorece el avance del sujeto (Carratalá-Tejada et al., 2020). El correcto contacto inicial se produce con el tobillo en posición neutra o de ligera flexión dorsal, gracias a la acción concéntrica del tibial anterior. La rodilla se sitúa en ligera flexión (5°) debido a la acción coordinada de la musculatura flexora y extensora de rodilla que estabiliza la extremidad, y la cadera se encuentra a unos 30° de flexión. En este momento la FRS_v se localiza anterior a las tres articulaciones, produciendo los momentos internos que garantizan la estabilidad y mantienen dentro de la base de sustentación al CDG.

Posteriormente, en un breve periodo de tiempo (0,02s), a través del talón se transmite el 60% del peso corporal al miembro inferior que contacta con el suelo, siendo contenido este impacto por las reacciones de absorción del tobillo, la rodilla y la cadera (Molina-Rueda, 2012). Durante la fase de respuesta a la carga se da una serie de patrones motores que favorecen la transferencia del peso corporal a la extremidad de apoyo y disminuyen el desplazamiento del CDG. Principalmente, estos patrones motores son la flexión plantar del tobillo, la flexión de rodilla y la oblicuidad pélvica en el frontal (MacKinnon & Winter, 1993) como respuesta a la carga (Figura 13).

Tras el contacto inicial con el tobillo en posición neutra o de ligera flexión dorsal se produce la flexión plantar controlada (hasta 7°) por la acción excéntrica de la musculatura anterior de la pierna. Este arco de movimiento, denominado *heel rocker*, pospone el contacto del antepié con el suelo hasta el 8% del ciclo de marcha, disminuyendo y moderando la tasa de transferencia de carga sobre el suelo (Molina-Rueda, 2012; Perry & Burnfield, 2010).

Durante la fase de respuesta a la carga, se produce la flexión de 15° de rodilla que controla el descenso del CDG. Se genera un momento interno extensor debido a la acción excéntrica del músculo cuádriceps, lo que modera el grado de flexión de la articulación y favorece la amortiguación del peso corporal al absorber la energía derivada del tronco.

Esto produce una desaceleración en el desplazamiento craneocaudal del CDG (Whittington et al., 2008).

Otro mecanismo para evitar la elevación del CDG es el leve descenso de la pelvis hacia el lado contralateral con respecto a la horizontal (Daza-Lesmes, 2007) generando una aducción de la cadera, que produce un momento interno abductor estabilizador (Kirtley, 2006; MacKinnon & Winter, 1993).

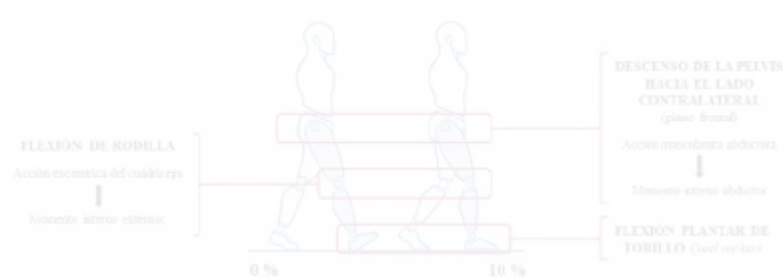


Figura 13. Función de aceptación o recepción del peso corporal.

1.3.3. Progresión, propulsión y avance

a) Progresión

La progresión se produce durante el apoyo monopodal debido a los patrones motores de flexión dorsal de tobillo durante las fases de apoyo medio y final, extensión de la cadera y de la rodilla durante la fase de apoyo medio, y oscilación de la extremidad inferior contralateral (Figura 14).

La flexión dorsal de tobillo durante las fases de apoyo medio y final, denominado *ankle rocker*, consiste en el rodamiento de la tibia sobre el astrágalo lo que propicia la progresión del miembro inferior y el avance del tronco. Se produce la activación del tríceps sural y la contracción excéntrica de los flexores plantares del tobillo, generando estos últimos un momento interno de flexión plantar y un pico máximo de potencia (Molina-Rueda, 2012).

La extensión de la cadera determina la alineación de la FRS con respecto a la vertical. El momento extensor producido por el glúteo mayor y los isquiotibiales, junto a la potencia generada al inicio del periodo de apoyo, favorecen la estabilidad de la rodilla y la tendencia hacia la extensión de la cadera (Molina-Rueda, 2012). La unión del tronco y la pelvis, a través de la musculatura, y el momento anterior del tronco durante el contacto inicial fomentan que el muslo vaya hacia atrás, de tal manera que se produce la extensión de la rodilla (Perry & Burnfield, 2010). Además de por el movimiento descrito, esta extensión, justo después de la respuesta a la carga, se produce por la acción concéntrica del cuádriceps ocasionando una potencia concéntrica para responder al peso recibido y precipitar el miembro inferior a la extensión, posibilitando la progresión del tronco. Tras alcanzar la verticalidad el miembro, esta extensión de rodilla se produce de manera pasiva (Kirtley, 2006). A pesar de la tendencia a la extensión de la rodilla a lo largo del periodo de apoyo, se mantiene en ligera flexión (5°) durante la fase de apoyo medio para favorecer el descenso del CDG y, por tanto, conservar el gasto metabólico.

La oscilación de la extremidad inferior contralateral representa una fuerza de progresión por sí misma. Durante la fase de apoyo medio se produce un momento crítico, cuando la fuerza propulsora de la extremidad contralateral favorece la progresión de la FRS sobrepasando la vertical. La flexión de cadera y la extensión de rodilla del miembro oscilante produce una progresión transmitida al miembro inferior apoyado (Perry & Burnfield, 2010). No obstante, para impedir un exceso de extensión de cadera, se genera un momento interno flexor y un pico máximo de potencia gracias a la acción del tensor de la fascia lata y el recto femoral que desaceleran la progresión del cuerpo (Kirtley, 2006).



Figura 14. Función de progresión durante las fases de apoyo medio y final.

b) Propulsión

La función de propulsión tiene lugar en la fase de preoscilación cuando el miembro inferior se dispone a impulsarse hacia delante y comenzar el periodo de oscilación. En esa fase se eleva el talón del suelo por el progreso de la tibia con respecto al pie produciéndose el rodamiento del peso corporal sobre la cabeza de los metatarsianos (Carratalá-Tejada et al., 2020). Esta acción recibe el nombre de *forefoot rocker*. Al contactar el miembro inferior contralateral con el suelo, el pie se libera del peso corporal alcanzando una flexión plantar de unos 20° debido a la acción concéntrica de la musculatura flexora plantar (Perry & Burnfield, 2010). A lo largo de este proceso la extremidad adquiere el comportamiento de un péndulo. En ese momento, la potencia producida por los flexores plantares precipita el ascenso del talón y la progresión de la tibia generando una flexión de rodilla, con la que se consigue alinear el eje articular con la FRS. Posteriormente, se alcanza una flexión de rodilla de unos 40° de forma pasiva debido al desplazamiento posterior de la FRS. Es en ese instante cuando la activación excéntrica del recto femoral evita el exceso de flexión de la rodilla. En esta fase del ciclo de marcha, la tensión de la cápsula articular producida por el posicionamiento posterior del miembro inferior pone en estiramiento al psoas ilíaco acelerando, por tanto, la flexión de cadera y la oscilación de la extremidad lo que genera un pico máximo de potencia (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

c) Avance

La función de avance de la extremidad inferior tiene lugar durante las fases de oscilación inicial, media y final. Partiendo de una posición posterior, la extremidad adelanta a la contralateral que se sitúa apoyada y acaba preparándose para el choque del talón con el suelo. A lo largo del periodo de oscilación, el pie se mantiene en posición de flexión dorsal para evitar el contacto con el suelo mediante la acción concéntrica de los flexores dorsales del tobillo (Carratalá-Tejada et al., 2020). Además, la actividad de esta musculatura al final de este periodo permite adquirir la posición adecuada del pie para iniciar un nuevo ciclo de marcha con la fase de contacto inicial.

En la oscilación inicial, la cadera tiende a realizar una rápida flexión que provoca un movimiento inercial de la tibia, lo que genera una flexión de rodilla con el propósito de elevar el miembro inferior para evitar el arrastre del pie. La activación de la musculatura flexora de cadera junto con el impulso preoscilatorio de la flexora plantar del tobillo permiten contrarrestar la gravedad (Daza-Lesmes, 2007). El avance de la cadera en posición de flexión permite realizar un movimiento pasivo de extensión a la rodilla, imprescindible para que la tibia sobrepase la vertical y prepare al pie para el contacto con el suelo durante la oscilación media, siendo necesaria la acción excéntrica de los isquiotibiales para desacelerar la extensión de rodilla (Viel, 2002). En la oscilación final, todo el miembro se prepara para el choque de talón con el suelo. Se produce una sinergia entre la musculatura anterior y posterior de la rodilla, los vastos del cuádriceps sostienen el peso de la tibia y el pie, y los isquiotibiales desaceleran el movimiento de extensión de la rodilla y de flexión de la cadera.

2. INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN Y ANÁLISIS VISUAL DE LA MARCHA

El estudio de la marcha representa una herramienta clínica importante tanto diagnóstica, de patologías musculoesqueléticas y neurológicas, como de evaluación de la eficacia de las diferentes intervenciones llevadas a cabo en los pacientes (Harvey & Gorter, 2011). El análisis observacional de la marcha consiste en el estudio de los patrones de movimiento generados durante la locomoción, ya sea a través de la observación directa o de grabaciones de vídeo, con el objetivo de identificar alteraciones en los mismos.

Los sistemas tridimensionales de análisis de movimiento son considerados prueba de referencia, ya que proporcionan datos objetivos y cuantitativos. Sin embargo, estos sistemas presentan una serie de inconvenientes, por lo que no se encuentran disponibles habitualmente en la práctica clínica, siendo ampliamente empleadas en la valoración de la marcha las escalas de evaluación observacional. Estas escalas clínicas son un método sencillo, rápido y de bajo coste que permiten cuantificar estas alteraciones a través de formularios estandarizados cuyo objetivo es guiar en el proceso de evaluación.

Con el objetivo de conseguir datos más objetivos, que aquellos obtenidos mediante la administración de escalas de observación de marcha, y como alternativa menos costosa a los sistemas tridimensionales de captura de movimiento, se están desarrollando en los últimos años nuevos métodos de análisis del movimiento de bajo coste, basados en la obtención de vídeos a través de cámaras o dispositivos móviles para su posterior análisis (Mills, 2015).

2.1. Análisis observacional de la marcha

La identificación de eventos críticos específicos que se producen durante cada fase del ciclo de marcha para producir un patrón normal permite determinar y establecer las deficiencias que en ella se producen, ofreciendo una información de gran relevancia clínica. De esta manera, las intervenciones deben ir dirigidas a restablecer los eventos críticos que conllevan a una mejora del patrón de marcha (Molero-Sánchez, 2016).

Resulta conveniente identificar siete eventos críticos que se producen durante el ciclo de marcha (Kirtley, 2006):

- La oblicuidad pélvica mantenida por la acción de los músculos glúteo medio y glúteo menor, que controlan el descenso de la pelvis durante la fase de respuesta a la carga hacia el lado que inicia el periodo de oscilación.
- La extensión que alcanza la cadera durante la marcha en el periodo de apoyo, desde el contacto inicial hasta la fase de despegue, llegando a su valor máximo al inicio de la preoscilación.
- La flexión de rodilla en la fase de respuesta a la carga.
- La posición neutra o ligera flexión dorsal de tobillo durante el contacto inicial.
- La flexión plantar controlada del tobillo, en la respuesta a la carga.
- La flexión dorsal del tobillo durante el periodo de apoyo medio y final.
- La flexión plantar durante el despegue, necesaria para que se produzca el impulso del miembro inferior apoyado hacia la oscilación.

La alteración de alguno de estos eventos o de parámetros espaciotemporales como la velocidad, la longitud de zancada, el tiempo de zancada, la longitud de paso y el tiempo de paso, así como, la variabilidad en la marcha produce un incremento de la inestabilidad durante la deambulación, aumentando el riesgo de sufrir una caída (Owings & Grabiner, 2004; Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020).

A la hora de identificar los eventos anteriormente descritos, toman un rol importante tanto la experiencia del evaluador, como su percepción y agudeza visual, ya que los diversos eventos que se producen durante el ciclo de marcha ocurren simultáneamente a diferentes niveles articulares y en varios planos del espacio, resultando difícil captarlos mediante un simple análisis observacional. Por ello, la grabación de los sujetos mediante cámaras de vídeo ofrece la posibilidad al evaluador de parar, disminuir

la velocidad o repetir distintos ciclos y fases de la marcha facilitando su análisis (Harvey & Gorter, 2011; Kirtley, 2006).

2.2. Escalas de observación de la marcha

Las escalas de observación de la marcha son las escalas clínicas más empleadas para evaluar la marcha humana. Se trata de formularios estandarizados con los que valorar diversas alteraciones del patrón de marcha, teniendo en cuenta la cinemática, los parámetros espaciotemporales, o ambos. Para su empleo se precisa experiencia previa por parte del evaluador, así como nociones de la biomecánica de la marcha, en cada una de sus fases, por parte de este (Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020). Con el propósito de minimizar la variabilidad y mejorar la fiabilidad, con frecuencia se administran junto con grabaciones de vídeo que permiten múltiples visualizaciones.

Existen diversas escalas de observación de la marcha, la mayoría dirigidas a la evaluación de la marcha del paciente con patología neurológica o geriátrica, siendo algunas de las más empleadas la *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA), la *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT), la *Tinetti Gait Scale* (TGS) y la *Wisconsin Gait Scale* (WGS) (Gor-García-Fogeda et al., 2016; Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020)

a) *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA)

La RVGA fue desarrollada en 1998 con el propósito de evaluar las alteraciones de la marcha en pacientes con patología neurológica (Lord et al., 1998). Consta de 20 ítems, 2 de los cuales evalúan la extremidad superior y 18 el tronco y la extremidad inferior, durante los periodos de apoyo y de oscilación aportando una visión global de la marcha. Cada ítem se puntúa con una escala de cuatro puntos que va de 0 a 3, representado 0 la normalidad y 3 la alteración más severa. Puede emplearse en sujetos que presentan alteraciones bilaterales, no obstante, debe evaluarse cada hemicuerpo por separado (Gor-García-Fogeda, 2017).

b) Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)

La GAIT fue creada en 2009 por un grupo de expertos en neurorrehabilitación tras llevar a cabo una revisión de la literatura en la que concluían que ninguna de las escalas de observación de marcha existentes reunía las características necesarias para su uso clínico o en investigación; es decir, que fuera completa, homogénea, puntuase de manera objetiva y fuera capaz de medir una mejoría gradual en los distintos componentes de la marcha (Daly et al., 2009). Consta de 31 ítems divididos en 3 secciones que evalúan el tronco, el miembro superior y el miembro inferior en los periodos de apoyo y de oscilación, así como, en posición estática. Cada ítem se puntúa mediante una escala ordinal, pudiendo variar entre los mismos, que oscila entre los valores 0 y 3, siendo 62 la puntuación máxima. Para su administración es necesario la grabación de vídeo del sujeto mientras camina obteniendo una visión anteroposterior y lateral de ambos lados de este, así como, de su posición estática que permita analizar su postura. El tiempo de administración de la GAIT es de 20 minutos, pudiendo incrementarse en caso de evaluadores no experimentados (Daly et al., 2009).

Esta escala observacional destaca entre otras por su fiabilidad, validez y sensibilidad (Daly et al., 2009; Gor-García-Fogeda et al, 2016). Puede encontrarse una versión en español de esta escala que presenta una excelente fiabilidad intra e interevaluador y validez de contenido y constructo en sujetos con esclerosis múltiple (Gor-García-Fogeda et al., 2019).

c) Wisconsin Gait Scale (WGS)

La WGS se creó específicamente para valorar las alteraciones de la marcha en pacientes con hemiparesia tras un ictus (Lu et al., 2015; Rodríguez et al., 1996). Esta escala consta de 14 ítems, 13 de ellos analizan el miembro inferior durante las diferentes fases de la marcha, y un único ítem evalúa el uso de productos de apoyo durante la misma. Todos ellos se puntúan en una escala ordinal que va del 1 (normal) al 3 (patológico), excepto el primer ítem (ayuda técnica), que se puntúa del 1 al 5, y el undécimo ítem, que se puntúa de 1 a 4 (Gor- García-Fogeda et al., 2016). La mejor puntuación de WGS es

13,35 y la peor puntuación posible es 42 reflejando, de modo que, a mayor puntuación menor calidad en el patrón de marcha (Guzik et al., 2017; Rodríguez et al., 1996).

Esta escala también ha demostrado sus propiedades psicométricas en pacientes con ictus en varios estudios, mostrando una buena fiabilidad inter e intraevaluador, así como, sensibilidad a los cambios producidos en el patrón de marcha tras llevar a cabo un programa de rehabilitación (Estrada-Barranco et al., 2019; Rodríguez et al., 1996; Yaliman et al., 2014).

Puede encontrarse una versión en español de esta escala que presenta una excelente validez de contenido para su puntuación total, según un comité de expertos en rehabilitación (Estrada-Barranco et al., 2021).

d) *Tinetti Gait Scale (TGS)*

La TGS constituye la *Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment* (Tinetti POMA), junto a otra subescala que evalúa el equilibrio. Esta escala se desarrolló en 1986 con el propósito de evaluar las alteraciones de la marcha en pacientes geriátricos (Tinetti, 1986) y posteriormente, fue estudiada en sujetos con patología neurológica. La subescala de marcha consta de 10 ítems, que se puntúan de 0 a 1, o de 0 a 2, siendo la puntuación máxima de 12 puntos.

Esta escala ha demostrado una fiabilidad intra e interevaluador moderada, así como una buena validez predictiva del riesgo de caídas en pacientes con enfermedad de Parkinson (Morita et al., 2006).

2.3. Sistemas instrumentales de análisis de la marcha

El estudio cuantitativo del movimiento proporciona información objetiva y precisa del comportamiento biomecánico de los sujetos durante la marcha que, de otro modo, sería imposible medir (De los Reyes-Guzmán & Gil-Agudo, 2012; Pérez-Nombela et al., 2020).

Existen diversas opciones en cuanto a equipos que permiten registrar los parámetros biomecánicos de la marcha humana. Para el análisis cinemático la tecnología que puede utilizarse se divide en electrogoniómetros, acelerómetros, sistemas basados en ultrasonidos y equipos de fotogrametría (Pérez-Nombela et al., 2020), siendo estos últimos los que presentan mejores índices de reproducibilidad. Simultáneamente, pueden registrarse medidas de varios de estos sistemas gracias a su sincronización, lo que permite obtener una información más completa. En la mayoría de los laboratorios se combinan sistemas de fotogrametría, plataformas dinamométricas y equipos de electromiografía de superficie (EMGs), lo que proporciona datos de los parámetros cinemáticos, cinéticos y de activación muscular durante la marcha (Chester et al., 2005).

2.3.1. Equipos de fotogrametría

Los equipos de fotogrametría emplean marcadores externos que son captados mediante un sistema de cámaras permitiendo reconstruir una imagen digital tridimensional del movimiento estudiado (Pérez-Nombela et al., 2020). De esta manera, se crea un modelo biomecánico compuesto por puntos que unidos entre sí determinan los distintos segmentos corporales (De los Reyes-Guzmán & Gil-Agudo, 2012). Existen dos tipos de marcadores, activos y pasivos, dependiendo de si emiten algún tipo de señal o no. Los marcadores activos envían su propio código a un receptor que identifica su posición en tiempo real. Ejemplos de sistemas que emplean este tipo de marcadores son CODA-motion® y Optotrack®. Los marcadores pasivos no emiten ningún tipo de señal, sino que están fabricados con un material reflectante, el cual es captado por unas cámaras infrarrojas (Figura 15). Por tanto, los sistemas que emplean este tipo de marcadores no reconocen de antemano qué marcador pertenece a cada punto corporal, resultando necesario realizar un procedimiento de rastreo para identificar y explorar sus trayectorias. Este tipo de marcadores es el más utilizado siendo algunos ejemplos de equipos que los emplean *Vicon Motion System*®, *BTS Smart DX*® y *Kinescan-IBV*®. La colocación de los marcadores sobre la superficie corporal resulta de gran importancia durante el proceso adquisición siendo algunos de los protocolos más conocidos los de Kadaba (Kadaba et

al., 1990), Davis (Davis et al., 1991), Helen Hayes (Miller et al., 1996), o el modelo *Vicon Plug-in Gait* (Vicon Motion System, 2010).



Figura 15. Marcadores pasivos y reflectantes.

Actualmente, los laboratorios de análisis tridimensional del movimiento cuentan con sistemas instrumentales que disponen de 8 o más cámaras, con frecuencias de captación de 100Hz (Cappozzo et al., 2005), capaces de captar decenas de marcadores con tamaños entre los 3 y 25 mm de diámetros. El análisis de la marcha mediante la utilización de estos equipos conlleva un proceso determinado. En primer lugar, es necesaria la calibración del sistema, la cual permite determinar la posición, orientación de las cámaras, así como limpiar los reflejos o artefactos que éstas puedan captar. Tras la grabación de las pruebas, éstas se someten a un procesado el cual consta del etiquetado de los marcadores, la reconstrucción de trayectorias perdidas y la detección de los principales eventos durante el ciclo de marcha.

Los sistemas de análisis tridimensional del movimiento, a pesar de ser considerados el *gold standard* o prueba de referencia en la evaluación de la marcha, presentan una serie de inconvenientes. Uno de los principales problemas son los errores debidos a la ubicación de los marcadores sobre los relieves óseos y los artefactos generados por los tejidos blandos, producidos por el desplazamiento de la piel y los músculos respecto a los segmentos óseos durante el movimiento. Asimismo, una dificultad añadida consiste en determinar cuál es la cantidad de movimiento real que depende exclusivamente de los segmentos óseos, lo que resulta difícil de señalar sin una prueba de referencia (Alguacil-Diego & Molina-Rueda, 2018).

2.3.2. Plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas están diseñadas para medir y examinar las fuerzas de reacción del suelo, así como los momentos que actúan en cualquier dirección. Mediante estas plataformas pueden obtenerse variables como las fuerzas, los momentos, las coordenadas del centro de presión, el coeficiente de fricción y la potencia, siendo la información más utilizada en los estudios biomecánicos de la marcha las fuerzas de reacción del suelo, los momentos y las potencias articulares en los tres planos del espacio (Pérez-Nombela et al., 2020). Para el registro de estos datos, resulta indispensable el correcto pisado de las plataformas, el cual se produce durante el periodo de apoyo del ciclo de la marcha.

2.3.3. Electromiografía de superficie

Los equipos de EMGs permiten detectar la actividad mioeléctrica generada por el paso del impulso nervioso que provoca la despolarización de la membrana de la fibra muscular. Mediante la EMG se pueden cuantificar las secuencias o periodos de activación de los diferentes músculos implicados durante la marcha, así como, la intensidad del esfuerzo muscular realizado (Hoyos et al., 1993).

Los equipos de EMGs emplean electrodos situados sobre la piel de los sujetos, siendo la configuración bipolar la más empleada. Estos electrodos ofrecen una buena reproductibilidad en músculos grandes y una información global de la actividad general del músculo. Sin embargo, al registrar la actividad mioeléctrica a través de la piel presentan “ruido” eléctrico, el cual se ve influido por la impedancia de la piel y/o el tejido subcutáneo (Pérez-Nombela, et al., 2020).

Inicialmente, la señal EMG captada puede visualizarse en bruto, es decir, polarizada (valores positivos y negativos), irregular y con artefactos, lo que permite realizar un estudio cualitativo. Para llevar cabo un análisis cuantitativo, se requiere el procesamiento de la señal lo que supone su rectificación (valores positivos únicamente),

su suavizado, la eliminación de artefactos y su normalizado en base a una secuencia temporal o a la intensidad de activación (De Luca, 1997).

2.4. Sistemas de análisis de la marcha basados en el análisis de vídeo

Los sistemas de análisis de la marcha basados en el análisis de vídeo permiten la grabación de los sujetos obteniendo, de esta manera, vídeos para su posterior visualización y análisis, con las ventajas que conlleva: avance o retroceso y parada del vídeo, disminución de la velocidad de reproducción, marcaje de determinados eventos, etc. Se trata de *softwares* o aplicaciones móviles (app) que ofrecen la posibilidad de realizar el análisis del movimiento sin necesidad de emplear equipos de altos costes e instalaciones en espacios extensos (Mills, 2015). Estos presentan herramientas, como el dibujo de vectores y ángulos o el goniómetro, con las que poder obtener rangos articulares durante determinados movimientos posibilitando la obtención de datos referidos a parámetros cinemáticos y espaciotemporales de la marcha. Entre los programas más conocidos destacan aplicaciones para dispositivos móviles como Ubersense[®], PostureScreen[®], SparkMotion[®] o Coach's Eye[®]; o softwares para ordenadores como Kinovea[®], The Captury[®] o SimiMotion[®], la mayoría desarrollados con la finalidad de analizar el gesto deportivo (Mills, 2015; Roggio et al., 2021). Algunas de estos programas pueden descargarse y utilizarse de forma gratuita como Ubersense[®] y Kinovea[®], mientras que otros tienen una tarifa de descarga o incluso requieren de compras en la aplicación para acceder a herramientas que posibilitan el dibujo de vectores y ángulos como la app Coach's Eye. Estos programas o app presentan características similares entre ellas: tienen la capacidad de grabar vídeo y capturas de imágenes fijas, ofrecen funciones de cámara lenta y zoom, permiten comparar dos vídeos de forma simultánea y pueden emplearse sin necesidad de marcadores (Mills, 2015).

Otra herramienta empleada en el análisis de marcha es el sensor Kinect[®] de la videoconsola Xbox 360 con el que se obtiene un análisis tridimensional a partir de la captación del sujeto mediante el mismo sin necesidad de marcadores. A pesar de ser menos preciso que los sistemas de análisis tridimensional del movimiento, presenta

ventajas en cuanto al coste y la portabilidad, en comparación con otros sistemas (Pfister et al., 2014). Permite rastrear las posiciones y orientaciones tridimensionales de 25 articulaciones, de hasta 6 usuarios simultáneamente (Roggio et al., 2021). Esta cámara rastrea el esqueleto a través de inteligencia artificial, lo que permite reconocer centros articulares y la orientación de segmentos posibilitando el cálculo de parámetros cinemáticos y espaciotemporales. No obstante, para la obtención de los datos se requiere del desarrollo de *softwares* específicos que lo faciliten. En la literatura científica, Kinect® se considera una herramienta clínica efectiva para obtener parámetros cinemáticos y espaciotemporales de la marcha. En el 2017, Eltoukhy et al. determinaron que resulta potencialmente efectivo en estudio cinemático de las articulaciones de cadera y rodilla en el plano sagital. Dolatabadi et al. (2016), estudiaron su validez para el estudio de los parámetros espaciotemporales de la marcha comparándolos con los registrados por un sistema de referencia (GAITRite).

Kinovea® es un *software* gratuito diseñado para analizar y estudiar imágenes y vídeos de determinados gestos o técnicas deportivas con el propósito de mejorarlos y perfeccionarlos (Charmant, s.f.). Este programa permite, mediante un cursor, avanzar o retroceder el vídeo fotograma a fotograma, aplicando sobre las imágenes la acciones que resulten de interés. Cuenta con diversas herramientas, como “ángulo”, “línea” y “cronómetro”, con las que es posible obtener angulaciones, medir distancias y calcular tiempos permitiendo adquirir parámetros tanto cinemáticos como espaciotemporales de la marcha mediante las herramientas citadas. A pesar de haber sido diseñado para su uso en entornos deportivos, su empleo en el ámbito clínico permite obtener datos objetivos y cuantitativos con los que es posible llevar a cabo evaluaciones más completas. Su fácil manejo y accesibilidad hacen que sea una alternativa de análisis de movimiento bidimensional con la que poder estudiar la marcha cuando no se dispone de sistemas más sofisticados como son los equipos de análisis tridimensional (Harvey & Gorter, 2011). Al igual que los programas mencionados anteriormente, permite analizar vídeos sin marcadores, aunque su fiabilidad mejora con el empleo de estos (Fernández-González et al, 2020).

3. PROPIEDADES PSICOMÉTRICAS DE LOS INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN

Los instrumentos de medida se emplean para cuantificar una serie de propiedades o cualidades debiendo presentar cierta aplicabilidad clínica, es decir, deben ser prácticos, rentables y rápidos en cuanto a tiempo requerido en su uso. Además, resulta imprescindible que garanticen rigor científico mediante propiedades psicométricas como son la fiabilidad, la validez y la sensibilidad (Andresen, 2000; Cosmin, s.f.; Hobart et al., 1996; Mokkink et al., 2010) (Figura 16).

a) *Fiabilidad*

La fiabilidad es la propiedad que aborda el grado en el que una puntuación está libre de error de medición al llevar a cabo varias mediciones (Lamprea & Gómez-Restrepo, 2007). Un instrumento de medida es fiable si sus resultados son consistentes, precisos, reproducibles y estables en el tiempo (Hobart et al., 1996). Pueden distinguirse los siguientes tipos de fiabilidad:

- Test-retest: representa la estabilidad de un instrumento a lo largo del tiempo (Hobart et al., 1996).
- Inter-observador: hace referencia al nivel de acuerdo que existe entre dos o más observadores al evaluar los mismos sujetos en la misma ocasión y en circunstancias idénticas. Para su medida se emplea el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) (Gadotti et al., 2006).
- Intra-observador: es la capacidad para adquirir los mismos resultados para evaluar los mismos sujetos por el mismo observador en distintas ocasiones. Al igual que la fiabilidad interobservador, se mide mediante CCI (García-de-Yébenes-Prous et al., 2009).

b) *Validez*

La validez se define como la capacidad de un instrumento de medir el constructo o concepto que pretende puntuar (Campo-Arias & Oviedo, 2008). Existen diversos tipos de validez:

- De contenido: representa el grado en el que el contenido del instrumento refleja el concepto que pretende evaluar (Fermanian, 2005). Para calcularla puede emplearse el índice de validez de contenido (Polit & Beck, 2006; Polit et al., 2007).
- De criterio: constituye la adecuación de las puntuaciones de un instrumento respecto a una prueba de referencia o *gold standard*. Puede dividirse en concurrente, si se miden de manera simultánea (Tovar, 2007), o predictiva, si medición se realiza empleando el instrumento a evaluar y la prueba de referencia con un intervalo de tiempo, de tal manera que el primero predice la puntuación de la segunda (Hobart et al., 1996). Tanto la validez de criterio concurrente como la predictiva pueden obtenerse mediante coeficientes de correlación.
- De constructo: establece el grado en el que las puntuaciones de un instrumento son coherentes con las hipótesis de evaluación (relación interna, relación con otros instrumentos, diferencias entre grupos). Se divide en convergente y discriminante. La validez convergente es la que correlaciona instrumentos de medida que deberían estar relacionados teóricamente, y la validez discriminante hace referencia a la que se produce cuando un instrumento muestra una débil correlación con otros instrumentos que no deberían estar relacionados teóricamente (Westen & Rosenthal, 2003). Varios autores consideran la validez de constructo como el concepto que engloba a los demás (Gor-García-Fogeda, 2017).

c) *Sensibilidad*

La sensibilidad es la capacidad de un instrumento para evaluar cambios clínicos significativos a lo largo del tiempo. Para ello, el instrumento de medida se administra en distintas ocasiones dejando un periodo de tiempo entre las mismas en el que se esperan cambios clínicos. Su forma más habitual de cálculo es el método basado en un criterio externo para determinar si los cambios son clínicamente significativos (Fermanian, 2005). La representación gráfica de la sensibilidad frente a la especificidad de un instrumento para predecir un umbral de discriminación de acuerdo con un criterio externo se realiza mediante curvas ROC, en las que se analiza el área bajo la curva, permitiendo estudiar el rendimiento diagnóstico de un instrumento.



Figura 16. Propiedades psicométricas de los instrumentos de medición. Adaptado de Cosmin (s.f.).

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

El estudio de la marcha representa una herramienta importante tanto diagnóstica, de patologías musculoesqueléticas y neurológicas, como de evaluación de la eficacia de las diferentes intervenciones llevadas a cabo en los pacientes (Harvey & Gorter, 2011). Existen múltiples instrumentos que permiten su análisis como las escalas observacionales o los sistemas instrumentales de captura del movimiento, disponibles en laboratorios específicos.

Para la evaluación de la marcha, el análisis tridimensional podría considerarse el *gold standard* o prueba de referencia, ya que proporciona datos objetivos y cuantitativos en cuanto a parámetros cinemáticos, cinéticos y espaciotemporales (Daly et al., 2009). Sin embargo, estos sistemas presentan una serie de inconvenientes, como el elevado coste de los equipos, la necesidad de personal formado en la técnica, los tiempos de procesado considerables y el espacio necesario para su instalación. Es por estos motivos que no se encuentran disponibles habitualmente en la práctica clínica, siendo ampliamente empleadas en la valoración de la marcha, las escalas de evaluación observacional.

Las pruebas y escalas de valoración observacional permiten documentar el estado de la marcha y los cambios producidos tras la intervención, lo que las convierte en herramientas accesibles y fáciles de usar. Existen multitud de escalas, entre las más empleadas destacan: *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA), *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT) o *Wisconsin Gait Scale* (WGS). Muchas de ellas han sido desarrolladas para la evaluación de pacientes con patologías neurológicas, como es el caso de sujetos con Ictus, Esclerosis Múltiple o Enfermedad de Parkinson (Gor-García-Fogeda et al., 2016). Además, existen escalas de evaluación de la marcha como *Physician's Rating Scale*, *Observational Gait Scale*, la escala GAIT o *Visual Gait Assessment Scale*, que incorporan la grabación de vídeos (Brown et al., 2008), con las ventajas que ello conlleva: posibilidad de parar, disminuir la velocidad o repetir un determinado evento de la marcha para su análisis (Brown et al., 2008; Harvey & Gorter,

2011). En cualquier caso, el manejo de estas pruebas no está exento de la subjetividad propia de los evaluadores.

Con el propósito de conseguir datos más objetivos que las escalas de valoración y abaratar los costes que conllevan los sistemas tridimensionales de captura de movimiento, en los últimos años se vienen desarrollando nuevos métodos de análisis del movimiento de bajo coste (Mills, 2015). Estos se basan en la obtención de vídeos a través de cámaras o dispositivos móviles para su posterior análisis. Entre los programas más conocidos destacan aplicaciones para dispositivos móviles como Ubersense[®], PostureScreen[®] o SparkMotion[®]; o softwares para ordenadores como Kinovea[®], The Captury[®] o SimiMotion[®], la mayoría desarrollados con la finalidad de analizar el gesto deportivo.

Kinovea[®] es un software gratuito de análisis de movimiento 2D para ordenadores que puede ser empleado para el estudio de parámetros cinemáticos y espaciotemporales de la marcha. Este software ha sido empleado por diversos autores para el análisis de movimientos como la carrera o el salto vertical en deportistas (Balsalobre-Fernández et al., 2014; Bertelsen et al., 2013; Damsted et al., 2015a; Damsted et al., 2015b; De Almeida et al., 2015). En el 2013, Bertelsen et al., estudiaron la fiabilidad inter-observador del software Kinovea[®] para la detección de la fase de contacto inicial durante la carrera, obteniendo una buena correlación entre ellos ($\kappa = 0,76-0,92$). Más adelante, Damsted et al. (2015a), analizaron la fiabilidad de este software, adquiriendo un mayor acuerdo intra-observador ($\kappa = 0,83-0,88$) que inter-observador ($\kappa = 0,50-0,63$). Asimismo, Damsted et al. (2015b), en otro trabajo publicado, investigaron la fiabilidad en la observación de las posiciones articulares de la cadera y la rodilla en la fase de contacto inicial durante la carrera, obteniendo un acuerdo intra-observador e inter-observador razonable. Otros autores han empleado el programa Kinovea[®] para analizar la amplitud articular de la columna cervical en el plano sagital (Elwardany et al., 2015) o para obtener la cinemática de la articulación de la muñeca (El-Raheem et al., 2015). Mathew et al., en 2017, emplearon este software en el análisis de la marcha de sujetos mayores, proporcionándoles datos objetivos, en cuanto a parámetros cinemáticos y espaciotemporales, que les permitieron registrar asimetrías en la marcha con las que podían predecir el riesgo de caídas.

En definitiva, la literatura consultada demuestra el uso del software Kinovea® en ámbitos deportivos y clínicos; si bien, existe una ausencia de estudios, en nuestro conocimiento, que evalúen sus propiedades psicométricas para el análisis de la marcha humana. Estas circunstancias justifican la realización de un estudio de fiabilidad y validez en personas sanas.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

HIPÓTESIS DEL ESTUDIO

El software gratuito Kinovea® constituye una herramienta con una buena fiabilidad intra- e inter- observador, así como, validez de criterio en la obtención de los parámetros cinemáticos en el plano sagital y los parámetros espaciotemporales. Su empleo podría aportar a la evaluación clínica datos objetivos cuando no se dispone de sistemas más sofisticados como son los sistemas de análisis tridimensional del movimiento.

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

1. Evaluar la fiabilidad inter-observador e intra-observador del software Kinovea® para el estudio cinemático (amplitud de movimiento) de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y el despegue en el plano sagital.
2. Examinar la fiabilidad inter-observador e intra-observador del software Kinovea® para la obtención de los principales parámetros espaciotemporales de la marcha.
3. Estudiar la validez de criterio, comparando los datos cinemáticos obtenidos mediante el software Kinovea®, con los registrados con un sistema tridimensional de captura del movimiento, prueba de referencia para la valoración del movimiento humano.
4. Analizar la validez de criterio, comparando los datos espaciotemporales obtenidos a través del software Kinovea® con los registrados con un sistema tridimensional de captura del movimiento.

MATERIAL Y MÉTODO

MATERIAL Y MÉTODO

1. PARTICIPANTES

1.1 Elección de la muestra

Se solicitó la participación voluntaria de sujetos mayores de 18 años a través de charlas informativas.

El procedimiento para la selección de los sujetos se realizó mediante un muestreo no probabilístico de casos consecutivos hasta alcanzar el número definitivo obtenido en el cálculo del tamaño muestral.

1.2 Estimación del tamaño muestral

El tamaño de la muestra se calculó conforme al trabajo de Walter et al. (1998). Se determinó el tamaño de la muestra utilizando el coeficiente de correlación intraclase (CCI) y el número de evaluadores. De esta manera, se estableció un CCI mínimo aceptable (p_0) de 0,6 y un CCI esperado (p_1) de 0,8. Con estos parámetros y según las tablas de contingencia de Walter et al., el tamaño de muestra necesario era de 39 sujetos para el análisis de fiabilidad.

Por otro lado, se calculó el tamaño de la muestra para el estudio de validez. Para ello se usó el software G*Power (versión 3.1.9.2). Se calculó un tamaño de la muestra para una hipótesis alternativa de 0,8 y una hipótesis nula de 0,5 según un estudio previo (Chinsongkram et al., 2014). Además, se establecieron los siguientes parámetros de tamaño de la muestra usando el coeficiente de correlación de Pearson: dos colas, error alfa de 0,05 (Fleiss, 1981) y una potencia de 0,95 (Hintze, 2008), resultando en un tamaño de la muestra requerido de 46 participantes.

El tamaño final de la muestra fue de 50 sujetos, considerando una posible deserción del 10%.

1.3 Criterios de inclusión y exclusión de los participantes

Se establecieron los siguientes criterios de inclusión:

- Mayores de 18 años sin límite de edad
- Ausencia de patologías osteoarticulares, musculares o neurológicas que causen alteraciones en la marcha y/o la postura
- No empleo de ortesis o productos de apoyo para la marcha

Los sujetos fueron excluidos si no cumplían alguno de los criterios anteriormente citados, o presentaban alguna lesión en las extremidades inferiores en los seis meses previos al inicio del estudio que pudiese causarle alguna alteración en la marcha y/o la postura.

2. PROCEDIMIENTOS ÉTICOS

Los procedimientos empleados para la realización de este estudio han seguido los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos de la Declaración de Helsinki adoptada en la 18ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial (AMM) (Helsinki, Finlandia, Junio 1964), modificada en la 52ª Asamblea General (Edimburgo, Escocia, Octubre 2000), con nota de clarificación del párrafo 29 (Asamblea General de la AMM, Washington, USA 2002), nota de clarificación del párrafo 30 (Asamblea General de la AMM, Tokio 2004) y última versión revisada en la 64ª Asamblea General de la AMM realizada en Fortaleza (Brasil) en octubre de 2013 (AMM, 2013).

El Comité Ético de Investigación local de la Universidad Rey Juan Carlos (URJC) aprobó el estudio en febrero de 2017 (Anexo 1).

Los participantes incluidos en el presente estudio recibieron información acerca de los objetivos y el protocolo, aceptando de forma voluntaria participar en el mismo. Todos los participantes otorgaron su consentimiento por escrito mediante la firma del

documento de consentimiento informado que se les entregó al inicio de la primera sesión (Anexo 2).

3. INSTRUMENTACIÓN

3.1 Sistema de análisis tridimensional del movimiento: *Vicon Motion System*[®]

Los sistemas de análisis tridimensional de movimiento para la evaluación de la marcha podrían considerarse el *gold standard* o prueba de referencia, ya que proporcionan datos objetivos y cuantitativos en cuanto a parámetros cinemáticos, cinéticos y espaciotemporales (Daly et al., 2009). Consisten en un sistema de captura del movimiento en tres dimensiones que integra un software para la obtención de los datos y la interpretación de los resultados.

El análisis tridimensional de la marcha llevado a cabo en el presente estudio usó el equipo de fotogrametría *Vicon Motion System*[®] (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido), el cual consta de 8 cámaras de 100 Hz de captación infrarroja, 3 plataformas de fuerza (AMTI[®], Watertown, NY, USA) y 2 cámaras de vídeo (BASLER a601 fc-2, Exton, PA, USA), además de un sistema donde se recogen, sincronizan y procesan los datos.

Vicon Motion System[®] es un sistema óptico de captura tridimensional del movimiento, que detecta el desplazamiento de marcadores pasivos reflectantes situados sobre la superficie corporal mediante luz infrarroja. Basándose en el modelo biomecánico *Vicon Plug-in Gait*[®] se reconstruye el movimiento tridimensional, el cual conforma un modelo antropométrico jerárquico en el que los centros y ángulos articulares se constituyen dependiendo de la disposición de los marcadores y los datos antropométricos (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990). Las figuras 17 y 18 muestra un ejemplo de este sistema.



Figura 17. Visualización del software *Vicon Motion System*® durante un registro.

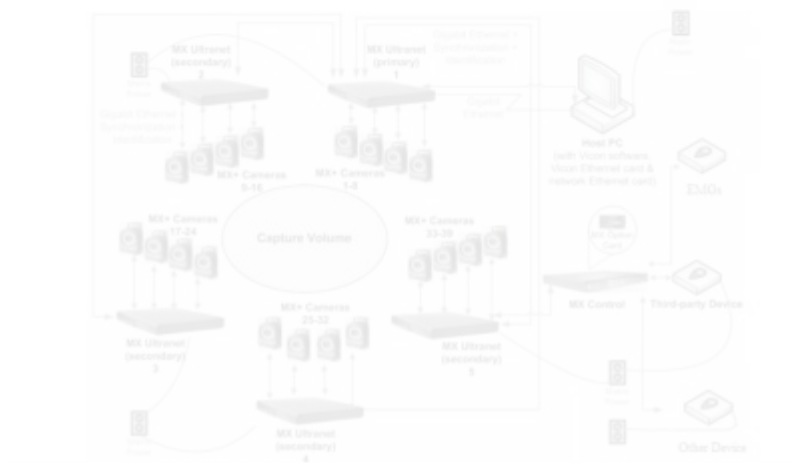


Figura 18. Esquema *Vicon Motion System*®. Fuente: Vicon Motion System, 2010.

En el estudio de la marcha en sujetos sanos, diversos autores reflejan una fiabilidad excelente de las medidas obtenidas mediante *Vicon Motion System*[®]. Concretamente, los coeficientes de correlación más altos se corresponden a la cinemática en el plano sagital, los parámetros espaciotemporales y las potencias articulares, lo que refleja una excelente fiabilidad de estas medidas, siendo moderados para la cinemática en el plano frontal y bajos para el plano transversal (Yavuzer et al., 2008). Las medidas para la articulación de la cadera en el plano transversal muestran los valores de correlación más pobres (McGinley et al., 2009; Westhoff et al., 2004;).

La fiabilidad de las mediciones de parámetros cinemáticos resulta prioritaria en el análisis de la marcha (Manca et al., 2010), pues son útiles para detectar cambios significativos tras una intervención clínica o para investigación (Hopkins, 2000). La variabilidad en el análisis tridimensional de la marcha se debe a factores intrínsecos y extrínsecos. Las variaciones intrínsecas reflejan oscilaciones intraindividuales que surgen naturalmente, a través de la variabilidad de medición a medición o de un sujeto a otro (Laroche et al., 2011; Monaghan et al., 2007; Schwartz et al., 2004). Las variaciones extrínsecas se corresponden a errores en la medición y pueden darse por diversas causas, como la ubicación de los marcadores, el desplazamiento de la piel, el procesamiento de los datos y la experiencia de los evaluadores (Wolf & Senesh, 2011).

3.2 Cámara digital y software Kinovea[®]

Se utilizó la cámara digital Nikon D3200 Full HD de 1280x720 píxeles de resolución y 50 fotogramas por segundo para la grabación de la marcha (Figura 19). El objetivo AF-S DS NIKKOR 18-55 mm, al mínimo zoom disponible, fue el empleado. Ésta se situó perpendicular al participante a una distancia de 2,5 metros y elevada del suelo 1 metro.



Figura 19. Cámara digital Nikon D3200 Full HD.

Para el análisis de los vídeos se usó el software gratuito Kinovea[®], versión 0.8.15, diseñado para analizar y estudiar imágenes y vídeos de determinados gestos o técnicas deportivas con el propósito de mejorarlos o perfeccionarlos (Charmant, s.f.). Este programa permite, mediante un cursor, avanzar o retroceder el vídeo fotograma a fotograma aplicando sobre las imágenes distintas herramientas que permiten registrar los parámetros cinemáticos y espaciotemporales de la marcha. A través de las herramientas “ángulo” y “línea” es posible dibujar ángulos sobre los segmentos corporales y, por tanto, obtener los parámetros cinemáticos, mientras que con el empleo de la opción “línea” y “cronómetro” pueden medirse distancias y calcular tiempo para adquirir los parámetros espaciotemporales (Figura 20).



Figura 20. Visualización del software Kinovea[®] y de las herramientas que dispone.

4. PROCEDIMIENTO

La investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), situado en la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos (Alcorcón, Madrid, España) (Figura 21).



Figura 21. Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM) de la Universidad Rey Juan Carlos.

Se planteó un protocolo experimental en el que se realizaron dos sesiones, con un intervalo de una semana de separación entre ellas. En cada una de las sesiones los sujetos fueron grabados simultáneamente con el sistema tridimensional de análisis del movimiento y la cámara digital, con el propósito de evaluar la validez de criterio o el acuerdo entre ambos sistemas. Todas las mediciones se llevaron a cabo en el laboratorio LAMBECOM entre marzo de 2017 y febrero de 2019.

En el estudio participaron dos observadores, lo que permitió analizar la fiabilidad inter- e intra-observador de los datos obtenidos tras el análisis de los vídeos grabados con la cámara digital mediante el software Kinovea®.

Se realizó una entrevista inicial en la que se explicó a cada uno de los participantes de forma verbal en qué consistía el estudio y cuál era el propósito de este. Además, se solicitó a cada sujeto la aceptación de participación mediante la firma del documento de consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética. Seguidamente, se cumplimentó un documento en el que se recogieron los datos personales, los antecedentes a la participación en el estudio, así como, el tratamiento farmacológico habitual y empleo de ayudas técnicas o productos de apoyo para la marcha (Anexo 3).

4.1 Calibrado del sistema de análisis tridimensional del movimiento

Tras la entrevista inicial y la firma del consentimiento informado, se realizó el análisis tridimensional de la marcha de cada sujeto el cual consta de tres partes: 1) Limpieza de reflejos y/o artefactos y calibrado de las cámaras del equipo; 2) Colocación de los marcadores pasivos reflectantes en cada sujeto; y 3) Captura de la prueba estática y de las pruebas dinámicas. Para ello, se empleó el sistema *Vicon Motion System*[®] que incorpora el software *Vicon Nexus versión 1.8.5*[®] cuyo modelo biomecánico de referencia es el *Vicon Plug-in Gait*[®].

Mediante la herramienta *Mask Cameras* del software se procedió a realizar la limpieza de reflejos y/o artefactos, de aquellos materiales reflectantes que pudieran captarse como marcadores por las cámaras y, por tanto, causar interferencias y errar la captura. Tras la eliminación de los reflejos, se realizó la calibración estática y dinámica del sistema, la cual permite a las cámaras identificar los marcadores pasivos reflectantes en la zona de adquisición. Para ello, se empleó un calibrador u objeto con forma de “T” (Figura 22) el cual presenta cinco marcadores pasivo-reflectantes. Para la calibración dinámica del sistema, se empleó la función *Calibrate Cameras*. Un sujeto debía mover de forma rítmica y desplazar el calibrador a lo largo del área de adquisición de las cámaras, cerciorándose de abarcar toda el área de captura. Mediante la función *Set Volumen Origin* se llevó a cabo la calibración estática, siendo necesario situar el calibrador en el centro del área de adquisición de las cámaras, coincidiendo con el borde

de una de las plataformas de fuerza AMTI[®], lugar donde se sitúa el origen de las coordenadas.



Figura 22. Calibrador.

4.2 Preparación de los participantes

Tras la configuración del laboratorio, se procedió a preparar a cada participante para el análisis tridimensional y visual de la marcha. Se recogieron datos antropométricos de cada sujeto según los requerimientos de los modelos estático y dinámico del protocolo *Vicon Plug-in Gait*[®] y que integra el sistema *Vicon Motion System*[®] (Vicon Motion System, 2010) (Tabla 3).

Datos	Descripción
<i>Altura / Peso</i>	mm /Kg
<i>Longitud de las extremidades inferiores</i>	Distancia entre espina iliaca anterosuperior y maléolo interno (mm)
<i>Ancho de la rodilla</i>	Distancia intercondílea (mm)
<i>Ancho del tobillo</i>	Distancia intramaleolar (mm)

Kg, kilogramos. mm, milímetros.

Tabla 3. Datos antropométricos que se recogen de los sujetos.

A continuación, se colocaron 16 marcadores pasivos y reflectantes de 14 mm en zonas anatómicas concretas de los miembros inferiores siguiendo los modelos biomecánicos de Davis (Davis et al., 1991) y Kadaba (Kadaba et al., 1990), los mismos que se utilizan para el análisis tridimensional del movimiento mediante el equipo *Vicon Motion System*[®]. Estos se adhirieron a la piel de los participantes, no a su vestimenta, con el fin de que las medidas no se vieran influidas por la movilidad o rigidez de la ropa. Las ubicaciones de los marcadores para ambos miembros inferiores fueron las siguientes: la espina iliaca anterosuperior, la espina iliaca posterosuperior, el tercio medio del muslo, el cóndilo femoral externo, el tercio medio de la tibia, el maléolo externo, el calcáneo y la cabeza del segundo metatarsiano. Además de estos marcadores, se añadió uno adicional situado sobre el trocánter mayor (Damsted et al., 2015b; Mathew et al., 2017) con el objetivo de facilitar el posterior cálculo de los parámetros cinemáticos de las articulaciones de la cadera y la rodilla, a través del software Kinovea[®] (Figura 23).



Figura 23. Sujeto con marcadores según el modelo *Vicon Plug-in Gait*[®].

En relación con la instrumentación de los sujetos y la obtención de parámetros cinemáticos, no se ha encontrado en la literatura científica un protocolo estandarizado con Kinovea®. El análisis del movimiento humano requiere que las personas sean instrumentadas con marcadores pasivos o activos, los cuales facilitan la identificación de los segmentos corporales por parte de los sistemas de captura instrumental. En los estudios que usan Kinovea®, la colocación de marcadores sobre los segmentos corporales en los sujetos queda a la elección de los autores. El empleo de marcadores es recomendable para facilitar la obtención de los rangos articulares con la herramienta ángulo, ya que aporta fiabilidad al registro, pues facilita la habilidad del explorador para determinar en el vídeo el punto exacto de la región anatómica a evaluar. En este sentido, algunos autores que usan Kinovea® sitúan estos marcadores sobre relieves óseos como la espina iliaca anterosuperior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral externo, el maléolo externo y la cabeza del quinto metatarsiano (Mathew et al., 2017; Littrell et al., 2018). Sin embargo, Mathew et al. sitúan marcadores adicionales en la cabeza del primero y el tercer metatarsianos, el calcáneo, el tercio medio de la tibia y la espina iliaca posterosuperior, por lo que se desconoce qué protocolo sería el óptimo. En cuanto al procedimiento que debe seguirse para obtener las amplitudes articulares, Damsted et al. (2015b) obtuvieron el rango articular de rodilla teniendo en cuenta la posición de la tibia y el fémur, así como el rango articular de la cadera considerando la posición del fémur con respecto a la vertical. Otros autores no lo describen en sus trabajos.

4.3 Grabación de la marcha con ambos sistemas

Una vez finalizada la preparación del participante se inició el proceso de grabación de la marcha. En primer lugar, se realizó la grabación de la prueba estática, en la que cada sujeto debía permanecer en bipedestación sin realizar ningún movimiento sobre una de las plataformas de fuerza. El procesado de esta prueba permite etiquetar cada uno de los marcadores según el protocolo *Vicon Plug-in Gait*®, asociándolos con posiciones y etiquetas conocidas mediante las opciones *rig static* y *reconstruct and label*. Acto seguido, se llevó a cabo la grabación de las pruebas dinámicas. Para ello, se solicitó a cada participante que caminase por una pasarela de once metros de longitud (ida y vuelta)

a la velocidad que le resultase cómoda, siendo grabados simultáneamente mediante la cámara digital Nikon D3200 Full HD, de la que se obtuvieron los vídeos que después se analizaron con el software Kinovea®.

Para delimitar el área de grabación y facilitar el posterior análisis de datos mediante Kinovea®, se colocaron dos marcas en la pasarela a una distancia de dos metros entre ellas. Dos investigadores se sincronizaron para iniciar y detener la adquisición de la marcha de cada sujeto con la cámara digital y el sistema *Vicon Motion System*®. La grabación se iniciaba cuando los participantes entraban en el área de grabación y se detenía al salir, obteniéndose la misma dirección de marcha de los sujetos en cada vídeo. Esto facilita la correcta visualización de los marcadores pasivo-reflectantes situados sobre el miembro inferior a analizar, siendo en el presente estudio el miembro inferior izquierdo.

Se realizaron un total de cinco grabaciones de la marcha de cada sujeto, en cada una de las sesiones.

5. ANÁLISIS DE LOS DATOS

El procedimiento de captura del movimiento mediante la cámara digital y el sistema *Vicon Motion System*® se repitió en la primera y la segunda sesión. Un investigador distribuyó los vídeos adquiridos en cada sesión entre los observadores y, después, recopiló los datos.

5.1 Análisis de los datos mediante el software Kinovea®

El análisis de los vídeos obtenidos mediante la cámara digital Nikon D3200 Full HD se realizó mediante el software gratuito Kinovea® versión 0.8.15. Para ello, dos observadores, de manera independiente, obtuvieron los parámetros cinemáticos en el plano sagital de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo de la fase de contacto inicial y el despegue, así como, los principales parámetros espaciotemporales de la

marcha (longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso, tiempo de zancada y velocidad).

5.1.1 Análisis de parámetros cinemáticos de la marcha

Se estudiaron los parámetros cinemáticos de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo del miembro inferior tomado como referencia en el plano sagital. Para ello, dos evaluadores seleccionaron mediante la observación de los vídeos adquiridos, la fase de contacto inicial del miembro inferior tomado como referencia que debían examinar, el cual debía suceder a una distancia intermedia entre las dos marcas establecidas en la pasarela y coincidir con el pisado en alguna de las plataformas de fuerza AMTI®. Este aspecto facilita la detección de la fase de contacto inicial cuando se usa el programa *Vicon Nexus*® versión 1.8.5., y asegura que la cinemática articular obtenida por cada sistema ocurra en el mismo momento espacial y temporal del patrón de marcha registrado. Posteriormente, cada uno de ellos, de manera independiente, debía adquirir la cinemática de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo en esta fase de la marcha, utilizando la herramienta “ángulo” del software Kinovea® sobre cada uno de los vídeos. Este procedimiento se repitió para los vídeos adquiridos tanto en la primera sesión como en la segunda sesión, permitiendo el estudio de fiabilidad inter- e intraobservador.

El procedimiento para la obtención del rango articular con Kinovea® tomó como guía el descrito en el modelo *Vicon Plug-in Gait*® (Vicon Motion System, 2010), protocolo de base para el cálculo de la cinemática articular del sistema tridimensional de análisis del movimiento *Vicon Motion System*® (Vicon Documentation, s.f.). Sin embargo, el procedimiento diseñado difiere del modelo *Vicon Plug-in Gait*® en algunos aspectos, básicamente debido a que la captación con Kinovea® no permite un análisis tridimensional y la reconstrucción de un modelo anatómico. A continuación, se describe el procedimiento seguido por articulaciones:

- *Cadera.* Para la obtención del rango articular de esta articulación durante el contacto inicial seleccionado, se traza una línea que pase por la espina iliaca anterosuperior y la espina iliaca posterosuperior. Perpendicular a ésta, se dibuja otra línea que pase por el trocánter mayor. El ángulo formado por esta última y la línea que une el trocánter mayor con el cóndilo femoral externo formará el rango articular de la cadera (Figura 24).
- *Rodilla.* Se traza una línea entre los puntos de referencia de trocánter mayor y cóndilo femoral, y otra entre cóndilo femoral y maléolo externo. El ángulo formado entre ambas (Figura 24) será empleado para el cálculo del rango articular de la rodilla. Para ello, se tendrá en cuenta que el valor 180 indica la posición neutra de rodilla, debiendo realizar la siguiente operación matemática para el cálculo del rango articular de la articulación: $180 - [\text{ángulo obtenido con Kinovea}^{\text{®}}]$. Los valores positivos corresponden a la flexión de rodilla y los valores negativos a la extensión.
- *Tobillo.* Se traza una línea que une los marcadores de la cabeza del segundo metatarsiano y el calcáneo. El ángulo formado entre ésta, y la línea que pasa por el cóndilo femoral y el maléolo externo (Figura 24), permite el cálculo del rango articular de tobillo. Teniendo en cuenta que el valor 90 corresponde a la posición neutra de dicha articulación, se realizará la operación matemática $90 - [\text{ángulo } \theta \text{ obtenido con Kinovea}^{\text{®}}]$, indicando los valores positivos flexión dorsal, y los valores negativos flexión plantar.



Figura 24. Cálculo de rango articular mediante el software Kinovea® de las articulaciones de cadera (a), rodilla (b) y tobillo (c).

5.1.2 Análisis de parámetros espaciotemporales de la marcha

Se obtuvieron los parámetros espaciotemporales de longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso y tiempo de zancada mediante la observación de los vídeos a través del software Kinovea®.

El procedimiento para la obtención de los parámetros espaciotemporales comienza con el trazado de una línea que una las dos marcas situadas en la pasarela. Seguidamente, deberemos contrastar su medida en el programa (2 metros), lo que nos permitirá obtener la longitud de paso y la longitud de zancada con el empleo de la herramienta “línea” (Figuras 25 y 26).

Para la obtención de los parámetros de tiempo de paso y tiempo de zancada se empleará la herramienta “cronómetro” del software. Si se activa desde el contacto inicial de un pie hasta el contacto inicial del contralateral obtendremos el tiempo de paso, y si lo hacemos desde el contacto inicial de un pie hasta el contacto inicial del mismo, el tiempo de zancada (Figuras 25 y 26).

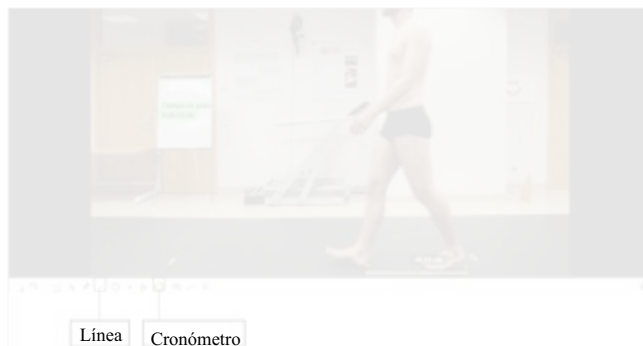


Figura 25. Obtención de los parámetros espaciotemporales de longitud de paso y tiempo de paso mediante el software Kinovea®.



Figura 26. Obtención de los parámetros espaciotemporales de longitud de zancada y tiempo de zancada mediante el software Kinovea®.

La velocidad fue calculada, teniendo en cuenta la longitud y el tiempo de zancada, mediante la siguiente fórmula matemática:

$$Velocidad = \frac{distancia (m)}{tiempo (s)}$$

5.2 Análisis de los datos mediante el sistema tridimensional de análisis del movimiento

El software *Vicon Nexus*[®] versión 1.8.5 permite el procesado de las pruebas y el cálculo de los centros y ángulos articulares, basándose en el modelo biomecánico *Vicon Plug-in Gait*[®]. Para estudiar la validez de criterio entre el software *Kinovea*[®] y el sistema *Vicon Motion System*[®], se calcularon las posiciones articulares de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital en los eventos de la marcha de contacto inicial y despegue. El contacto inicial se identificó utilizando un umbral de 20 Newton en el componente de fuerza vertical medido por las plataformas de fuerza (Lambrech et al., 2017). El evento de despegue a analizar sería el que se produciría inmediatamente después a este.

Para calcular el movimiento articular, el modelo emplea los ángulos de Euler. Para ello, teniendo en cuenta los datos antropométricos incluidos en el software, se calculan los centros articulares según la posición y el desplazamiento de los marcadores. Los ángulos de Euler constituyen un conjunto de tres coordenadas angulares que sirven para especificar la orientación de un sistema de referencia de ejes ortogonales, normalmente móvil, respecto a otro sistema de referencia de ejes ortogonales normalmente fijos. Dados dos sistemas de coordenadas, *xyz* y *XYZ*, con origen común, es posible especificar la posición de un sistema en términos del otro usando tres ángulos, α , β y γ (Hingtgen et al., 2006).

En la tabla 4 se describen los movimientos analizados en este estudio para cada una de las articulaciones, según la nomenclatura establecida por el modelo *Vicon Plug-in Gait*[®].

Segmento corporal	Ángulos articulares	
	Descripción	Plano Sagital
		Valor positivo/valor negativo
Cadera	Valor relativo	Flexión/extensión
Rodilla	Valor relativo	Flexión/extensión
Tobillo	Valor relativo	Flexión dorsal/plantar

Tabla 4. Descripción de los movimientos y su representación gráfica de los distintos segmentos corporales.

Los ángulos absolutos se miden entre los ejes de un segmento corporal y los ejes de laboratorio, sagital y transversal, seleccionados estos últimos automáticamente según la dirección del movimiento. Los ángulos relativos se miden entre dos segmentos corporales considerando la dirección de sus respectivos ejes durante el movimiento (Vicon Motion System, 2010).

El procedimiento para el procesado de las pruebas mediante el software *Vicon Nexus*® versión 1.8.5. se inicia con el etiquetado de los marcadores en una prueba estática, que proporciona los valores angulares correspondientes a la posición de bipedestación de la pelvis, la cadera, la rodilla y el tobillo, en los tres planos anatómicos de movimiento. A continuación, en la prueba de marcha a analizar (captura dinámica) y tras el etiquetado de los marcadores, se reconstruyeron las trayectorias perdidas de éstos y se procedió a detectar los eventos de “*foot strike*” (contacto pie-suelo) y “*foot off*” (despegue pie-suelo). Este proceso permite obtener gráficas y valores numéricos, de los parámetros cinemáticos de las distintas articulaciones de los miembros inferiores, así como, de los parámetros espaciotemporales durante la marcha. A través del software *Vicon Polygon*® (Oxford Metrics Group, Oxford, Reino Unido), los datos se extrajeron a archivos de Microsoft Excel.

El procedimiento seguido en el presente estudio y el análisis de datos se encuentran resumidos en la figura 27.



Figura 27. Diagrama del procedimiento y análisis de datos del estudio.

6. VARIABLES DEL ESTUDIO

6.1 Variables independientes

- *Edad.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Sexo.* Variable cualitativa, categórica, dicotómica, nominal (hombre/mujer).
- *Peso.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Altura.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Longitud de extremidades inferiores.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Anchura de la articulación de la rodilla.* Variable cuantitativa, numérica, continua.

- *Anchura de la articulación del tobillo.* Variable cuantitativa, numérica, continua.

6.2 Variables dependientes

Cinemática articular

- *Posición articular de la cadera (grados) en la fase de contacto inicial.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Posición articular de la cadera (grados) en el despegue.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Posición articular de la rodilla (grados) en la fase de contacto inicial.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Posición articular de la rodilla (grados) en el despegue.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Posición articular del tobillo (grados) en la fase de contacto inicial.* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Posición articular del tobillo (grados) en el despegue.* Variable cuantitativa, numérica, continua.

Parámetros espaciotemporales

- *Tiempo de paso (segundos).* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Longitud de paso (metros).* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Tiempo de zancada (segundos).* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Longitud de zancada (metros).* Variable cuantitativa, numérica, continua.
- *Velocidad (metros/segundo).* Variable cuantitativa, numérica, continua.

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó mediante el software estadístico SPSS 22.0 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL; versión 22.0).

Para evaluar la fiabilidad entre las dos diferentes sesiones de prueba y entre los observadores, se utilizó el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) (Bartlett & Frost, 2008). Se estimó el CCI y se calcularon sus intervalos de confianza del 95%, basado en un acuerdo absoluto y un modelo de efectos mixtos (CCI 3,1). Los valores de CCI se interpretan como excelentes ($> 0,90$), buenos (0,76-0,90), moderados (0,50-0,75) y bajos ($< 0,50$) (Koo & Li, 2016).

La fiabilidad absoluta se definió mediante la estimación del error estándar de la medida (del inglés *Standard Error of the Measurement*, SEM), el cambio mínimo detectable (del inglés *Minimal Detectable Change*, MDC) y la desviación estándar de las diferencias entre evaluadores (del inglés *Standard Deviation of the differences between raters*, SDdiff). El SEM y el MDC fueron calculados empleando las siguientes ecuaciones: $SEM = SDdiff \times \sqrt{1 - ICC}$ y $MDC = 1,96 \times \sqrt{2} \times SEM$ (Weir, 2005).

Se realizó un análisis de Bland-Altman con límites de concordancia del 95% para evaluar la fiabilidad intra- e inter-evaluador y la concordancia o validez de criterio entre Kinovea® y Vicon Motion System®. El sesgo y los límites de concordancia se muestran en las gráficas del parámetro registrado. La puntuación media se traza en el eje x, y la diferencia entre observadores, sesiones o sistemas (media de las diferencias) se traza en el eje y (media de la diferencia $\pm 1,96$ DE, desviación estándar). El ancho de los límites de concordancia y la distancia de la media de las diferencias con respecto a cero se pueden utilizar para interpretar los errores entre mediciones. Los gráficos de Bland-Altman permiten comparaciones entre dos sistemas de medición, observadores o sesiones diferentes al evaluar el mismo conjunto de datos para analizar el nivel de coincidencia (Yeo & Park, 2020).

Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson (r) para estudiar la validez de criterio entre Kinovea® y Vicon Motion System®. Los valores del coeficiente de

correlación de Pearson se interpretaron como deficientes (0,00-0,49), moderados (0,50-0,79) y excelentes ($> 0,80$) (Cohen, 1988). Para el estudio de la validez de criterio entre ambos sistemas se utilizaron los datos obtenidos del observador 1 y del sistema *Vicon Motion System*[®].

El nivel de significación estadística se estableció en un valor p inferior a 0,05.

RESULTADOS

RESULTADOS

1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

La muestra del estudio quedó constituida por un total de 50 participantes sin alteraciones de la marcha, de los cuales 26 fueron mujeres (suponiendo el 52% de la muestra) y 24 hombres (el 48% de la muestra). Presentaban un rango de edad comprendido entre los 20 y los 34 años con una edad media de 21,62 (\pm 2,62). El peso medio, expresado en kilogramos (kg), fue de 65,74 (\pm 12,94) y la altura, expresada en centímetros (cm), fue de 167,49 (\pm 25,57). No se registró ningún abandono o pérdida de datos.

La descripción de la muestra en cuanto a las características sociodemográficas se recoge en la tabla 5.

Variable	Sujetos (n=50)	
Edad (años)*	21,62 (\pm 2,62)	
Sexo	♀	♂
	52% (n=26)	48% (n=24)
Peso (kg)*	65,74 (\pm 12,94)	
Altura (cm)*	167,49 (\pm 25,57)	

*Datos expresados en media (desviación estándar)

Tabla 5. Características sociodemográficas de la muestra.

2. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

2.1. Fase de contacto inicial

La fiabilidad intra-observador mostró una buena correlación para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo ($CCI > 0,85$) en ambos observadores (Tabla 6). La media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas en las sesiones de medición para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo fue de 0,21 y 0,17; 0,06 y 0,3; y 0,98 y 0,97 grados, para el observador 1 y el observador 2, respectivamente. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo oscilaron de 5,44 a -5,87 y de 6,52 a -6,17; de 4,61 a -4,47 y de 4,82 a -4,21; y de 5,10 a -3,20 y de 4,97 a -3,02 grados, para el observador 1 y el observador 2, respectivamente (Figuras 28 y 29).

	Ángulos (Grados)		Fiabilidad intra-observador		
	Sesión 1	Sesión 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Cadera	(a) 33,06 (5,7)	(a) 33,4 (4,87)	(a) 0,886	(a) 0,799 a 0,935	(a) < 0,01*
	(b) 33,8 (5,52)	(b) 33,6 (5,06)	(b) 0,863	(b) 0,758 a 0,922	(b) < 0,01*
Rodilla	(a) 4,55 (3,8)	(a) 4,36 (3,5)	(a) 0,859	(a) 0,751 a 0,920	(a) < 0,01*
	(b) 4,45 (3,95)	(b) 4,11 (3,52)	(b) 0,868	(b) 0,768 a 0,925	(b) < 0,01*
Tobillo	(a) -7,77 (3,7)	(a) -8,86 (3,6)	(a) 0,875	(a) 0,780 a 0,929	(a) < 0,01*
	(b) -8,2 (4,01)	(b) -9,46 (3,84)	(b) 0,878	(b) 0,784 a 0,931	(b) < 0,01*

Ángulos expresados en media y desviación estándar. (a) observador 1; (b) observador 2. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 6. Fiabilidad intra-observador de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.

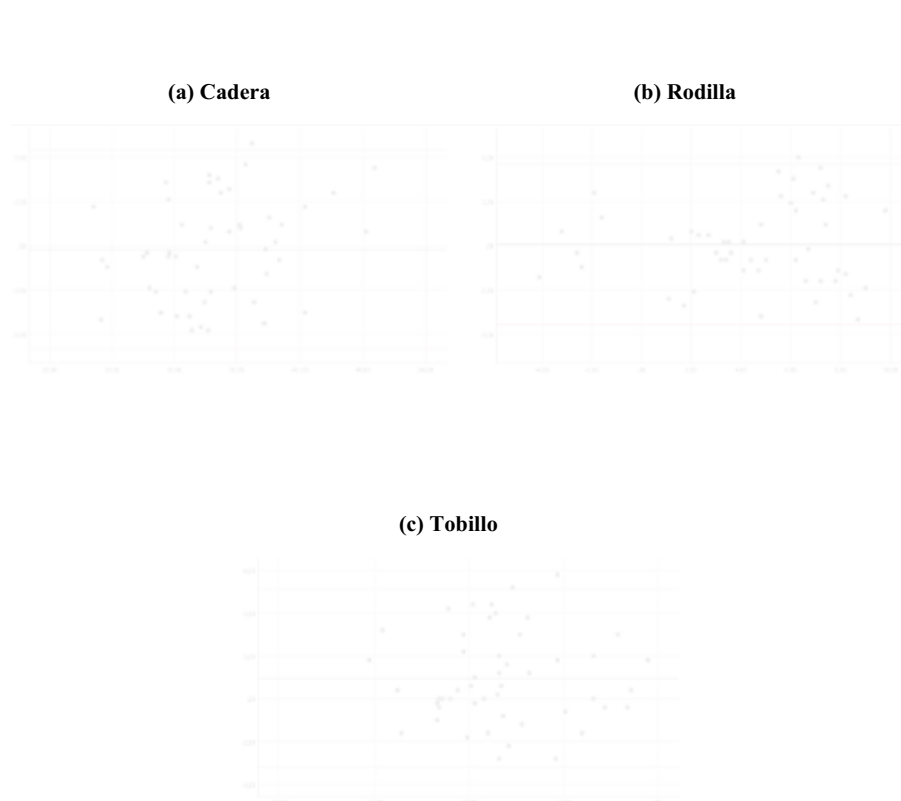


Figura 28. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 1 en el contacto inicial. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media $\pm 1,96$ SD).

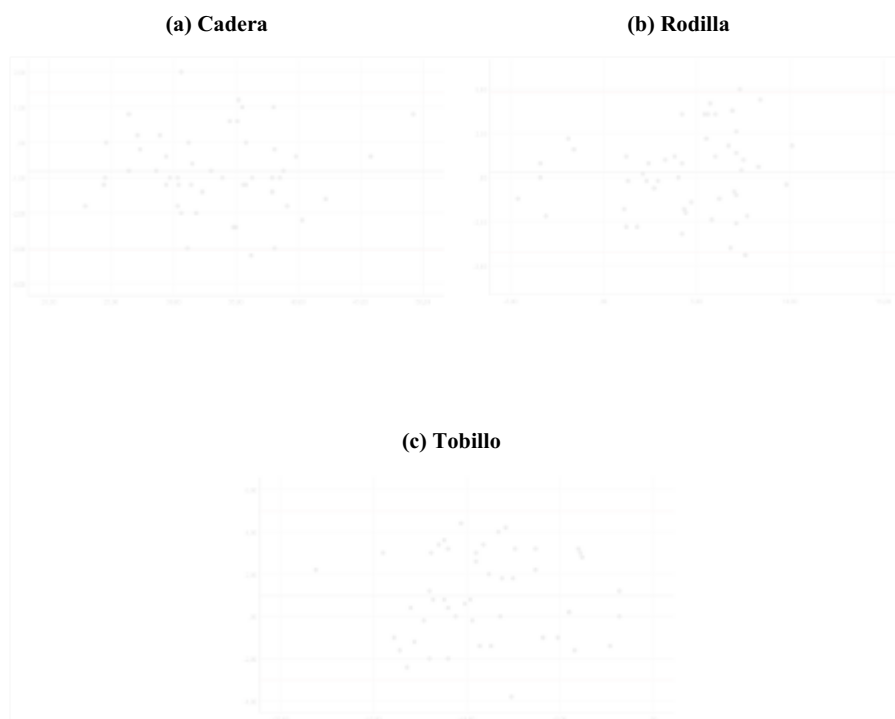


Figura 29. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 2 en el contacto inicial. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media $\pm 1,96$ SD).

La fiabilidad inter-observador mostró un CC $I > 0,90$ para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo (Tabla 7). La media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas entre cada observador fue de 0,8, 0,09 y 0,48 grados, respectivamente. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo oscilaron entre 1,40 y -3,05; 2,09 y -1,90; y 3,16 y -2,18 grados, respectivamente (Figura 30).

	Ángulos (grados)		Observador 1 vs. 2		
	Observador 1	Observador 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Cadera	33,22 (5,04)	33,71 (4,99)	0,962	0,933 a 0,978	< 0,01 *
Rodilla	4,46 (3,43)	4,28 (3,53)	0,989	0,981 a 0,994	< 0,01 *
Tobillo	-8,32 (3,46)	-8,85 (3,72)	0,973	0,952 a 0,984	< 0,01 *

Ángulos expresados en media y desviación estándar. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 7. Fiabilidad inter-observador de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.

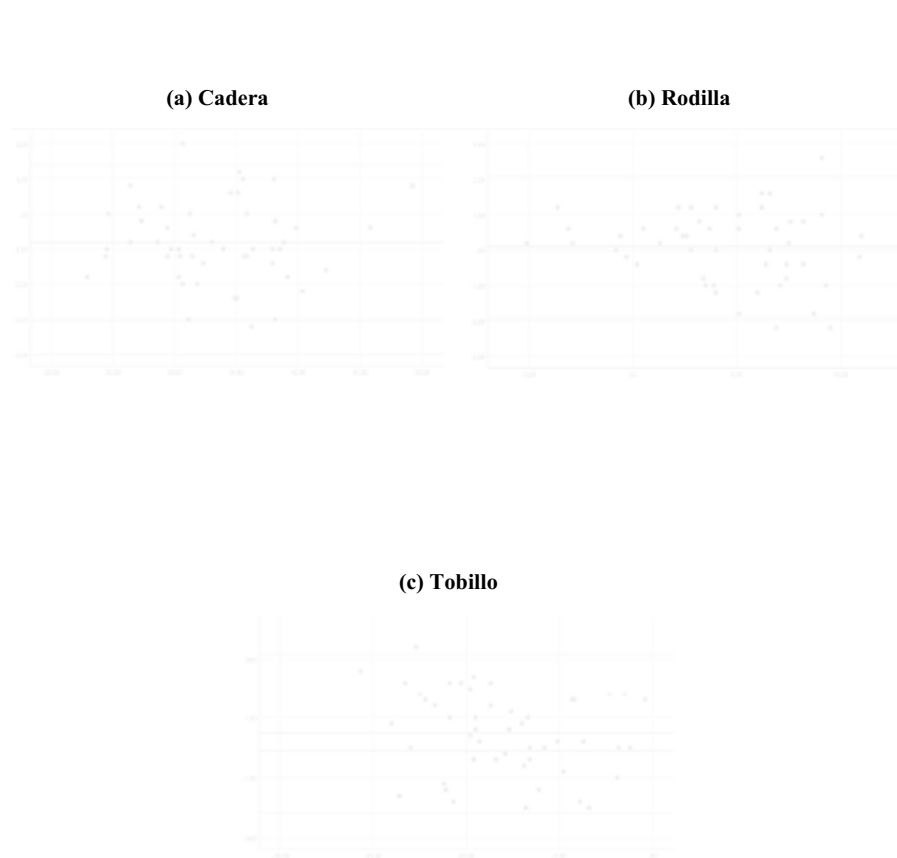


Figura 30. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el contacto inicial. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de los observadores se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los observadores se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

La validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*® fue excelente para las articulaciones de la cadera y la rodilla ($r > 0,80$) y moderada para el tobillo ($r > 0,50$). Los intervalos de confianza fueron estrechos para las correlaciones de cadera y rodilla (inferiores a 20 puntos), pero no para la correlación de tobillo (0,388 a 0,754) (Tabla 8). La media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas entre los dos dispositivos para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo fueron de 0,83, 2,02 y -1,19 grados, respectivamente. En los gráficos de Bland-Altman, el límite de concordancia para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo osciló entre 5,26 y -3,58; 5,01 y -0,98; y 3,70 y -6,09 grados, respectivamente (Figura 31).

	Cinémática (Grados)		Kinovea vs. Vicon		
	Kinovea	Vicon	r	IC 95%	p
Cadera	33,06 (5,7)	31,94 (5,89)	0,883	0,801 a 0,932	< 0,01*
Rodilla	4,55 (3,8)	1,74 (4,95)	0,854	0,755 a 0,914	< 0,01*
Tobillo	-7,77 (3,7)	-6,24 (2,84)	0,602	0,388 a 0,754	< 0,01*

Cinémática expresada en media y desviación estándar. r, correlación de Pearson. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 8. Validez de los parámetros de Kinovea en la fase de contacto inicial.

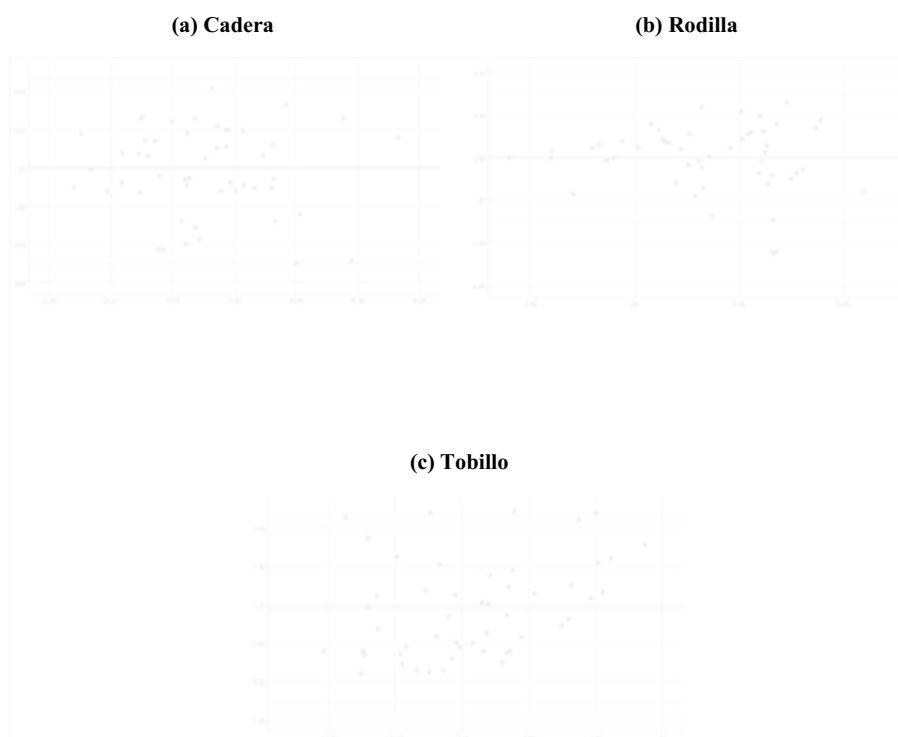


Figura 31. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el contacto inicial. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de los sistemas se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los sistemas se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

2.2. Fase de despegue

La fiabilidad intra-observador mostró una excelente correlación para las articulaciones de cadera y rodilla (CCI > 0,90) y buena para el tobillo (CCI > 0,85) en ambos observadores (Tabla 9). La media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas en las sesiones de medición para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo fue -1,56 y -1,18; -0,66 y -0,29; y 0,29 y 0,58 grados, para el observador 1 y el observador 2, respectivamente. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo oscilaron de 5,06 a -8,18 y de 5,45 a -7,83; de 5,94 a -7,28 y de 6,39 a -6,98; y de 6,75 a -6,16 y de 7,13 a -5,95 grados, para el observador 1 y el observador 2 respectivamente (Figuras 32 y 33).

	Ángulos (Grados)		Fiabilidad intra-observador		
	Sesión 1	Sesión 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Cadera	(a) 0,68 (6,01)	(a) 2,24 (5,93)	(a) 0,913	(a) 0,847 a 0,951	(a) < 0,01*
	(b) 0,52 (5,87)	(b) 1,70 (5,7)	(b) 0,906	(b) 0,835 a 0,947	(b) < 0,01*
Rodilla	(a) 31,82 (6,45)	(a) 32,48 (6,31)	(a) 0,925	(a) 0,868 a 0,957	(a) < 0,01*
	(b) 32,49 (6,29)	(b) 32,79 (6,35)	(b) 0,921	(b) 0,861 a 0,955	(b) < 0,01*
Tobillo	(a) -11,98 (4,48)	(a) -12,28 (5,05)	(a) 0,865	(a) 0,762 a 0,923	(a) < 0,01*
	(b) -11,75 (4,27)	(b) -12,34 (4,96)	(b) 0,850	(b) 0,736 a 0,915	(b) < 0,01*

Ángulos expresados en media y desviación estándar. (a) observador 1; (b) observador 2. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 9. Fiabilidad intra-observador de los parámetros de Kinovea en el despegue.

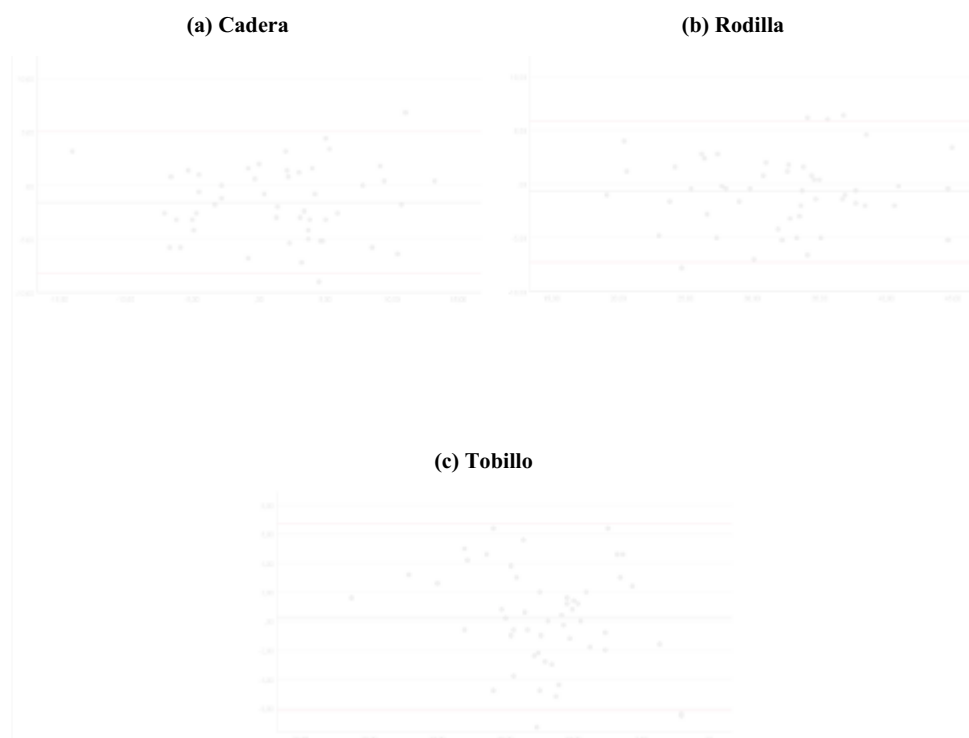


Figura 32. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 1 en el despegue. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

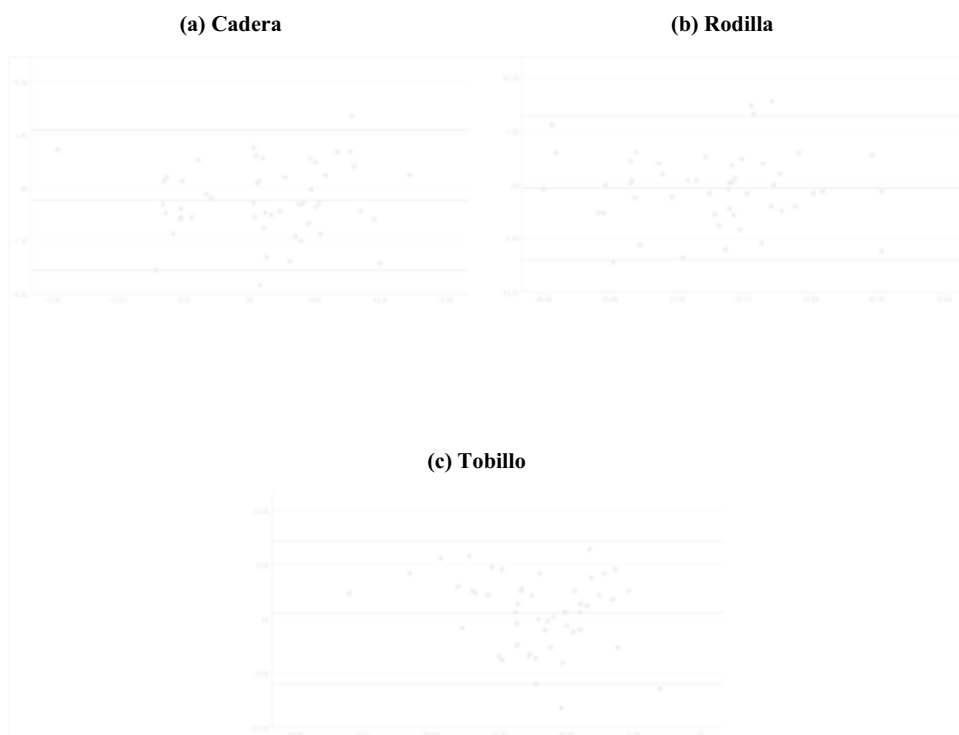


Figura 33. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) para el observador 2 en el despegue. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

La fiabilidad inter-observador mostró un CCI > 0,90 para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo (Tabla 10). La media de las diferencias entre los observadores fue de 0,34, -0,49 y -0,08 grados, respectivamente. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo oscilaron entre 2,77 y -2,08; 0,59 y -1,57; y 2,51 y -2,68 grados, respectivamente (Figura 34).

	Ángulos (grados)		Observador 1 vs. 2		
	Observador 1	Observador 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Cadera	1,46 (5,73)	1,11 (5,53)	0,988	0,978 a 0,993	< 0,01 *
Rodilla	32,15 (6,15)	32,64 (6,09)	0,998	0,996 a 0,999	< 0,01 *
Tobillo	-12,13 (4,48)	-12,05 (4,31)	0,977	0,959 a 0,987	< 0,01 *

Ángulos expresados en media y desviación estándar. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 10. Fiabilidad inter-observador de los parámetros de Kinovea en el despegue.

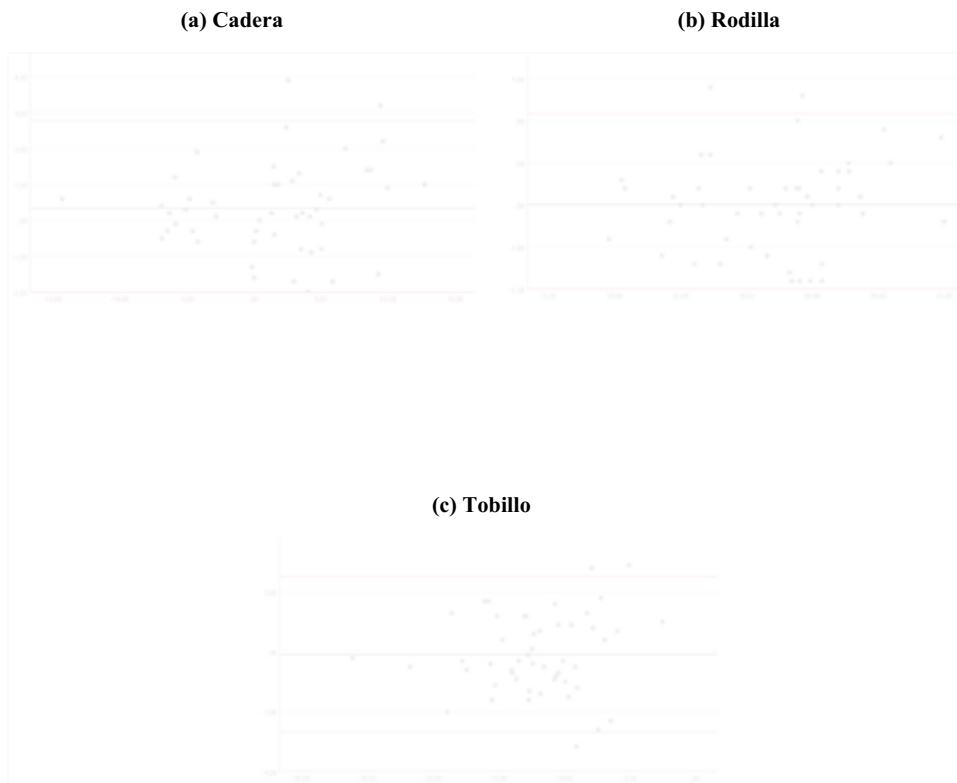


Figura 34. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el despegue. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones entre los observadores se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los observadores se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

La validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*® fue excelente para las articulaciones de la cadera y la rodilla ($r > 0,80$) y moderada para el tobillo ($r > 0,50$). Los intervalos de confianza fueron estrechos para las correlaciones de cadera y rodilla (inferiores a 15 puntos), pero no para la correlación de tobillo (0,363 a 0,741) (Tabla 11). La media de las diferencias entre los dispositivos para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo fueron de -1,36, -0,37 y -5,69 grados, respectivamente. En los gráficos de Bland-Altman, el límite de concordancia para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo oscilaron entre 4,63 y -7,37; 5,92 y -6,67; y 2,86 y -14,25 grados, respectivamente (Figura 35).

	Cinématica (Grados)		Kinovea vs. Vicon		
	Kinovea	Vicon	r	IC 95%	p
Cadera	0,68 (6,01)	-0,69 (6,17)	0,874	0,787 a 0,926	< 0,01*
Rodilla	31,82 (6,45)	31,44 (6,32)	0,874	0,787 a 0,926	< 0,01*
Tobillo	-11,98 (4,48)	-17,68 (5,03)	0,583	0,363 a 0,741	< 0,01*

Cinématica expresada en media y desviación estándar. r, correlación de Pearson. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 11. Validez de los parámetros de Kinovea en el despegue.

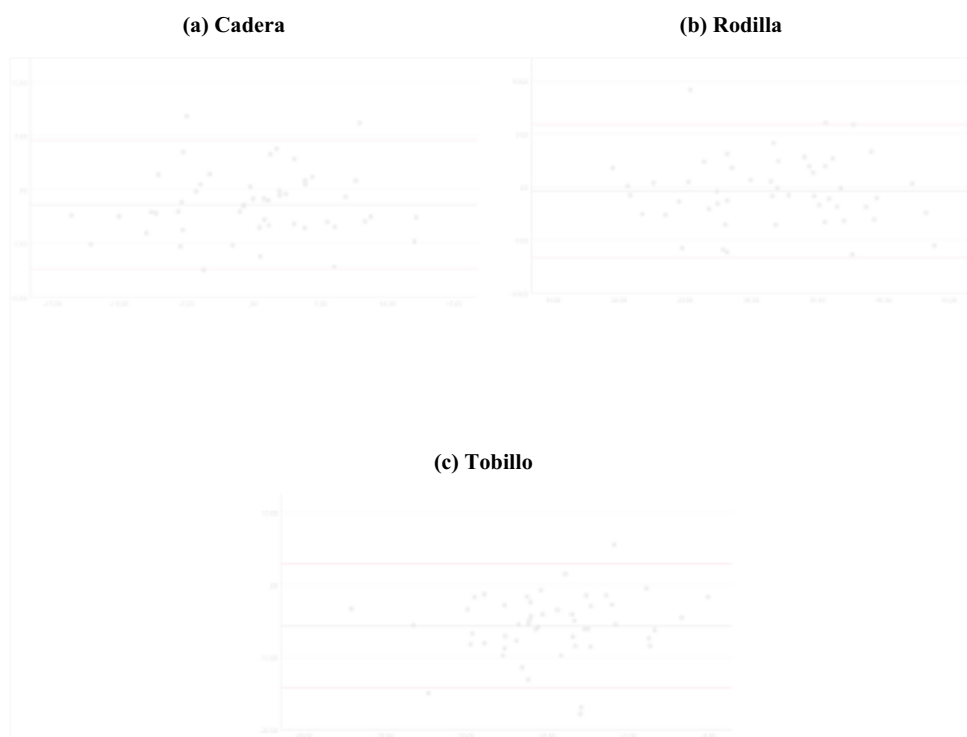


Figura 35. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los ángulos de la cadera (a), de la rodilla (b) y del tobillo (c) en el despegue. El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones entre los dispositivos se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los observadores se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

2.3. Parámetros espaciotemporales de la marcha

La fiabilidad intra-observador mostró una excelente correlación para los parámetros de longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso y tiempo de zancada ($CCI > 0,90$) y buena para la velocidad ($CCI > 0,88$) en ambos observadores (Tabla 12). La media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas en las sesiones de medición y los límites de acuerdo, en los gráficos Bland-Altman, para los parámetros de longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso, tiempo de zancada y velocidad se muestran en la tabla 13 (Figuras 36 y 37).

	Sesión 1	Sesión 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Longitud de paso	(a) 0,67 (0,05)	(a) 0,67 (0,05)	(a) 0,924	(a) 0,867 a 0,957	(a) < 0,01*
	(b) 0,68 (0,05)	(b) 0,68 (0,05)	(b) 0,927	(b) 0,871 a 0,958	(b) < 0,01*
Longitud de zancada	(a) 1,34 (0,1)	(a) 1,34 (0,1)	(a) 0,933	(a) 0,882 a 0,962	(a) < 0,01*
	(b) 1,37 (0,1)	(b) 1,37 (0,1)	(b) 0,941	(b) 0,896 a 0,966	(b) < 0,01*
Tiempo de paso	(a) 0,54 (0,03)	(a) 0,54 (0,03)	(a) 0,916	(a) 0,851 a 0,952	(a) < 0,01*
	(b) 0,54 (0,03)	(b) 0,54 (0,04)	(b) 0,904	(b) 0,830 a 0,945	(b) < 0,01*
Tiempo de zancada	(a) 1,07 (0,06)	(a) 1,06 (0,07)	(a) 0,922	(a) 0,863 a 0,956	(a) < 0,01*
	(b) 1,07 (0,06)	(b) 1,06 (0,07)	(b) 0,922	(b) 0,862 a 0,956	(b) < 0,01*
Velocidad	(a) 1,26 (0,12)	(a) 1,27 (0,13)	(a) 0,887	(a) 0,800 a 0,936	(a) < 0,01*
	(b) 1,28 (0,12)	(b) 1,30 (0,13)	(b) 0,893	(b) 0,812 a 0,939	(b) < 0,01*

Ángulos expresados en media y desviación estándar. (a) observador 1; (b) observador 2. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 12. Fiabilidad intra-observador de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.

	Observador 1			Observador 2		
	Media	Límite Superior	Límite Inferior	Media	Límite Superior	Límite Inferior
Longitud de paso	-0,0004	0,05355	-0,0543	-0,0004	0,0549	-0,0559
Longitud de zancada	0,0019	0,1011	-0,0971	-0,0023	0,0912	-0,096
Tiempo de paso	0,0028	0,0399	-0,0341	0,0016	0,0428	-0,0394
Tiempo de zancada	0,009	0,0775	-0,0593	0,0096	0,08	-0,0607
Velocidad	-0,0097	0,1481	-0,1677	-0,015	0,1412	-0,1712

Tabla 13. Media de las diferencias entre las puntuaciones obtenidas en las sesiones de medición límites de acuerdo, en los gráficos Bland-Altman, para los parámetros espaciotemporales estudiados.

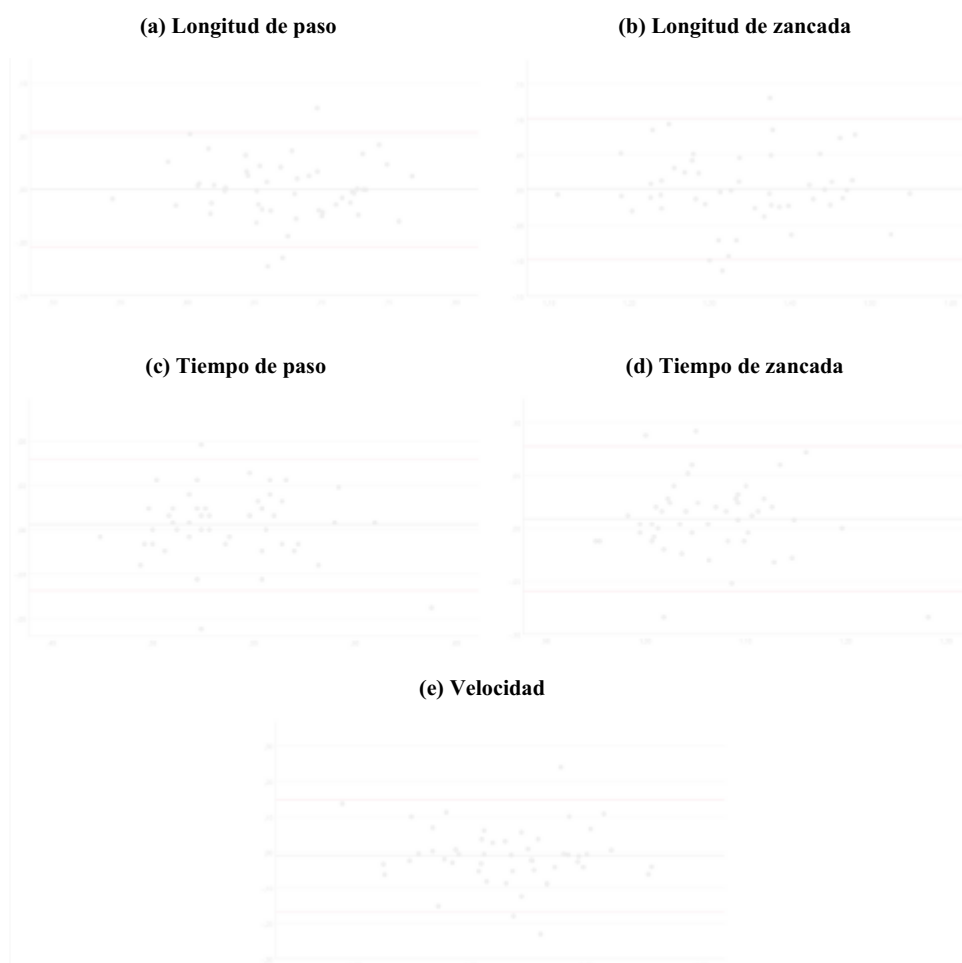


Figura 36. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones (para el observador 1) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e). El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

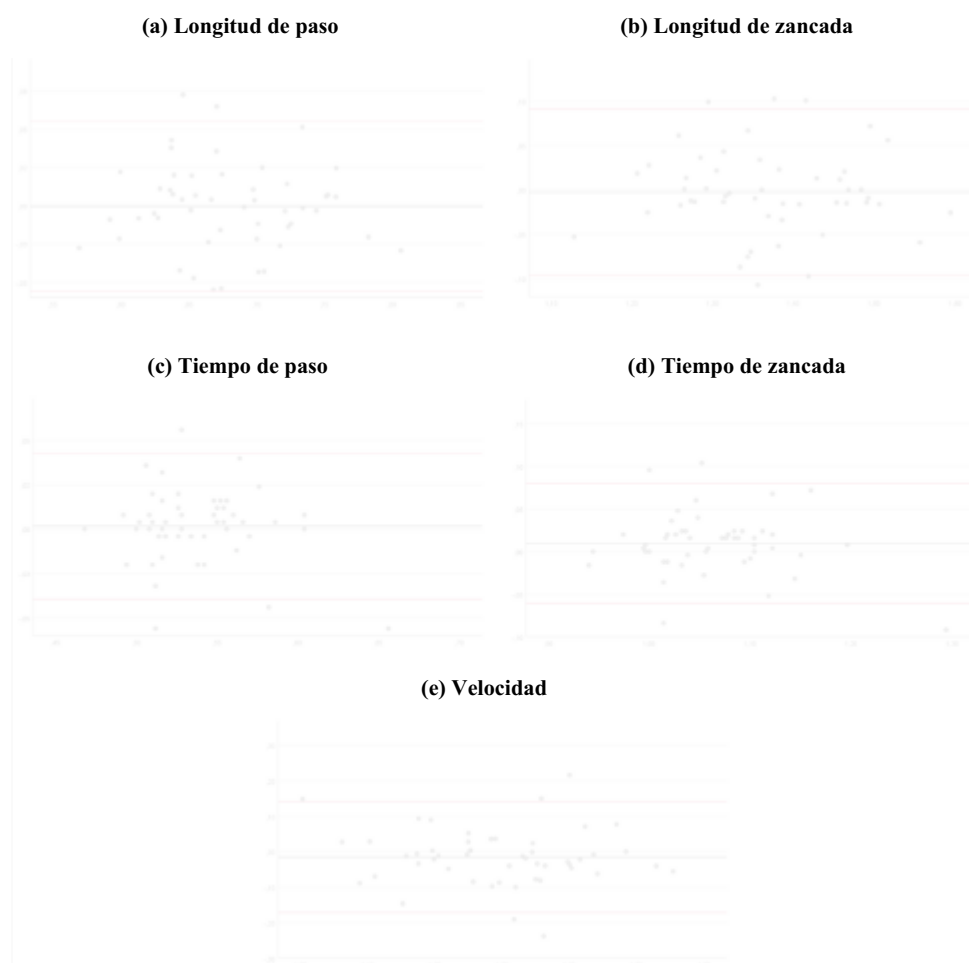


Figura 37. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre la evaluación de ambas sesiones (para el observador 2) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e). El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de las sesiones de medición se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

La fiabilidad inter-observador mostró CCI > 0,90 para los parámetros de longitud de paso, longitud de zancada, tiempo de paso, tiempo de zancada y velocidad (Tabla 14). La media de las diferencias entre las puntuaciones de ambos observadores para los parámetros de longitud de paso y longitud de zancada fue de -0,006 y -0,027 metros; para el tiempo de paso y el tiempo de zancada fue de 0,000 y 0,001 segundos; y, para la velocidad fue de -0,028 metros/segundo. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los parámetros de longitud de paso y longitud de zancada oscilaron entre 0,030 y -0,044, y -0,003 y -0,052 metros; para el tiempo de paso y el tiempo de zancada oscilaron entre 0,012 y -0,011, y 0,013 y -0,010 segundos; y para la velocidad entre -0,000 y -0,055 metros/segundo, respectivamente (Figura 38).

	Parámetros espaciotemporales		Observador 1 vs. 2		
	Observador 1	Observador 2	CCI	IC 95%	<i>p</i>
Longitud de paso	0,67 (0,05)	0,68 (0,05)	0,964	0,937 a 0,980	< 0,01 *
Longitud de zancada	1,34 (0,10)	1,37 (0,10)	0,996	0,993 a 0,998	< 0,01 *
Tiempo de paso	0,54 (0,03)	0,54 (0,03)	0,991	0,984 a 0,995	< 0,01 *
Tiempo de zancada	1,06 (0,06)	1,06 (0,06)	0,998	0,996 a 0,999	< 0,01 *
Velocidad	1,26 (0,12)	1,29 (0,12)	0,997	0,994 a 0,998	< 0,01 *

Ángulos expresados en media y desviación estándar. CCI, Coeficiente de Correlación Intraclase. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 14. Fiabilidad inter-observador de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.

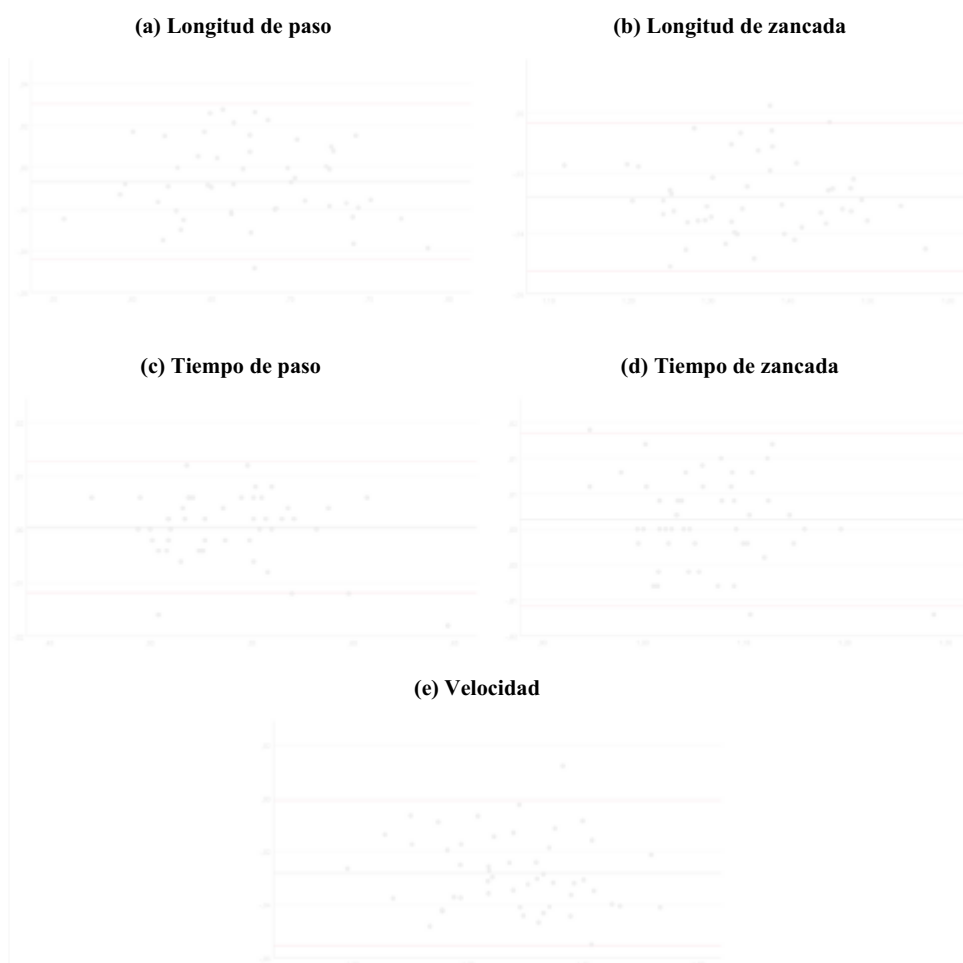


Figura 38. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre observadores para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e). El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de los observadores se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los observadores se traza en el eje y (diferencia media $\pm 1,96$ SD).

La validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*® fue excelente para todos los parámetros espaciotemporales estudiados ($r > 0,80$). Los intervalos de confianza fueron estrechos para las correlaciones de todos los parámetros (inferiores a 13 puntos) (Tabla 15). La media de las diferencias entre las puntuaciones de ambos dispositivos para los parámetros de longitud de paso y longitud de zancada fue de 0,017 y 0,035 metros; para el tiempo de paso y el tiempo de zancada fue de 0,004 y -0,002 segundos; y, para la velocidad fue de 0,036 metros/segundo. En los gráficos Bland-Altman, los límites de acuerdo para los parámetros de longitud de paso y longitud de zancada fueron 0,063 a -0,027 y de 0,088 a -0,017 metros, para el tiempo de paso y el tiempo de zancada fueron de 0,034 a -0,025 y de 0,015 a -0,020 segundos y para la velocidad fue de 0,087 a -0,014 metros/segundo, respectivamente (Figura 39).

	Parámetros espaciotemporales		Kinovea vs. Vicon		
	Kinovea	Vicon	r	IC 95%	p
Longitud de paso	0,67 (0,05)	0,65 (0,05)	0,895	0,821 a 0,939	< 0,01*
Longitud de zancada	1,34 (0,1)	1,31 (0,09)	0,964	0,937 a 0,979	< 0,01*
Tiempo de paso	0,54 (0,03)	0,53 (0,03)	0,894	0,819 a 0,938	< 0,01*
Tiempo de zancada	1,07 (0,06)	1,07 (0,07)	0,991	0,984 a 0,994	< 0,01*
Velocidad	1,26 (0,12)	1,22 (0,11)	0,978	0,961 a 0,987	< 0,01*

Cinemática expresada en media y desviación estándar. r, correlación de Pearson. IC, Intervalo de Confianza. * valor $p < 0,05$.

Tabla 15. Validez de los parámetros espaciotemporales de Kinovea.

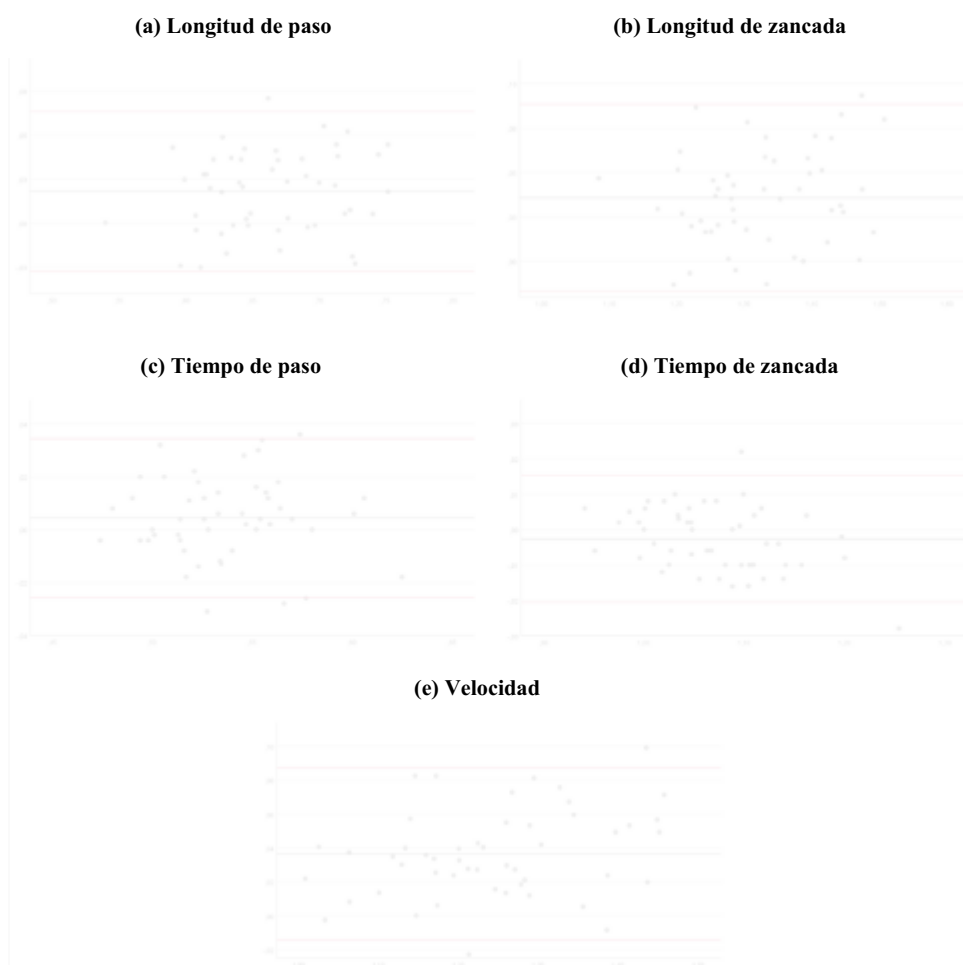


Figura 39. Gráficos de Bland-Altman que comparan los resultados entre sistemas (Kinovea y Vicon) para los parámetros espaciotemporales de longitud de paso (a), longitud de zancada (b), tiempo de paso (c), tiempo de zancada (d) y velocidad (e). El sesgo (línea negra horizontal) y los límites de concordancia (líneas rojas horizontales) se muestran para cada parámetro. La media de las puntuaciones de los dispositivos se traza en el eje x, y la diferencia entre las puntuaciones de los dispositivos se traza en el eje y (diferencia media \pm 1,96 SD).

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

1. DISCUSIÓN DE LOS HALLAZGOS MÁS RELEVANTES

El propósito del presente estudio fue evaluar la fiabilidad inter-observador e intra-observador para el estudio cinemático (amplitud de movimiento) de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y el despegue en el plano sagital, y los principales parámetros espaciotemporales de la marcha, mediante el empleo del software Kinovea[®], una herramienta de evaluación del movimiento humano mediante análisis de vídeo. Además, se estudió la validez de criterio comparando los parámetros cinemáticos y espaciotemporales obtenidos a través de este software, con los adquiridos por un sistema de análisis tridimensional de movimiento.

El desarrollo de tecnología para la evaluación de la marcha mediante el análisis de vídeos, como el software Kinovea[®], permite la obtención de datos objetivos y cuantitativos con los que llevar a cabo evaluaciones más completas en el ámbito clínico. Estas tecnologías podrían emplearse no sólo como una herramienta diagnóstica, sino como instrumentos de evaluación de la eficacia de una determinada intervención. Su fácil manejo, bajo coste y accesibilidad hacen que sea una alternativa para el análisis de la marcha cuando no se dispone de sistemas más sofisticados como son los sistemas tridimensionales de análisis del movimiento (Harvey & Gorter, 2011). A través de estos programas pueden observarse al detalle determinados eventos clave que tienen lugar a lo largo del ciclo de marcha, y adquirirse parámetros cinemáticos y espaciotemporales con las diversas herramientas que en ellos pueden encontrarse.

Resulta necesario el estudio de las propiedades psicométricas de dicha tecnología (Andresen, 2000). En nuestro conocimiento, hasta la publicación de los datos de este trabajo (Fernández-González et al., 2020) (Anexo 5), no existía ningún estudio que analizase las propiedades psicométricas del software Kinovea[®] para el análisis de la marcha de sujetos sanos, ni describiese un protocolo para la correcta obtención de los datos y su análisis mediante el mismo.

1.1. Metodología empleada mediante el software Kinovea®

Estudios previos que emplean una cámara de vídeo para captar el patrón de marcha determinan que la posición de esta resulta esencial para la obtención de parámetros en un plano del espacio. Para el estudio de los movimientos que tienen lugar en un plano sagital, se obtiene una mejor perspectiva al situar la cámara de vídeo en una vista ortogonal, es decir, perpendicular al sujeto (Puig-Diví et al., 2019). De acuerdo con el presente estudio, Bessa et al., (2020) y Chhoeum et al., (2021) situaron la cámara a una altura de un metro y a una distancia del sujeto de entre 2,5 y 3 metros, de manera que obtuvieran una vista sagital completa del miembro inferior a estudiar.

En cuanto a la detección de los eventos de contacto inicial y despegue, se consideró el pisado de alguna de las plataformas de fuerza AMTI® para asegurar el análisis del mismo momento espacial y temporal obtenido por los dos observadores y ambos sistemas. De esta manera, mediante el programa *Vicon Nexus® versión 1.8.5*, se utilizó un umbral de 20 Newton en el componente de fuerza vertical medido por las plataformas para identificar el contacto inicial (Lambrecht et al., 2017), registrando el siguiente evento de despegue cuando el pie se separa del suelo. Otros autores analizaron el ciclo de marcha completo (Chhoeum et al., 2021; Takeda et al., 2021) o distintas fases a las estudiadas en el presente trabajo (Bessa et al., 2020; Jiménez-Del-Barrio et al., 2020; Littrell et al., 2018). En el año 2018, Littrell et al. realizaron un estudio en el que compararon los datos cinemáticos obtenidos mediante Kinovea® con un sistema de análisis tridimensional de movimiento, y no especificaron el método empleado para la detección de los eventos a analizar y, por tanto, la sincronización de ambos sistemas.

La principal limitación de los estudios encontrados en la literatura que emplean Kinovea® es la ausencia de un protocolo estandarizado de análisis de vídeo y colocación de marcadores (Bessa et al., 2020; Chhoeum et al., 2021; Damsted et al., 2015b; El-Raheem et al., 2015; Elwardany et al., 2015; Jiménez-Del-Barrio et al., 2020; Littrell et al., 2018; Mathew et al., 2017; Takeda et al., 2021). En el presente estudio se propone un protocolo de colocación de marcadores basado en los modelos biomecánicos de Davis et al. (1991) y Kadaba et al. (1990). De acuerdo con otros autores (Damsted et al., 2015b; Mathew et al., 2017), se incluyó un marcador adicional situado sobre el trocánter mayor

con el propósito de facilitar la obtención del rango articular de cadera y rodilla mediante el software Kinovea®. Posterior a la publicación del artículo científico en el que se presenta este protocolo (Fernández-González et al., 2020), se encuentran varios trabajos que describen una metodología similar a la nuestra (Bessa et al., 2020; Jiménez-Del-Barrio et al., 2020; Takeda et al., 2021). No obstante, presentan algunas variaciones como la ubicación de un marcador sobre la cabeza del quinto metatarsiano (Bessa et al., 2020) o en el centro de la rótula (Jiménez-Del-Barrio et al., 2020). Por tanto, el empleo de marcadores sobre los principales relieves óseos resulta muy recomendable ya que, proporciona un aumento de la reproducibilidad (Puig-Diví et al., 2019) del cálculo de los rangos articulares, y disminuye la dependencia del análisis de la habilidad del explorador para determinar en el vídeo el punto exacto de la región anatómica a analizar.

En relación con el protocolo para la obtención de la amplitud articular, algunos autores no describen la metodología a seguir (Bessa et al., 2020; Littrell et al., 2018; Mathew et al., 2017) y otros presentan procedimientos similares a los empleados en este trabajo de investigación (Chhoeum et al., 2021; Damsted et al., 2015b; Jiménez-Del-Barrio et al., 2020; Takeda et al., 2021). En el año 2020, Jiménez del Barrio et al. obtuvieron el rango articular de la cadera teniendo en cuenta la intersección entre la línea que une la espina iliaca anterosuperior y la espina iliaca posterosuperior con la línea que une el trocánter mayor y el cóndilo femoral externo. El ángulo formado por la intersección entre la línea que une el trocánter mayor y cóndilo femoral externo, y la línea entre este último y el maléolo externo se correspondía al rango articular de la rodilla. Del mismo modo, Chhoeum et al., (2021) adquirieron el ángulo correspondiente a la amplitud articular de la rodilla. En la metodología utilizada por Takeda et al. (2021) se tiene en cuenta la posición neutra de las articulaciones de la cadera (180°), de la rodilla (180°) y del tobillo (90°) para la obtención de su amplitud articular en línea con nuestro trabajo. No obstante, hallamos discrepancias en el método de cálculo del rango articular de la cadera y el tobillo. Para la cadera, los autores tienen en cuenta un punto al que denominan *Lumbar* y sitúan justo por encima de la articulación de la cadera, y para el tobillo, consideran el punto intermedio entre el primer y el quinto dedo del pie al que denominan *Toe*. La figura 40 muestra al detalle el método de cálculo del rango articular de estos autores.

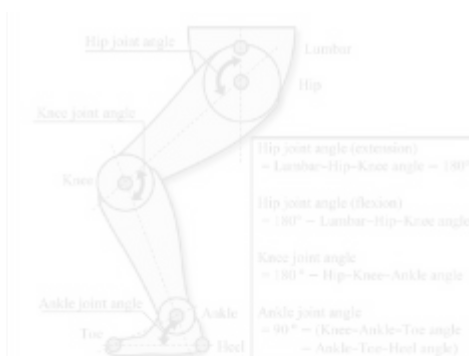


Figura 40. Método de cálculo de los rangos articulares de la cadera, de la rodilla y del tobillo según Takeda et al. (2021).

Damsted et al. (2015b) obtuvieron el rango articular de la cadera considerando la posición del fémur con respecto a la vertical, correspondiéndose el trocánter mayor al vértice del ángulo (Figura 41). Según esta metodología de cálculo, el ángulo resultante correspondería a la posición del muslo sin considerar la posición de la pelvis (Perry & Burnfield, 2010). En el presente trabajo, este ángulo se calculó con relación a la pelvis y teniendo en cuenta el método utilizado por el equipo *Vicon Motion System*[®] (Vicon Documentation, s.f.).



Figura 41. Método de cálculo de los rangos articulares de la rodilla (en verde) y la cadera (en rosa) según Damsted et al. (2015b).

La tabla 16 muestra los diferentes protocolos empleados en la literatura para la obtención de la amplitud articular del miembro inferior mediante Kinovea®.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Chhoeum et al., 2021		Se emplea la herramienta “ángulo” para unir los marcadores: Cadera - rodilla - tobillo (vértice sobre rodilla)	
Damsted et al., 2015b	Mediante la herramienta “ángulo” se obtiene el ángulo absoluto entre: Fémur - línea vertical perpendicular a la cinta de correr que pasa por trocánter mayor (vértice sobre trocánter mayor del fémur)	Mediante la herramienta “ángulo” se obtiene el ángulo relativo entre: Tibia - fémur (vértice sobre rodilla)	
Jiménez-Del-Barrio et al., 2020	Intersección entre dos líneas: EIAS - EIPS Trocánter - cóndilo femoral externo	Intersección entre dos líneas: Trocánter - cóndilo femoral externo Cóndilo femoral externo - maléolo externo	
Takeda et al., 2021	Mediante la siguiente operación matemática: Extensión: (ángulo lumbar - cadera - rodilla) – 180° Flexión: 180° – (ángulo lumbar - cadera - rodilla)	Mediante la siguiente operación matemática: 180° – (ángulo cadera - rodilla - tobillo)	Mediante la siguiente operación matemática: 90° – (ángulo rodilla - tobillo - dedo) – (ángulo tobillo – dedo - talón)

EIAS, espina iliaca anterosuperior. EIPS, espina iliaca posterosuperior.

Tabla 16. Protocolos para la obtención de la amplitud articular del miembro inferior mediante Kinovea.

Existe un número limitado de trabajos, según nuestro conocimiento, que describan la metodología a seguir para la obtención de los parámetros espaciotemporales de la marcha mediante el software Kinovea[®]. Jiménez del Barrio et al. (2020) adquirieron los parámetros de longitud de paso, y tiempo de apoyo y de oscilación empleando este software. Para el cálculo del parámetro de longitud de paso, siguieron un método idéntico al empleado en este estudio. Para la obtención del tiempo de apoyo y de oscilación utilizaron la herramienta “cronómetro”, activándola desde el contacto del talón hasta el despegue de los dedos para el tiempo de apoyo, y desde este último hasta el siguiente contacto del talón con el suelo del mismo miembro inferior, para el tiempo de oscilación. En el 2019, García-Pinillos et al., llevaron a cabo un trabajo cuyo objetivo fue evaluar el acuerdo de dos sistemas de medición de inercia, Stryd[™] y RunScribe[™], para analizar los parámetros espaciotemporales durante la carrera en una cinta sin fin, utilizando como método de referencia el software Kinovea[®]. En este trabajo obtuvieron los parámetros espaciotemporales de tiempo de contacto y tiempo de oscilación de la marcha, y calcularon mediante fórmulas matemáticas los parámetros de tiempo, longitud y frecuencia de paso.

1.2. Estudio de fiabilidad y validez de los parámetros de la marcha

La importancia del estudio de la fiabilidad de una determinada herramienta, en este caso del software Kinovea[®], radica en determinar que ésta evalúa lo que pretende medir y en poder ayudar a clínicos e investigadores a interpretar los datos obtenidos en sujetos que presenten alguna patología específica (Wilken et al., 2012). El CCI se emplea para determinar su medida. Sin embargo, el CCI ha sido criticado por representar un valor adimensional, no siendo fácil su interpretación. En este sentido, los gráficos Bland-Altman pueden complementar al CCI y presentar una mayor utilidad, ya que su interpretación se realiza de forma rápida y sencilla tanto en entornos clínicos como de investigación (Meldrum et al., 2014). Concretamente, la amplitud de los límites de acuerdo favorece la comprensión del nivel de acuerdo o desacuerdo entre observadores, mediciones o sistemas (Bland & Altman, 1986).

1.2.1. Parámetros cinemáticos de la marcha

En relación con la fase de contacto inicial, el CCI fue bueno para los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo para ambos observadores (fiabilidad intra-observador) y excelente para la concordancia entre los observadores (fiabilidad inter-observador). Los gráficos de Bland-Altman mostraron que, en su mayor parte, la magnitud del desacuerdo fue de aproximadamente $\pm 5^\circ$ para la fiabilidad intra-observador y alrededor de $\pm 2,5^\circ$ para la fiabilidad inter-observador.

Respecto al despegue, el CCI fue excelente para los ángulos de la cadera y la rodilla, y bueno para el tobillo para ambos observadores (fiabilidad intra-observador). La fiabilidad inter-observador mostró una concordancia excelente entre los observadores. La magnitud del desacuerdo fue de aproximadamente $\pm 6,5^\circ$ para la fiabilidad intra-observador y alrededor de $\pm 2^\circ$ para la fiabilidad inter-observador mostrada en los gráficos de Bland-Altman.

Sobre los errores de medición, McGinley et al. (2009) concluyeron que, un error de 2° o menos para un sistema de movimiento tridimensional se considera aceptable en una situación clínica, ya que estos errores probablemente son demasiado pequeños para requerir una consideración explícita durante la interpretación de los datos. Los errores de entre 2° y 5° pueden señalarse como razonables, pero requieren cierta consideración en la interpretación clínica de los datos. Por último, los autores sugirieron que los errores superiores a 5° deberían generar preocupación y pueden ser lo suficientemente grandes como para inducir a error en la interpretación clínica (McGinley et al., 2009). Por lo tanto, el desacuerdo observado en los gráficos de Bland-Altman en este estudio puede ser razonable para una evaluación clínica. Además, la amplitud de los límites de concordancia observados para Kinovea[®] son similares a los obtenidos para un sistema de análisis de movimiento tridimensional en un estudio de confiabilidad test-retest. En el 2014, Meldrum et al. encontraron una amplitud de ± 8 grados de error en la detección de la posición del tobillo durante la fase de contacto inicial de la marcha y se obtuvieron resultados similares para los parámetros cinemáticos de cadera y rodilla ($\pm 4^\circ$ para rangos de movimiento y alrededor de $\pm 6^\circ$ a 8° para los picos de parámetros cinemáticos en el plano sagital).

No obstante, los resultados del presente trabajo deben interpretarse con cautela. La concordancia obtenida por el software Kinovea® no es suficiente para detectar pequeños cambios entre sesiones y observadores. Las diferencias en la posición de la articulación de menos de cinco grados después de una intervención pueden deberse a un error del sistema o del observador. Existen numerosas fuentes de variabilidad dentro del procedimiento de medición que podrían explicar las diferencias entre la fiabilidad intra- e inter-observador como el error de colocación del marcador, los errores de procesamiento (error por parte del evaluador en la identificación de los eventos del ciclo de la marcha) y los movimientos del marcador sobre la piel del sujeto (Baker et al., 2016).

Damsted et al. (2015b), estimaron la fiabilidad intra-observador e inter-observador del rango articular de cadera y rodilla en la fase de contacto inicial de la carrera. De este modo, respecto a la fiabilidad intra-observador, hallaron variaciones de 9° a 11° en la cadera y de 9° a 14° en la rodilla, y en relación con la fiabilidad inter-observador, reflejaron variaciones de 3° a 7° en la cadera y de 6° a 8° en la rodilla; lo que indica una menor fiabilidad en sus resultados con respecto a los obtenidos en este trabajo. Esto puede deberse a la ausencia de marcadores sobre los relieves óseos, ya que, solo emplearon uno que situaron sobre el trocánter mayor, lo cual podría favorecer la variabilidad inter-observador en el cálculo de la amplitud articular.

En cuanto a la validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*®, ésta fue excelente para las articulaciones de la cadera y la rodilla, y moderada para el tobillo tanto en la fase de contacto inicial como en el despegue, observándose diferencias significativas en los ángulos de las articulaciones estudiadas con ambos sistemas. Además, los gráficos de Bland-Altman mostraron un desacuerdo entre los sistemas de $\pm 5^\circ$ para los ángulos de cadera y tobillo y $\pm 2,5^\circ$ para los ángulos de rodilla en la fase de contacto inicial. En el despegue, puede observarse un desacuerdo de $\pm 6^\circ$ para los ángulos de cadera y rodilla y $\pm 8^\circ$ para los ángulos de tobillo en los gráficos de Bland-Altman.

Los resultados del presente estudio exponen una menor concordancia en el ángulo del tobillo. Este hecho puede deberse al método de cálculo del rango articular de esta articulación, que aun tomando como referencia el modelo *Vicon Plug-in Gait*® (Vicon Documentation, s.f.), difiere del mismo. En este trabajo el rango articular de tobillo se

obtiene de la intersección entre la línea que une los marcadores de la cabeza del segundo metatarsiano y el calcáneo, con la línea que pasa por el cóndilo femoral y el maléolo externo. El modelo *Vicon Plug-in Gait*[®] define el ángulo del tobillo relacionando el eje de la tibia y el valor de torsión tibial, con el vector de rotación del pie (proyección del pie dentro del plano transversal del laboratorio). Por tanto, para la obtención del rango articular del tobillo este modelo no incluye datos obtenidos únicamente de un plano sagital del espacio, sino que tiene en cuenta otros planos de espacio como son el transversal y el frontal. En el 2021, Molina-Rueda et al. llevaron a cabo un estudio en el que analizaron la fiabilidad test-retest del modelo de marcha convencional Plug in Gait[®] para calcular los rangos articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo durante el contacto inicial y el despegue. Los resultados obtenidos mostraron que, el CCI para los ángulos articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo fueron superiores a 0,80, a excepción del ángulo del tobillo durante el contacto inicial que presentó un CCI inferior a este valor (CCI = 0,774). En consecuencia, existe cierta dificultad para analizar la cinemática del tobillo, la cual podría acentuarse cuando se estudia el patrón de marcha de sujetos que presentan alguna patología debido a un incremento en la variabilidad de aquel.

Otro factor que puede haber influido en la obtención de estos resultados es la posición de la cámara de vídeo, situada a una distancia de un metro con respecto al suelo, produciría que, el plano resultante en la articulación del tobillo no fuese puramente sagital. En este sentido, en el 2019, Puig-Diví et al. llevaron a cabo un estudio en el que analizaron la fiabilidad intra- e inter-observador de Kinovea[®] para la obtención de ángulos en cuatro perspectivas diferentes (90°, 75°, 60° y 45°) y determinaron su validez comparando los resultados obtenidos con AutoCAD como sistema de referencia. Para ello, diseñaron una figura de alambre con forma de miembro inferior humano sobre una estructura, que realizaba un movimiento pendular mientras era grabada con una cámara de vídeo que situaron a una distancia de 5 metros y variaron su posición para captarla en las cuatro perspectivas indicadas anteriormente (Figura 42). Tras el análisis de los videos por parte de tres observadores, obtuvieron los mejores resultados cuando la figura fue grabada con una perspectiva ortogonal (90°) (Puig-Diví et al., 2019).



Figura 42. Representación de la grabación de una estructura en cuatro perspectivas (Puig-Diví et al., 2019).

Nuestros resultados son coherentes con Littrell et al. (2018), quienes, en una nota técnica, analizaron la concordancia de Kinovea® en relación con un sistema de captura de movimiento tridimensional en cinco sujetos sin patología. En sus resultados hallaron que los mayores errores se daban en la pelvis y el pie durante el periodo de apoyo del ciclo de la marcha (pelvis = $\pm 11,8^\circ$; pie = $\pm 7,4^\circ$). Estos resultados deben ser considerados por los clínicos cuando empleen el software Kinovea® para llevar a cabo una evaluación clínica. Además, estudios futuros deberían analizar el nivel de acuerdo en otras fases de la marcha y en otros parámetros cinemáticos, como los rangos articulares, en los que parece existir menos variabilidad (Meldrum et al., 2014).

A pesar de que existe un limitado número de trabajos que evalúen las propiedades psicométricas de Kinovea® para el análisis de la marcha, diversos autores lo emplean en sus estudios como herramienta de evaluación. En el 2020, Bessa et al. lo emplearon para analizar el rango articular del miembro inferior parético y la velocidad de marcha en dos grupos de sujetos con ictus en los que se llevaban a cabo diferentes intervenciones (el grupo control realizaba un protocolo de ejercicios y el grupo experimental empleaba la Nintendo Wii® con diferentes videojuegos). En esta misma población, Dalal et al. (2018) lo usaron para estudiar los rangos de hiperextensión de rodilla y dorsiflexión del tobillo

tras llevar a cabo una intervención basada en el entrenamiento propioceptivo en un grupo experimental. Jiménez-Del-Barrio et al. (2020) lo utilizaron para evaluar y comparar parámetros cinemáticos de la pelvis y de las articulaciones de la cadera y la rodilla en los planos frontal y sagital, así como, parámetros espaciotemporales entre un grupo de sujetos que presentaba dolor lumbar y otro en los que eran asintomáticos. Por consiguiente, resulta necesario llevar a cabo estudios de fiabilidad y validez en sujetos con patologías que presenten alteraciones en el patrón de marcha, para lo que son necesarios como base, trabajos como el presente estudio que analicen las propiedades psicométricas en sujetos sanos con el propósito de establecer un protocolo de partida.

1.2.2. Parámetros espaciotemporales de la marcha

Respecto a los parámetros espaciotemporales, el CCI fue excelente para la longitud de paso, la longitud de zancada, el tiempo de paso y el tiempo de zancada, y bueno para la velocidad para ambos observadores (fiabilidad intra-observador). La fiabilidad inter-observador mostró una concordancia excelente entre los observadores de todos los parámetros espaciotemporales estudiados. Los gráficos de Bland-Altman mostraron límites de desacuerdo estrechos tanto para la fiabilidad intra-observador como para la fiabilidad inter-observador en los parámetros espaciotemporales analizados.

En cuanto a la validez de criterio entre Kinovea® y *Vicon Motion System*®, fue excelente para todos los parámetros espaciotemporales, mostrando diferencias significativas en éstos medidos con ambos sistemas. Al igual que en el estudio de la fiabilidad, los gráficos de Bland-Altman mostraron intervalos de desacuerdo estrechos. Por consiguiente, puede considerarse el software Kinovea® una herramienta de evaluación útil en el estudio de los parámetros espaciotemporales de la marcha.

El número de estudios que emplean Kinovea® para el análisis de parámetros espaciotemporales de la marcha es bastante limitado. En el 2020, Jiménez del Barrio et al., lo emplearon para comparar los parámetros de longitud de paso y tiempo de apoyo y oscilación entre un grupo de pacientes que presentaba dolor lumbar y otro grupo asintomático. Sin embargo, sus propiedades psicométricas han sido estudiadas en el

ámbito deportivo. Balsalobre-Fernández et al. (2014) estudiaron su fiabilidad y validez concurrente para el análisis del tiempo de vuelo y la altura en el salto vertical, obteniendo una fiabilidad perfecta entre observadores al estimar ambos parámetros ($CCI = 1$, $IC\ 95\% = 1-1$, $p, 0,0001$) y una validez casi perfecta para los parámetros obtenidos mediante Kinovea® y los registrados utilizando una plataforma infrarroja OptoJump ($r = 0,997$, $p, 0,0001$).

En el 2019, García-Pinillos et al., llevaron a cabo un trabajo cuyo propósito fue evaluar el acuerdo de dos sistemas de medición de inercia, Stryd™ y RunScribe™, para analizar los parámetros espaciotemporales durante la carrera en una cinta sin fin, utilizando como método de referencia el análisis de vídeo. Estos vídeos fueron analizados mediante el software Kinovea®, con los que obtuvieron los parámetros espaciotemporales de tiempo de contacto y tiempo de oscilación para lo que identificaron los *frames* correspondientes a los eventos de contacto inicial y despegue. Los parámetros de tiempo, longitud y frecuencia de paso fueron calculados mediante fórmulas matemáticas teniendo en cuenta los anteriores (Tabla 17).

Tiempo de paso (TP)	$TP(s) = TO(s) + TC(s)$
Frecuencia de paso (FP)	$FP(pasos.s^{-1}) = 1/TP(s)$
	$FP(pasos.min^{-1}) = 60 \times FP(pasos.s^{-1})$
Longitud de paso (LP)	$LP(m) = VC(m.min^{-1}) / FP(pasos.min^{-1})$

FP, frecuencia de paso. LP, longitud de paso. m, metros. min, minutos. s, segundos. TC, tiempo de contacto. TO, tiempo de oscilación. TP, tiempo de paso. VC, velocidad de carrera.

Tabla 17. Fórmulas matemáticas para la obtención de parámetros espaciotemporales de la marcha empleadas por García-Pinillos et al. (2019).

Diversos autores han estudiado las propiedades psicométricas de otros sistemas de análisis de movimiento de bajo coste para el estudio de la marcha humana. Uno de los sistemas más analizados es Microsoft Kinect®, que se propone como una alternativa accesible y sin la necesidad de emplear marcadores para el análisis del movimiento. Mentiplay et al., en 2015, estudiaron su fiabilidad test-retest y validez concurrente durante la marcha a dos velocidades, confortable y rápida, empleando *Vicon Motion System*® como prueba de referencia, el mismo sistema que se utiliza en el presente trabajo. En línea con los resultados obtenidos en este estudio, hallaron una excelente validez del sistema Kinect® para los parámetros de longitud y tiempo de paso, y velocidad ($r \geq 0,90$). Sin embargo, encontraron una menor fiabilidad test-retest, que fue moderada para el tiempo de paso (CCI = 0,70) y la velocidad (CCI = 0,75), y buena para la longitud de paso (CCI = 0,87). Similares resultados obtuvieron Dolatabadi et al. (2016), quienes estudiaron la validez de Kinect® para el estudio de estos parámetros comparando los resultados con otro sistema de referencia, GAITRite®, que consiste en una pasarela portátil provista de sensores de presión.

Otros autores, como Van Bloemendaal et al. (2019), han desarrollado su propio sistema bidimensional de análisis de la marcha (SGAS, del inglés *spatiotemporal gait analysis system*) para medir los parámetros espaciotemporales en el plano sagital utilizando una única cámara. En su estudio analizaron la validez de SGAS con respecto a GAITRite en sujetos sanos que caminaron en diferentes condiciones: descalzos, calzados e imitando alteraciones de la marcha propias enfermedades neurológicas o musculoesqueléticas como puede ser de puntillas o más lentamente). Los resultados de la marcha con calzado mostraron una excelente validez para los parámetros de longitud y tiempo de paso (ICC = 0,97), en línea con los hallados en el presente estudio. Además, determinaron que es necesario un mínimo de cuatro pasos para obtener una evaluación confiable de estos parámetros, de acuerdo con los registrados en nuestro trabajo.

En el presente estudio, se evalúan los parámetros espaciotemporales en el plano sagital (Mentiplay et al., 2015; Van Bloemendaal et al., 2019) y de un único miembro inferior (Mentiplay et al., 2015), en contraposición con otros autores que evaluaron ambos miembros inferiores y los planos sagital y frontal con el empleo de dos cámaras de vídeo

(Jiménez-Del-Barrio et al., 2020; Van Bloemendaal et al., 2019). La situación anterior o posterior de la cámara posibilita la obtención del parámetro de ancho de paso, el cual representa cierta relevancia en la evaluación de la base de sustentación íntimamente relacionada con el riesgo de caída. Los sujetos que presentan alguna alteración en la base de sustentación presentan mayor riesgo de sufrir una caída. De hecho, un ancho de paso mayor es signo de inestabilidad (McCroory et al., 2020; Mortaza et al., 2014). Por tanto, podemos decir que el empleo de diversas cámaras de vídeo que permita captar varios planos del espacio proporciona una evaluación más completa.

En relación con la velocidad a la que los sujetos debían caminar para realizar la captura, se evaluó una única velocidad, en discrepancia con otros autores que realizaron el estudio a dos velocidades, confortable y rápida (Mentiplay et al., 2015), e incluso incluyendo una tarea dual matemática (Dolatabadi et al., 2016).

1.3. Relevancia clínica y futuras líneas de investigación

Los resultados hallados en el presente estudio presentan diversas repercusiones a nivel clínico, además, alientan a establecer nuevas líneas de investigación. La principal repercusión radica en el uso de software gratuitos y de fácil manejo, como Kinovea[®], para la obtención de datos objetivos y cuantitativos de la marcha cuando no se dispone de sistemas más sofisticados como los sistemas de análisis tridimensionales de movimiento, que a pesar de ser considerados el *gold standard* o prueba de referencia presentan una serie de inconvenientes como son el elevado coste de los equipos, la necesidad de personal formado en la técnica, los tiempos de procesado considerables y el espacio necesario para su instalación.

A pesar de las limitaciones que presenta este trabajo, ha permitido estudiar la fiabilidad y validez de un software gratuito para el análisis del contacto inicial y el despegue, así como, de los principales parámetros espaciotemporales, en el plano sagital durante la marcha, siendo este plano del espacio en el que se producen los principales eventos críticos que tienen lugar a lo largo del ciclo de la marcha.

Futuras investigaciones deberán ampliar las fases de la marcha analizadas, en las cuales se dan eventos críticos específicos que permiten determinar las deficiencias que se producen en el patrón de marcha y, por tanto, obtener información de gran relevancia clínica (Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020; Kirtley, 2006). En el plano sagital, los principales eventos críticos se producen en el periodo de apoyo. Durante la fase de respuesta a la carga resulta de gran interés el estudio de parámetros específicos como la flexión de rodilla que favorece la amortiguación del peso corporal, y la flexión plantar controlada del tobillo, también denominada *heel rocker*, con la que se consigue disminuir y mitigar la tasa de transferencia de carga sobre el suelo. En el periodo de apoyo, se produce la extensión de cadera, que alcanza su pico máximo al inicio de la preoscilación, y la flexión dorsal del tobillo durante las fases de apoyo medio y final (Carratalá-Tejada et al., 2020; Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020). Estos dos patrones motores resultan primordiales para permitir la progresión del miembro inferior y el desplazamiento del cuerpo hacia delante.

La sincronización de una segunda cámara de vídeo que permita grabar a los sujetos caminar en el plano frontal del espacio proporcionaría información adicional de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo del miembro inferior analizado durante el ciclo de la marcha. Además, en este plano del espacio se produce otro de los eventos clave que tienen lugar durante el patrón de marcha como es la oblicuidad pélvica, que controla el descenso de la pelvis durante la fase de respuesta a la carga mediante la acción de la musculatura abductora del lado apoyado (Carratalá-Tejada et al., 2020; Gor-García-Fogeda & Fernández-González, 2020) y representa un papel fundamental en la función de aceptación o recepción del peso corporal.

La figura 43 representa los principales eventos críticos que tienen lugar durante el ciclo de la marcha y resulta esencial identificar al realizar la evaluación de esta de un sujeto.

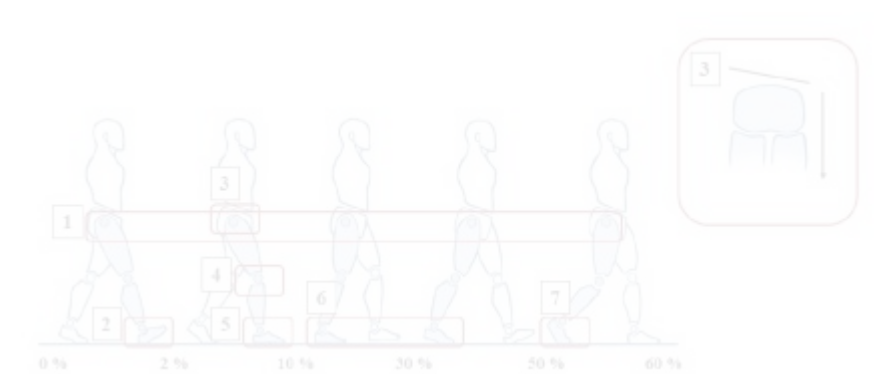


Figura 43. Eventos críticos del patrón de marcha durante el periodo de apoyo. 1, extensión de cadera durante el periodo de apoyo. 2, posición neutra/ligera flexión dorsal de tobillo durante el contacto inicial. 3, oblicuidad pélvica durante la fase de respuesta a la carga. 4, flexión de rodilla durante la fase de respuesta a la carga. 5, flexión plantar controlada de tobillo durante la fase de respuesta a la carga. 6, flexión dorsal de tobillo durante las fases de apoyo medio y final. 7, flexión plantar de tobillo durante el despegue.

Además, resulta necesario el estudio de la validez y fiabilidad del software Kinovea®, así como, la evaluación de su utilidad en un entorno clínico con grupos de pacientes que presenten alguna patología que curse con alteraciones en la marcha, como pueden ser patologías neurológicas con patrones de marcha típicos como el ictus (Fernández-González et al., 2016) o la enfermedad de Parkinson. A pesar de la ausencia de trabajos, en nuestro conocimiento, que evalúen sus propiedades psicométricas en el análisis de la marcha de sujetos con patología, este software ha sido utilizado como instrumento de medida por algunos autores (Bessa et al., 2020).

2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente estudio presenta una serie de limitaciones que deben señalarse para ser mejoradas en líneas futuras de investigación.

En primer lugar, cabe destacar, la selección de los participantes llevada a cabo mediante un muestreo no probabilístico de casos consecutivo de los sujetos que cumplían los criterios de inclusión, hasta obtener el número total del tamaño muestral calculado. Los participantes fueron seleccionados por un profesional siguiendo procedimientos no aleatorios y criterios prefijados como el interés en participar en la investigación y la disponibilidad.

Por otro lado, el estudio de la marcha en un único plano del espacio (plano sagital), hace que se pierda información de los movimientos que se dan en el plano frontal en la articulación de la cadera (abducción-aducción), de la rodilla (valgo-varo) y del tobillo, y en el plano transversal de las rotaciones que se producen en estas articulaciones. Esta limitación se extiende a la obtención de los parámetros espaciotemporales. La visión de los sujetos desde un plano sagital impide adquirir otros parámetros como la anchura de paso, el cual permite conocer la amplitud de la base de sustentación que se encuentra íntimamente relacionada con la estabilidad durante la marcha, y, por tanto, con el riesgo de sufrir una caída.

Además, el análisis de sólo dos eventos clave de la marcha, como es el contacto inicial y el despegue, no permite extrapolar los resultados obtenidos al resto de fases en las que se divide el ciclo de la marcha.

Respecto a la velocidad de marcha a la que los sujetos caminaban mientras eran grabados, se llevó a cabo el estudio de los parámetros cinemáticos y espaciotemporales a una única velocidad (velocidad confortable). Este hecho impide generalizar los resultados extraídos en el presente trabajo cuando los sujetos caminan a otras velocidades (velocidad acelerada o disminuida), lo cual puede influir en la obtención de los datos de estos parámetros.

Por último, para el estudio de la fiabilidad inter-observador la muestra fue analizada por dos evaluadores distintos con experiencia previa en el análisis observacional de la marcha. Resulta de gran interés en futuros trabajos el estudio de esta mediante un mayor número de observadores, así como la comparación de los datos obtenidos entre observadores experimentados y no experimentados.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Los resultados de la presente tesis doctoral permiten extraer las siguientes conclusiones:

1. El software Kinovea® es un instrumento de evaluación con una excelente fiabilidad inter-observador ($CCI > 0,90$) y una buena correlación intra-observador ($CCI > 0,85$) para el estudio cinemático de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo durante las fases de contacto inicial y el despegue en el plano sagital.
2. El software Kinovea® como herramienta de evaluación presenta una excelente fiabilidad intra-observador ($CCI > 0,90$) de los parámetros espaciotemporales estudiados, a excepción de la velocidad, cuya correlación es buena ($CCI = 0,88$).
3. El software Kinovea® como herramienta de evaluación presenta una excelente fiabilidad inter-observador ($CCI > 0,90$) de los parámetros espaciotemporales de la marcha analizados.
4. El software Kinovea® presenta una validez de criterio excelente para las articulaciones de la cadera y la rodilla ($r > 0,80$) y moderada en la articulación del tobillo ($r > 0,50$) para las fases del contacto inicial y el despegue en el plano sagital.
5. El software Kinovea® constituye un instrumento con una validez de criterio excelente ($r > 0,80$) para el estudio de los parámetros espaciotemporales de la marcha.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alguacil-Diego, I.M., & Molina-Rueda F. (2018). Tecnologías diagnósticas en neurorrehabilitación. En: R. Cano-de-la-Cuerda (Ed.), *Nuevas tecnologías en Neurorrehabilitación. Aplicaciones diagnósticas y terapéuticas* (pp. 33–44). Editorial Médica Panamericana.
- Andresen E.M. (2000). Criteria for assessing the tools of disability outcomes research. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(12 Suppl 2), S15–S20.
- Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M.G., & Desloovere, K. (2016). Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), 560–574.
- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C.M., del Campo-Vecino, J., & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(2), 528–533.
- Bartlett, J., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 31(4), 466–475.
- Bertelsen, M.L., Jensen, J.F., Nielsen, M.H., Nielsen, R.O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354–356.
- Bessa, N., Lima Filho, B. F., Medeiros, C., Ribeiro, T. S., Campos, T. F., & Cavalcanti, F. (2020). Effects of exergames training on postural balance in patients who had a chronic stroke: study protocol for a randomised controlled trial. *BMJ Open*, 10(11), e038593.

- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, 1(8476), 307–310.
- Bohannon, R.W., & Williams Andrews, A. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), 182–189.
- Brown, C.R., Hillman, S.J., Richardson, A.M., Herman, J.L., & Robb, J.E. (2008). Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy when used by experienced and inexperienced observers. *Gait & Posture*, 27(4), 648–652.
- Cámara, J. (2011). Análisis de marcha: sus fases y variables espaciotemporales. *Entramado*, 7, 160–173.
- Campo-Arias, A., & Oviedo, H.C. (2008). Propiedades psicométricas de una escala: la consistencia interna. *Revista de Salud Pública*, 10(5), 831–839.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait and Posture*, 21(2), 186–196.
- Carratalá-Tejada, M., Molero-Sánchez, A., & Molina-Rueda, F. (2020). Relación entre los parámetros biomecánicos de la marcha y sus funciones En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 43–50). Editorial Médica Panamericana.
- Carratalá-Tejada, M., & Molina-Rueda, F. (2020). Patrón cinemático de la cadera, la rodilla y el tobillo durante la marcha. En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 19–24). Editorial Médica Panamericana.
- Carratalá-Tejada, M., Molina-Rueda, F., Molero-Sánchez, A., & Cuesta-Gómez, A. (2016). Bases conceptuales de la marcha humana. En: R. Cano-de-la-Cuerda, R.M. Martínez-Piédrola & J.C. Miangolarra-Page (Eds.), *Control y aprendizaje*

motor: fundamentos, desarrollo y reeducación del movimiento humano (pp. 127–138). Editorial Médica Panamericana.

Charmant, J. (s.f.). *Kinovea*. <https://www.kinovea.org/>

Chester, V.L., Biden, E.N., & Tingley, M. (2005). Gait analysis. *Biomedical Instrumentation & Technology*, 39(1), 64–74.

Chhoeum, V., Kim, Y., & Min, S. D. (2021). Estimation of Knee Joint Angle Using Textile Capacitive Sensor and Artificial Neural Network Implementing with Three Shoe Types at Two Gait Speeds: A Preliminary Investigation. *Sensors (Basel)*, 21(16), 5484.

Chinsongkram, B., Chaikereee, N., Saengsirisuwan, V., Viriyatharakij, N., Horak, F.B., & Boonsinsukh, R. (2014). Reliability and validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in people with subacute stroke. *Physical Therapy*, 94(11), 1632–1643.

Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Lawrence Erlbaum Associates.

Cosmin. (s.f.). *Taxonomy of Measurement Properties*. <https://www.cosmin.nl/tools/cosmin-taxonomy-measurement-properties/>

Dalal, K.K., Joshua, A.M., Nayak, A., Mithra, P., Misri, Z., & Unnikrishnan, B. (2018). Effectiveness of prowling with proprioceptive training on knee hyperextension among stroke subjects using videographic observation- a randomised controlled trial. *Gait & Posture*, 61, 232–237.

Daly, J.J., Nethery, J., McCabe, J.P., Brenner, I., Rogers, J., Gansen, J., Butler, K., Burdsall, R., Roenigk, K., & Holcomb, J. (2009). Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): a measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*, 178(2), 334–339.

- Damsted, C., Larsen, L.H., & Nielsen, R.O. (2015a). Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners. *Gait & Posture*, 42(1), 32–35.
- Damsted, C., Nielsen, R.O., & Larsen, L.H. (2015b). Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 147–154.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage JR. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- Daza-Lesmes, J. (2007). *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Editorial Médica Panamericana.
- De Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., & Lopes, A. D. (2015). Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 29–33.
- De los Reyes-Guzmán, A., & Gil-Agudo, A. (2012). Análisis cinemático del miembro superior. En: R. Cano-de-la-Cuerda & S. Collado-Vázquez (Eds.), *Neurorrehabilitación. Métodos específicos de valoración y tratamiento* (pp. 183-91). Editorial Médica Panamericana.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.
- Dolatabadi, E., Taati, B., & Mihailidis, A. (2016). Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 38(9), 952–958.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2018). *Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco*. Elsevier.

- Dujardin, F., Tobenas-Dujardin, A.C., & Weber, J. (2009). Anatomía y fisiología de la marcha, de la posición sentada y de la bipedestación. *EMC- Aparato Locomotor*, 42, 1-20.
- El-Raheem, R.M.A., Kamel, R.M., & Ali M.F. (2015). Reliability of using Kinovea program measuring dominant wrist joint range of motion. *Trends in Applied Sciences Research*, 10, 224–230.
- Eltoukhy, M., Oh, J., Kuenze, C., & Signorile, J. (2017). Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. *Gait & Posture*, 51, 77–83.
- Elwardany, S.H., El-Sayed, W.H., & Ali M.F. (2015). Reliability of Kinovea computer program in measuring cervical range of motion in sagittal plane. *Open Access Library Journal*, 2, 1–10.
- Estrada-Barranco, C., Abuín-Porras, V., López-Ruiz, J., Sanz-Esteban, I., Molina-Rueda, F., & Cano-de-la-Cuerda, R. (2021). Spanish Cross-Cultural Adaptation of the Wisconsin Gait Scale. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(13), 6903.
- Estrada-Barranco, C., Cano-de-la-Cuerda, R., & Molina-Rueda, F. (2019). Construct validity of the Wisconsin Gait Scale in acute, subacute and chronic stroke. *Gait & Posture*, 68, 363–368.
- Fermanian, J. (2005). Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation: comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 48(6), 281–287.
- Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J.C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors (Basel)*, 20(11), 3154.

- Fernández-González, P., Molina-Rueda, F., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., & Miangolarra-Page, J. C. (2016). Análisis instrumental de la marcha en pacientes con ictus. *Revista de Neurología*, 63(10), 433–439.
- Fleiss, J.L. (1981). *Statistical methods for rates and proportions* (2nd ed.) Wiley.
- Fukuchi, C.A., Fukuchi, R.K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, 6, e4640.
- Gadotti, I.C., Vieira, E.R., & Magee, D.J. (2006). Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 10(2), 137–146.
- García-de-Yébenes-Prous, M.A., Rodríguez-Salvanés, F., & Carmona-Ortells, L. (2009). Validation of questionnaires. *Reumatología Clínica*, 5(4), 171–177.
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P.Á., Soto-Hermoso, V.M., Párraga-Montilla, J.A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L.E. (2019). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PloS One*, 14(9), e0222872.
- Gor-García-Fogeda, M.D. (2017). *Versión española de la Gait Assessment and Intervention Tool: validez y fiabilidad en pacientes con Esclerosis Múltiple* [Tesis doctoral, Universidad Rey Juan Carlos].
- Gor-García-Fogeda, M.D., Cano de la Cuerda, R., Carratalá Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., & Molina-Rueda, F. (2016). Observational Gait Assessments in People With Neurological Disorders: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(1), 131–140.
- Gor-García-Fogeda, M.D., Cano-de-la-Cuerda, R., Daly, J.J., & Molina-Rueda, F. (2019). Spanish Cross-cultural Adaptation of the Gait Assessment and Intervention Tool. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 11(9), 954–962.

- Gor-García-Fogeda, M.D., & Fernández-González, P. (2020). Escalas de evaluación y análisis visual de la marcha. En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 65–70). Editorial Médica Panamericana.
- Guzik, A., Drużbicki, M., Przysada, G., Kwolek, A., Brzozowska-Magoń, A., & Wolan-Nieroda, A. (2017). Analysis of consistency between temporospatial gait parameters and gait assessment with the use of Wisconsin Gait Scale in post-stroke patients. *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 51(1), 60–65.
- Harvey, A., & Gorter, J.W. (2011). Video gait analysis for ambulatory children with cerebral palsy: Why, when, where and how! *Gait & Posture*, 33(3), 501-503.
- Hausdorff, J.M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 19.
- Hausdorff, J.M., Rios, D.A., & Edelberg, H.K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050–1056.
- Hingtgen, B., McGuire, J.R., Wang, M., & Harris, G.F. (2006). An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 681–688.
- Hintze, J.L. (2008). Power analysis and sample size system (PASS) for windows User's Guide I. NCSS.
- Hobart, J.C., Lamping, D.L., & Thompson, A.J. (1996). Evaluating neurological outcome measures: the bare essentials. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 60(2), 127–130.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30(1), 1–15.

- Hoyos, J.V., Lafuente, R., Sánchez-Lacuesta, J., Prat, J., & Soler-Gracia, C. (1993). El laboratorio de análisis de la marcha humana. En: J. Prat (Ed.), *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica* (pp. 321–368). Instituto de Biomecánica.
- Jarchi, D., Pope, J., Lee, T.K.M., Tamjidi, L., Mirzaei, A., & Sanei S. (2018). A review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, *11*, 177–194.
- Jiménez-Del-Barrio, S., Mingo-Gómez, M. T., Estébanez-de-Miguel, E., Saiz-Cantero, E., Del-Salvador-Miguélez, A. I., & Ceballos-Laita, L. (2020). Adaptations in pelvis, hip and knee kinematics during gait and muscle extensibility in low back pain patients: A cross-sectional study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *33*(1), 49–56.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H K., & Wootten, M.E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *8*(3), 383–392.
- Kirtley C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Churchill Livingstone.
- Kodesh, E., Kafri, M., Dar, G., & Dickstein, R. (2012). Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults. *Gait & Posture*, *35*(1), 66–69.
- Koo, T.K., & Li, M.Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163.
- Lambrecht, S., Harutyunyan, A., Tanghe, K., Afschrift, M., De Schutter, J., & Jonkers, I. (2017). Real-Time Gait Event Detection Based on Kinematic Data Coupled to a Biomechanical Model. *Sensors (Basel)*, *17*(4), 671.
- Lamprea, J.A., & Gómez-Restrepo, C. (2007). Validez en la evaluación de escalas. *Revista Colombiana de Psiquiatría*, *36*(2).

- Laroche, D., Duval, A., Morisset, C., Beis, J.-N., D'Athis, P., Maillefert, J.F., & Ornetti, P. (2011). Test–retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, *19*(2), 194–199.
- Littrell, M.E., Chang, Y.H., & Selgrade, B.P. (2018). Development and assessment of a low-cost clinical gait analysis system. *Journal of Applied Biomechanics*, *10*, 1–19.
- Liu, M.Q., Anderson, F.C., Schwartz, M.H., & Delp, S.L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, *41*(15), 3243–3252.
- Lord, S.E., Halligan, P.W., & Wade, D.T. (1998). Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clinical Rehabilitation*, *12*(2), 107–119.
- Lu, X., Hu, N., Deng, S., Li, J., Qi, S., & Bi, S. (2015). The reliability, validity and correlation of two observational gait scales assessed by video tape for Chinese subjects with hemiplegia. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(12), 3717–3721.
- MacKinnon, C.D., & Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, *26*(6), 633–644
- Manca, M., Leardini, A., Cavazza, S., Ferraresi, G., Marchi, P., Zanaga, E., & Benedetti, M.G. (2010). Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. *Gait & Posture*, *32*(2), 282–284.
- Mathew, J., Vanlalpeki, T., & Nair, G.G. (2017). Gait evaluation of institutionalized elders – A feasibility study. *Indian Journal of Gerontology*, *31*(1), 71–83.
- McCrory, J.L., Chambers, A.J., Daftary, A., & Redfern, M.S. (2020). Torso kinematics during gait and trunk anthropometry in pregnant fallers and non-fallers. *Gait & Posture*, *76*, 204–209.

- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369.
- Meldrum, D., Shouldice, C., Conroy, R., Jones, K., & Forward, M. (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait & Posture*, 39(1), 265–271.
- Mentiplay, B.F., Perraton, L.G., Bower, K.J., Pua, Y.H., McGaw, R., Heywood, S., & Clark, R.A. (2015). Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2166–2170.
- Miller, F., Castagno, P., Richards, J., Lennon, N., Quigley, E., & Njiler, T. (1996). Reliability of kinematics during clinical gait analysis: a comparison between normal and children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 4(2), 169–170.
- Mills, K. (2015). Motion analysis in the clinic: There's an app for that. *Journal of Physiotherapy*, 61, 49-50.
- Mokkink, L.B., Terwee, C.B., Patrick, D.L., Alonso, J., Stratford, P.W., Knol, D.L., Bouter, L.M., & de Vet, H.C. (2010). The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 63(7), 737–745.
- Molero-Sánchez, A. (2016). *Control postural estático y dinámico en sujetos con amputación transtibial protetizados. Estudio* [Tesis doctoral, Universidad Rey Juan Carlos].
- Molina-Rueda, F. (2012). *Estrategias de control motor en sujetos con amputación transtibial unilateral: análisis instrumental* [Tesis doctoral, Universidad Rey Juan Carlos].

- Molina-Rueda, F., & Carratalá-Tejada, M. (2020). Patrón cinético y electromiográfico de la marcha. En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 19–24). Editorial Médica Panamericana.
- Molina-Rueda, F., Fernández-González, P., Cuesta-Gómez, A., Koutsou, A., Carratalá-Tejada, M., & Miangolarra-Page, J.C. (2021). Test-Retest Reliability of a Conventional Gait Model for Registering Joint Angles during Initial Contact and Toe-Off in Healthy Subjects. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(3), 1343.
- Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2007). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait & Posture*, 25(2), 303–315.
- Monge-Pereira, E., Fernández-González, P., & Cuesta-Gómez, A. (2020). Ciclo de la marcha: fases y parámetro espaciotemporales. En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 13–18). Editorial Médica Panamericana.
- Morita, Y., Osaki, Y., & Doi, Y. (2006). Factors associated with falling in patients with Parkinson's disease and atypical parkinsonism: An assessment using the Tinetti Gait and Balance Scale. *Geriatrics and Gerontology International*, 6(4), 234–243.
- Mortaza, N., Abu Osman, N.A., & Mehdikhani, N. (2014). Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly?. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 50(6), 677–691.
- Murray, M.P., Drought, A.B., & Kory RC. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 46, 335–360.
- Nordin, M., & Frankel, V.H. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill Interamericana.

- Owings, T.M., & Grabiner, M.D. (2004). Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait & Posture*, 20(1), 26–29.
- Pérez-Nombela, S., Koutsou, A.D., Taylor J., & Gómez-Soriano, J. (2020). Análisis instrumental de los parámetros cinemáticos, cinéticos y electromiográficos. En: F. Molina-Rueda, & M. Carratalá-Tejada (Eds.), *La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología* (pp. 71–82). Editorial Médica Panamericana.
- Perry, J., & Burnfield, J.M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Slack Thorofare.
- Peruzzi, A., Della Croce, U., & Cereatti, A. (2011). Estimation of stride length in level walking using an inertial measurement unit attached to the foot: a validation of the zero velocity assumption during stance. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1991–1994.
- Pfister, A., West, A.M., Bronner, S., & Noah, J.A. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 38(5), 274–280.
- Pietraszewski, B., Winiarski, S., & Jaroszczyk, S. (2012). Three-dimensional human gait pattern - reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(3), 9–16.
- Polit, D.F., & Beck, C.T. (2006). The content validity index: are you sure you know what's being reported? Critique and recommendations. *Research in Nursing & Health*, 29(5), 489–497.
- Polit, D.F., Beck, C.T., & Owen, S.V. (2007). Is the CVI an acceptable indicator of content validity? Appraisal and recommendations. *Research in Nursing & Health*, 30(4), 459–467.
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J.M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in

- obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One*, 14(6), e0216448.
- Purser, J.L., Weinberger, M., Cohen, H.J., Pieper, C.F., Morey, M.C., Li, T., Williams, G.R., & Lapuerta, P. (2005). Walking speed predicts health status and hospital costs for frail elderly male veterans. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 535–546.
- Rancho Los Amigos Medical Center. Professional Staff Association, Rancho Los Amigos Medical Center. Pathokinesiology Service, Rancho Los Amigos Medical Center. Physical Therapy Department (1989). *Observational Gait Analysis handbook*. The Professional Staff Association of Rancho Los Amigos Medical Center.
- Rodriguez, A.A., Black, P.O., Kile, K.A., Sherman, J., Stellberg, B., McCormick, J., Roszkowski, J., & Swiggum, E. (1996). Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(8), 801–805.
- Roggio, F., Ravalli, S., Maugeri, G., Bianco, A., Palma, A., Di Rosa, M., & Musumeci, G. (2021). Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. *World Journal of Orthopedics*, 12(7), 467–484.
- Schwartz, M.H., Trost, J.P., & Wervej, R.A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & Posture*, 20(2), 196–203.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Simonsen, E.B., & Alkjær, T. (2012). The variability problem of normal human walking. *Medical Engineering & Physics*, 34(2), 219–224.
- Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M., Brach, J., Chandler, J., Cawthon, P., Connor, E. B., Nevitt, M., Visser, M., Kritchevsky, S., Badinelli, S., Harris, T., Newman, A. B., Cauley, J., Ferrucci, L., & Guralnik, J.

- (2011). Gait speed and survival in older adults. *Journal of the American Medical Association*, 305(1), 50–58.
- Takeda, I., Yamada, A., & Onodera, H. (2021). Artificial Intelligence-Assisted motion capture for medical applications: a comparative study between markerless and passive marker motion capture. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(8), 864–873.
- Tinetti M.E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34(2), 119–126.
- Tovar, J. (2007). Psicometría: tests psicométricos, confiabilidad y validez. *Psicología: Tópicos de actualidad*, 85–108.
- Van Bloemendaal, M., Beelen, A., Kleissen, R., Geurts, A.C., Nollet, F., & Bus, S.A. (2019). Concurrent validity and reliability of a low-cost gait analysis system for assessment of spatiotemporal gait parameters. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 51(6), 456–463.
- Veilleux, L.N., Raison, M., Rauch, F., Robert, M., & Ballaz, L. (2016). Agreement of spatio-temporal gait parameters between a vertical ground reaction force decomposition algorithm and a motion capture system. *Gait & Posture*, 43, 257–264.
- Vicon Documentation. (s.f.). *Plug-in Gait kinematic variables-Nexus 2.5 Documentation*. <https://docs.vicon.com/display/Nexus25/Plug-in+Gait+kinematic+variables>
- Vicon Motion System. (2010). *Vicon Plug-in Gait Product Guide – Foundation Notes* Revision 2.0 March 2010 for use with Plug-in Gait Version 2.0 in Vicon Nexus. OMG Plc company.
- Viel, E. (2002). *La marcha humana, la carrera y el salto: biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Masson.

- Voegeli, A.V. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de Reumatología*, 30(9), 469–477.
- Walter, S.D., Eliasziw, M., & Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in Medicine*, 17(1), 101–110.
- Weir, J.P. (2005). Quantifying test–retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.
- Westen, D., & Rosenthal, R. (2003). Quantifying construct validity: two simple measures. *Journal of Personality and Social Psychology*, 84(3), 608–618.
- Westhoff, B., Hirsch, M. A., Hefter, H., Wild, A., & Krauspe, R. (2004). How reliable are data from 3d-gait analysis. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 18(2), 76–79.
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., & Thelen, D.G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & Posture*, 27(4), 628–634.
- Whittle, M.W. (2007). *Gait analysis an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- Wilken, J.M., Rodriguez, K.M., Brawner, M., & Darter, B.J. (2012). Reliability and Minimal Detectable Change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait & Posture*, 35(2), 301–307.
- Wolf, A. & Senesh, M. (2011). Estimating joint kinematics from skin motion observation: Modelling and validation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(11), 939–946.
- Yaliman, A., Kesiktas, N., Ozkaya, M., Eskiuyurt, N., Erkan, O., & Yilmaz, E. (2014). Evaluation of intrarater and interrater reliability of the Wisconsin Gait Scale with using the video taped stroke patients in a Turkish sample. *NeuroRehabilitation*, 34(2), 253–258.

Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 27(1), 31–35.

Yeo, S.S., & Park, G.Y. (2020). Accuracy verification of spatio-temporal and kinematic parameters for gait using inertial measurement unit system. *Sensors (Basel)*, 20(5), 1343.

Zajac, F.E., Neptune, R.R., & Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(3), 215–232.

ANEXOS

ANEXOS

1. INFORME FAVORABLE DEL COMITÉ DE ÉTICA

 Rectorado

D. José Luis del Barrio Fernández, Secretario del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos,

CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado el proyecto de investigación titulado:
ESTUDIO DE VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UNA APLICACIÓN INFORMÁTICA DE BAJO COSTE PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA EN SUJETOS SANOS

Con número de registro interno: 0702201703417


y considera que:

- Se cumplen los requisitos éticos necesarios del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Por lo que ha decidido emitir un dictamen **FAVORABLE** para la realización de dicho proyecto, cuya investigadora principal es Doña **PILAR FERNÁNDEZ GONZÁLEZ** de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC.

Lo que firmo en Mostoles a 23 de Febrero de 2017.

Firmado: D. José Luis del Barrio Fernández



Teléfono: +34 912 300000. Fax: +34 912 300000. Email: +34 912 300000

2. MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Consentimiento Informado para participar en el Proyecto de investigación.

“Estudio de validez y fiabilidad de una aplicación informática de bajo coste para el análisis de la marcha en sujetos sanos”

Mediante la firma de este documento D./Dña.

otorga su consentimiento para participar en el Proyecto referido dirigido por D.Francisco Molina Rueda, Profesor e Investigador del Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física de la Universidad Rey Juan Carlos, que es en este caso el Tutor responsable de la investigación, con despacho situado en el Edif. Departamental II, nº 1069 del Campus de Alcorcón de dicha universidad, teléfono: 914888600.

La investigación se realizará en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Ergonomía, Biomecánica y Control Motor (LAMBECOM), en la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos, mediante la observación y grabación en vídeo, y el posterior análisis de los datos obtenidos a través del software Kinovea®, versión 0.8.15.

El objetivo del proyecto será evaluar la fiabilidad entre observadores y entre sesiones del software Kinovea®, herramienta informática diseñada para el análisis del movimiento humano a través del registro y análisis de vídeos. Igualmente, se estudiará su validez de criterio, comparando los datos cinemáticos (amplitud de movimiento), obtenidos a través del software Kinovea®, con los parámetros cinemáticos registrados mediante un sistema tridimensional de captura del movimiento, prueba de referencia en el análisis del movimiento.

Usted participará en un estudio de observación de su forma de caminar, en el cual no se realizará intervención alguna. Deberá acudir al LAMBECOM en dos ocasiones, con un intervalo de una semana, para realizar las mediciones oportunas.

El procedimiento a seguir consistirá en la colocación de marcadores en zonas anatómicas concretas del miembro inferior tomado como referencia (espinas iliacas anterosuperiores,

espinas iliacas posterosuperiores, trocánter mayor, tercio medio del muslo, cóndilo femoral externo, tercio medio de la tibia, maléolo externo, calcáneo y cabeza del segundo metatarsiano). Una vez preparado, se le pedirá que camine por la pasarela de once metros a la velocidad que le resulte cómoda, siendo grabado con una cámara de vídeo.

A través del software de análisis de vídeo se registrará el momento en el que se producen las diferentes fases la marcha humana, así como los rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo del miembro inferior tomado como referencia en cada una de las fases de la marcha.

El tratamiento de sus datos se hará de acuerdo con la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, y demás legislación aplicable.

El investigador principal, su equipo y cualquier persona que intervenga en el proyecto están obligados legalmente a guardar el secreto y confidencialidad sobre cuantas informaciones y/o datos puedan obtenerse del sujeto por su participación en el proyecto.

Los datos personales se recogerán con el fin de realizar un proyecto de trabajo fin de máster y tesis doctoral. Los datos serán incorporados y tratados en los ficheros del LAMBECOM y no serán cedidos a terceros.

El órgano responsable de los ficheros es el VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN de la Universidad Rey Juan Carlos, y la dirección donde el interesado podrá ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición ante el mismo es C/ Tulipán s/n Móstoles Madrid, todo lo cual se informa en cumplimiento del artículo 5 de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Con las garantías legales oportunas, los resultados del estudio podrán ser comunicados a la comunidad científica a través de congresos y publicaciones, garantizando que en todo el proceso de difusión, se omitirá su identidad y cualquier dato personal que pueda facilitar que se le identifique.

Los resultados de la investigación le serán proporcionados si los solicita al investigador Dña. Pilar Fernández González, quien atenderá cualquier tipo de duda o pregunta que

tenga que realizarle en relación al estudio. Su centro de trabajo está ubicado en el Despacho 1067, teléfono 914888913.

La Universidad Rey Juan Carlos y el equipo de investigación que lidera el referido proyecto están exentos de cualquier responsabilidad que se derive de la investigación que no se haya manifestado en el presente escrito, sea cual fuere el momento y lugar en donde se realizara.

Declara que ha recibido suficiente información sobre el estudio y que ha tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el mismo y, en su caso, ha recibido respuestas satisfactorias del investigador/investigadores responsables. Ha comprendido la información recibida y la decisión que toma es libre y voluntaria pudiendo en cualquier momento revocar por escrito este consentimiento sin expresar la causa y sin que suponga perjuicio alguno en la asistencia sanitaria suya. Declara que se le entrega una copia de este documento.

En Madrid, a _____ de _____ de 20__

Firma del Investigador.

Firma del participante.

3. MODELO DE HISTORIA CLÍNICA**HISTORIA CLÍNICA****DATOS DE FILIACIÓN**

Apellidos			
Nombre			
Edad		Sexo	Hombre Mujer
Teléfono de contacto		E-mail	

ANTECEDENTES

	Descripción	Fecha
Patologías osteoarticulares		
Patologías musculares		
Patologías neurológicas		
Tratamiento farmacológico habitual		
Uso de ayudas técnicas/productos ortopédicos		

DATOS ANTROPOMÉTRICOS

Peso (kg)		Altura (mm)	
Pierna Izquierda (mm)		Pierna Derecha (mm)	
Rodilla Izquierda (mm)		Rodilla Derecha (mm)	
Tobillo izquierdo (mm)		Tobillo Derecho (mm)	
SESIÓN 1 (/ /)	SESIÓN 2 (/ /)	SESIÓN _ (/ /)	SESIÓN _ (/ /)

4. MODELO DOCUMENTO DE RECOGIDA DE DATOS MEDIANTE KINOVEA®

OBSERVADOR:

SUJETO:

SESIÓN 1				SESIÓN 2						
Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA		Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA				
	CI	C			CI	C				
		R				R				
		T				T				
	DESPEGUE	C				DESPEGUE	C			
		R					R			
		T					T			
	PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP					PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	LP	
			LZ						LZ	
			TP						TP	
			TZ						TZ	
			V						V	
	Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA			Nº PRUEBA		FASE MARCHA	CINEMÁTICA	
	CI	C				CI		C		
		R						R		
		T						T		
	DESPEGUE	C				DESPEGUE		C		
		R						R		
		T						T		
	PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP					PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	LP	
			LZ						LZ	
			TP						TP	
			TZ						TZ	
			V						V	
	Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA			Nº PRUEBA		FASE MARCHA	CINEMÁTICA	
	CI	C				CI		C		
		R						R		
		T						T		
	DESPEGUE	C				DESPEGUE		C		
		R						R		
		T						T		
	PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP					PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES	LP	
			LZ						LZ	
			TP						TP	
			TZ						TZ	
			V						V	

SESIÓN 1				SESIÓN 2					
Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA		Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA			
	CI	C			CI	C			
		R				R			
		T				T			
	DESPEGUE	C			DESPEGUE	C			
		R				R			
		T				T			
	PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP			PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP	
			LZ					LZ	
			TP					TP	
			TZ					TZ	
			V					V	
	Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA		Nº PRUEBA	FASE MARCHA	CINEMÁTICA		
	CI	C			CI	C			
		R				R			
		T				T			
	DESPEGUE	C			DESPEGUE	C			
		R				R			
		T				T			
	PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP			PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES		LP	
			LZ					LZ	
			TP					TP	
			TZ					TZ	
			V					V	

5. RELIABILITY OF KINOVEA® SOFTWARE AND AGREEMENT WITH A THREE-DIMENSIONAL MOTION SYSTEM FOR GAIT ANALYSIS IN HEALTHY SUBJECTS





Sensors 2024, 14, 2034

3 of 12

The VICON Motion System[®] (Oxford Metrics, Oxford, UK) was used to analyze the agreement with Kinova[®]. This system consists of eight 100 Hz infrared cameras, three AMT[®] force-plates, two BASLER A607C-2 video cameras and a data station where information is recorded and processed.

2.4. Procedures

The research took place at the Motion Analysis, Biomechanics, Ergonomics, and Motor Control Laboratory (LAMBECUM), located in the Physiotherapy, Occupational Therapy, Rehabilitation, and Physical Medicine Department (Faculty of Health Sciences, Rey Juan Carlos University).

All participants were evaluated twice with a separation of one week between both appointments. To carry out the movement acquisition, passive and reflective markers were placed in specific anatomical areas of the lower limbs (anterior superior iliac spine, posterior superior iliac spine, middle third of thigh, external femoral condyle, middle third of tibia, external malleolus, calcaneus and head of second metatarsal), according to the biomechanical models of Davis et al. [14] and Kostabe et al. [15]. An additional marker was placed on the greater trochanter [6,17] (Figure 1).



Figure 1. Passive and reflective markers used in this work.

After the instrumentation was completed, the subjects were instructed to walk along the 11-m walkway (back and forth). They were asked to walk at a self-selected comfortable gait speed.

In order to delimit the recording area, two marks were placed on the footbridge that the subjects had to walk, at two meters between them. Two researchers were synchronized to start and stop the acquisition of motion with the digital cameras and the VICON system[®]. The recording started when the participants entered the recording area and stopped when they left it. Recordings of five repetitions per subject were made in each of the sessions.

2.5. Analysis of Data

The motion capture with the digital cameras and the VICON system[®] was repeated in the first session and in the second session. One researcher distributed the videos acquired for each session between the observers and then compiled the data.

For the kinematic analysis the left lower limb was assessed. The angles of the hip, knee and ankle joints at the initial contact phase were analyzed in the sagittal plane of the studied lower limb. Kinova[®] version 0.8.15 was used to analyze the videos.

Two observers selected the initial contact of the lower limb by observing the acquired videos, which was expected to occur at an intermediate distance between the two marks established on the footbridge. The two observers agreed to analyze the same event in the exact frame. The “angle” tool in Kinova[®] was used to acquire the kinematics of the hip, knee and ankle in this stage of gait. The angle calculation procedure (Figure 2) followed for each joint is presented.

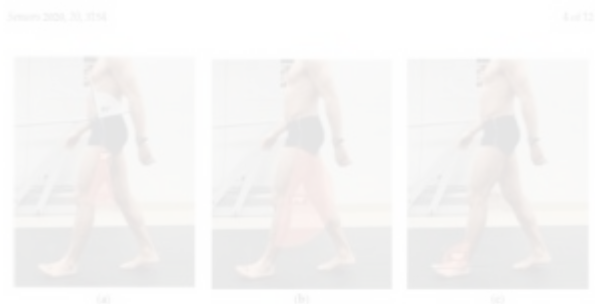


Figure 2. Joint angles calculation using Kinovea® at (a) hip, (b) knee and (c) ankle.

- **Hip:** a line is drawn through the anterior superior iliac spine and the posterior superior iliac spine. Perpendicular to this, another line is drawn that passes through the greater trochanter. The angle formed by the latter and the line joining the greater trochanter to the external femoral condyle will form the joint range of the hip.
- **Knee:** a line is drawn between the selected points of greater trochanter and femoral condyle, and another between femoral condyle and external malleolus. The angle formed between the two lines will be used for calculating the knee joint range. In this work, 180 degrees will be considered as the neutral position of the knee. Joint range is calculated by the following equation: $\text{Knee Joint Range} = 180 - (\text{angle obtained with Kinovea}^\circ)$, positive values correspond to knee flexion and negative values to extension.
- **Ankle:** a line is drawn that joins the markers of the head of the second metatarsal and the calcaneus. The angle formed between this and the line passing through the femoral condyle and the external malleolus is used to calculate the ankle joint range. In this work, 90 degrees will be considered as the neutral position of the ankle. Joint range is calculated by the following equation: $\text{Ankle Joint Range} = 90 - (\text{angle obtained with Kinovea}^\circ)$, positive values correspond to dorsiflexion, and negative values to plantar flexion.

For the processing of trials obtained with VICON Motion System® (Oxford Metrics, Oxford, UK), Vicon Nexus® 1.8.5 software was used [16,17].

The initial contact with VICON was identified using a 20 N threshold on the vertical force component measured by the force plates [18]. The output angles for all joints were calculated from the XYZ cardiac angles derived by comparing the relative orientations of the two segments. The course and direction of the segment axes are shown in the Vicon Plug-in Gait Product Guide [16].

Procedure and data analysis are summarized in Figure 3.



2.6. Sample Size Calculation

Sample size was calculated based on Walter et al. [19]. Considering a minimally acceptable Intraclass Correlation Coefficient (ICC) (p2) of 0.6, an expected ICC (p1) of 0.8, and 10% of attrition, 43 subjects are needed. Finally, the sample size consisted of 50 subjects.

2.7. Statistical Analysis

In order to evaluate the reliability between the two different testing sessions and between the observers, the intra-class correlation coefficient (ICC) was used [20]. The ICC was estimated, and their 95% confident intervals were calculated, using the SPSS statistical package version 22 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA), based on absolute agreement and a mixed-effect model (ICC 3,1).

Point estimates of the ICC, the r values, are interpreted as excellent (>0.9), good (0.76–0.9), moderate (0.5–0.75) and poor (lower than 0.50) [21].

Bland-Altman analysis with 95% limits of agreement was performed to assess intra and inter-rater reliability and the agreement between Kinova® and VICON®. The bias and the limits of agreement are shown in the plots for the parameter registered. The mean score is plotted on the x-axis, and the difference between observers, sessions or systems (mean of the differences) is plotted on the y-axis (mean of the difference ± 1.96 SD, Standard Deviation). The widths of the limits of agreement and the distance of the mean of the differences with respect to zero can be used to interpret the errors between measurements. Bland-Altman plots allow comparisons between two different measurement

systems, observers or sessions when evaluating the same dataset to analyze the match level [22]. Dependent sample t-tests were also used to compare the mean differences between the two systems. The statistically significant p-value was set at 0.05.

3. Results

The study group consisted of 50 subjects (28 women/24 men; age 23.62 ± 2.62 years; body mass 65.74 ± 12.94 kg; height 1.67.49 ± 25.97 cm) without alterations in gait. There were no missing data.

The intra-rater reliability showed a good correlation for the hip, the knee and the ankle joints (ICC > 0.85) for both observers (Table 1). The mean of the differences between sessions for hip, knee and ankle angles were 0.23 and 0.17, 0.06 and 0.3, and 0.39 and 0.97 degrees, observer 1 and 2, respectively. In Bland–Altman plots, the limit of agreement for hip, knee and ankle angles was 5.44 to –5.97 and 6.52 to –6.17, 4.63 to –4.47 and 4.82 to –4.21, and 3.10 to –3.20 and 4.97 to –3.02 degrees, observer 1 and 2, respectively (Figures 4 and 5).

Table 1. Intra-rater reliability of the Kinovea parameters.

	Angles (Degrees)		Intra-Rater Reliability		
	Session 1	Session 2	ICC	95% CI	p
Hip	(a) 33.06 (5.71)	(a) 33.4 (4.97)	(a) 0.896	(a) 0.799 to 0.995	(a) < 0.01 *
	(b) 33.8 (5.52)	(b) 33.6 (5.06)	(b) 0.863	(b) 0.770 to 0.922	(b) < 0.01 *
Knee	(a) 4.55 (3.9)	(a) 4.36 (3.5)	(a) 0.879	(a) 0.751 to 0.928	(a) < 0.01 *
	(b) 4.45 (3.95)	(b) 4.11 (3.52)	(b) 0.868	(b) 0.740 to 0.925	(b) < 0.01 *
Ankle	(a) –7.27 (3.7)	(a) –6.86 (3.6)	(a) 0.875	(a) 0.760 to 0.929	(a) < 0.01 *
	(b) –6.2 (4.02)	(b) –6.46 (3.64)	(b) 0.878	(b) 0.764 to 0.932	(b) < 0.01 *

Angles are expressed in mean and standard deviation; (a) observer 1; (b) observer 2; CI, Confidence Interval. * p-value < 0.05.

The ICC for the inter-rater reliability was >0.90 for the hip, the knee and the ankle joints in both observers (Table 2). The mean of the differences was 0.6, 0.09 and 0.49 degrees, respectively. In Bland–Altman plots, the limit of agreement for the hip, knee and ankle angles was 1.40 to –1.90, 2.09 to –1.90, and 3.16 to –2.16 degrees, respectively (Figure 6).



January 2024, 31, 2134 8 of 12

Table 2. Inter-observer reliability of the Kinova parameters.

	Angles (Degree)		Observer 1 vs. 2		
	Observer 1	Observer 2	ICC	95% CI	p-Value
Hip	55.06 (5.7)	55.8 (5.52)	0.962	0.933 to 0.978	<0.05 *
Knee	4.77 (3.8)	4.47 (3.97)	0.986	0.981 to 0.984	<0.05 *
Ankle	-7.77 (5.7)	-8.2 (4.01)	0.975	0.972 to 0.984	<0.05 *

Kinematics are expressed in mean and standard deviation. CI, Confidence Interval. * p-value < 0.05.



Figure 6. Bland-Altman plots comparing results between observers for the hip, ankle (a), knee angles (b) and ankle angles (c). Bias (black line) and limits of agreement (red lines) are shown for each parameter. The mean score is plotted on the x-axis, and the difference between observers (mean of the difference) is plotted on the y-axis (mean difference \pm 1.96 SD).

Gait parameters, measured by Kinova[®] and VICON[®], are shown in Table 3. There were significant differences in the average comparison angles between two systems ($p < 0.05$). Mean differences between systems for hip, knee and ankle angles were 0.83, 2.02 and -1.19 degrees, respectively. In Bland-Altman plots, the limit of agreement for hip, knee and ankle angles was 5.20 to -3.36, 5.25 to -4.96, and 3.70 to -6.09 degrees, respectively (Figure 7).

Table 3. Validity of the Kinovea parameters.

	Kinovea (Degrees)		Kinovea vs. Vicon		
	Kinovea	Vicon	MD	95% CI	p-Value
Hip	55.06 (5.7)	52.2 (5.62)	0.80	0.32 to 1.49	0.022
Knee	4.55 (3.8)	2.55 (3.95)	2.02	1.36 to 2.49	<0.001
Ankle	-7.77 (5.7)	-6.50 (2.82)	-1.27	-2.03 to -0.51	<0.001

Kinovea is expressed in mean and standard deviation. MD is the mean of the differences. CI, Confidence Interval. A p-value < 0.05 is statistically significant.



Figure 7. Bland-Altman plots comparing results between systems (Kinovea and Vicon) for the hip angles (a), knee angles (b) and ankle angles (c). Bias (black line) and limits of agreement (red lines) are shown for each parameter. The mean score is plotted on the y-axis, and the difference between systems (mean of the differences) is plotted on the x-axis (mean difference \pm 1.96 SD).

4. Discussion

The purpose of the present study was to evaluate the intra- and inter-rater reliability of Kinovea[®] and the agreement between Kinovea[®] and VICON[®] to obtain the joint angles during the initial contact phase of walking.

The use of systems that allow the analysis with videos, such as Kinovea[®], could provide objective and quantitative data for advanced evaluations. Furthermore, these systems could be used not only as a diagnostic tool, but also as instruments for evaluating the results after an intervention. Its easy handling, low cost and high accessibility make it an alternative for the analysis of walking when there are no more sophisticated systems such as three-dimensional analysis equipment [1].

The main limitations of the reliability studies for Kinovea[®] found in literature are the lack of a standardized video analysis protocol and marker placement [8,11–13]. Most of them used the greater trochanter as the preferred marker position [8,11]. The use of markers on the bone relief, as they are in the protocol presented in this work, is highly recommended as it contributes reliability to the

Sensors 2024, 14, 2154

18 of 22

calculation of joint ranges. This work presents discrepancies on joint angle calculations compared to studies found in literature. Damsted et al., in 2013, obtained the hip articular range considering the position of the femur with respect to the vertical [9]. According to this approach, the resulting angle would correspond to the position of the thigh ignoring the pelvis position [23]. Our approach suggests that hip angle must be calculated in relation to the pelvis.

The study of the reliability of Kinovea® software is to determine that it evaluates what is intended to measure and to be able to help clinicians and researchers to interpret the data obtained by subjects with specific pathology [24]. In this sense, the ICC was good for the hip, knee and ankle angles for both observers (intra-rater reliability) and higher for the agreement between the observers (inter-rater reliability). However, the ICC has been criticized as it is a dimensionless value, therefore not easily interpreted. In this sense, Bland-Altman plots may be more useful than the ICC as they can be readily and easily interpreted in a meaningful way in both the research and clinical environment [25]. Specifically, the width of the limits of agreement are useful to understand the level of agreement or disagreement between observers, measurements or systems [26].

The Bland-Altman plots showed that for the most part the magnitude of disagreement was approximately $\pm 5^\circ$ for intra-rater reliability, $\pm 2.5^\circ$ for inter-rater reliability and around $\pm 2.5^\circ$ to $\pm 5^\circ$ for Kinovea® versus Vicon®. In relation to the measurement errors, McCloskey et al. concluded that error of 2° or less for a three-dimensional motion system is considered acceptable in a clinical situation, as such errors are probably too small to require explicit consideration during data interpretation. Errors of between 2° and 5° are also reasonable but may require consideration in data interpretation. In addition, the authors suggested that errors in excess of 5° should raise concerns and may be large enough to mislead clinical interpretation [27]. Therefore, the disagreement observed in the Bland-Altman plots in this study may be reasonable for a clinical evaluation. In addition, the amplitude of the limits of agreement observed for Kinovea® are similar to those obtained for a three-dimensional movement analysis system in a test-retest reliability study. Melliran et al. found an amplitude of ± 8 degrees to detect the position of the ankle during the initial contact phase of the gait and similar results were obtained for the hip and knee kinematic parameters ($\pm 4^\circ$ for ranges of motion and around $\pm 5^\circ$ to 8° for peak kinematics in the sagittal plane) [28].

However, the results of this work should be interpreted with caution. The agreement obtained for Kinovea® is not enough to detect small changes between sessions and observers. Differences in joint position less than five degrees after an intervention may be due to system or observer error. There are numerous sources of variability within the testing procedure that could explain the differences between intra-rater and inter-rater reliability: marker placement error, processing errors (tracker error such as in gait cycle event identification) and marker position errors [26].

Regarding the agreement between Kinovea® and Vicon®, we found significant differences in the hip, knee and ankle angles of the systems. In addition, the Bland-Altman plots showed a disagreement between systems of $\pm 5^\circ$ for the hip and ankle angles and $\pm 2.5^\circ$ for knee angles. Lower agreement in ankle angle may be due to joint range calculation, whichever taking the Vicon Plug in Gait® mode [27] as a reference, still differs slightly because it defines the angle of the ankle by relating the axis of the tibia and vector of rotation of the foot (projection of the foot within the transversal plane of the laboratory). Furthermore, the camera position, which was elevated more than one meter from the ground, caused alterations in the view angle of the sagittal plane. Our results are coherent with Littell et al. (2006) [29], who, in a technical note, analyzed the agreement of Kinovea® in relation to a three-dimensional motion capture system in five subjects without pathology. They showed larger errors for the pelvis and the foot during the stance period of the gait cycle (foot $\pm 7.4^\circ$, pelvis $\pm 13.8^\circ$). These results should be considered for the clinicians when they use the Kinovea® for a clinical evaluation. In addition, future studies should analyze agreement in other phases of walking and in other kinematic parameters such as joint ranges, in which there seems to be less variability [25].

January 2020, 30, 3234

11 of 22

Study Limitations

The presented study has several limitations that must be pointed out. For instance, the single gait phase analysis in a single plane does not allow extrapolation of the results on reliability to the rest of gait phases and the frontal plane. However, the results would justify the start of new studies with more adequate designs.

3. Conclusions

The intraclass correlation coefficient was good for the hip, knee and ankle angles registered with Kinovea® during the initial contact of walking for both observers (intra-rater reliability) and higher for the agreement between observers (inter-rater reliability). However, the Bland-Altman plots showed disagreement between observers, measurements and systems (Kinovea® vs. three-dimensional motion system) that should be considered in the interpretation of the clinical evaluations.

Author Contributions: Conceptualization, P.F.-G. and F.M.R.; methodology, P.F.-G., M.C.-T. and A.C.-G.; software, A.K.; validation, F.M.-R., P.F.-G. and A.C.-G.; formal analysis, P.F.-G., A.C.-G. and A.K.; investigation, P.F.-G., F.M.-R., M.C.-T. and A.C.-G.; resources, F.M.-R., P.F.-G. and A.C.-G.; data curation, F.M.-R. and A.K.; writing—original draft preparation, P.F.-G., F.M.-R. and J.C.M.-F.; writing—review and editing, F.M.-R., P.F.-G. and A.C.-G.; visualization, P.F.-G., F.M.R., M.C.-T. and A.C.-G.; supervision, F.M.R. and J.C.M.-F.; project administration, P.F.-G. and F.M.-R.; All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Acknowledgments: To all the volunteers who participated in the study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Abbreviations

The following abbreviations are used in this manuscript:

G.A.I.T.	Gait Assessment and Intervention Test
LAMBDAUM	Laboratory of Analysis of Movement, Biomechanics, Ergonomics and Motor Control
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
CI	Confidence Interval
SD	Standard Deviation
MD	Mean of the differences

References

- Harvey, A.; Goebel, J.W. Video gait analysis for ambulatory children with cerebral palsy: Why, when, where and how? *Gait Posture* **2011**, *33*, 501–503. [\[CrossRef\]](#)
- Daly, J.J.; Neilson, J.; McCabe, J.P.; Bennett, L.; Rogers, J.; Garsen, J.; Butler, R.; Barthall, R.; Stewart, K.; Holman, J. Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Test (G.A.I.T.): a measure of ambulant gait composition. *J. Neurosci. Methods* **2009**, *179*, 334–339. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- García-Figueroa, M.D.; Cano-de la Cuerda, R.; Carratalá-Spada, M.; Alguacil-Diego, I.M.; Molero-Ruenda, F. Observational gait assessments in people with neurological disorders: a systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2016**, *97*, 131–140. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Stewart, C.R.; Hildebrand, N.; Richardson, A.M.; Herman, J.L.; Robb, J.E. Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy: when use by experienced and inexperienced observers. *Gait Posture* **2008**, *27*, 649–652. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Mills, K. Motion analysis in the clinic: There's an app for that. *J. Physiother.* **2015**, *95*, 49–50. [\[CrossRef\]](#)
- Serfaty, M.J.; Jensen, J.P.; Nielsen, M.J.; Nielsen, R.C.; Rasmussen, S. Foot strike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait Posture* **2012**, *35*, 354–356. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Dierdorf, C.; Larsen, L.H.; Nielsen, R.C. Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners. *Gait Posture* **2015**, *42*, 32–35. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Dierdorf, C.; Nielsen, R.C.; Larsen, L.H. Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2015**, *10*, 147–154.

January 2024, 31, 1934

12 of 12

9. Belalibau-Fernández, C.; Espin-González, C.M.; del Campo-Vicario, J.; Baranowski, N. The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *J. Strength Cond. Res.* **2014**, *28*, 528–535. [\[CrossRef\]](#)
10. de Almeida, M.C.; Saragiotto, B.T.; Yamato, T.P.; Lopes, A.D. Is the marker pattern the most frequently lost strike pattern among recreational short-distance runners? *Phys. Ther.* **2015**, *35*, 29–33. [\[CrossRef\]](#)
11. Dvorakova, S.H.; El-Sayed, W.H.; Ak, M.E. Reliability of Kinovea computer program in measuring vertical range of motion in sagittal plane. *Open Access Libr. J.* **2018**, *2*, 68653. [\[CrossRef\]](#)
12. El-Rabaw, R.M.A.; Kamel, R.M.; AS, M.E. Reliability of using Kinovea program in measuring dominant wrist joint range of motion. *Trends Appl. Sci. Res.* **2019**, *10*, 224–230.
13. Mithras, J.; Vuolteenaho, T.; Naar, G.G. Gait evaluation of institutionalized elders: a feasibility study. *Indian J. Gerontol.* **2017**, *31*, 71–83.
14. Davis, R.B.; Chaffin, N.; Tyburski, D.; Gagne, J.R. a gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.* **1991**, *10*, 575–587. [\[CrossRef\]](#)
15. Kadaba, M.P.; Ramakrishnan, H.K.; Wootten, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* **1991**, *9*, 309–312. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Vicon Motion System. *Plugin Gait Product Guide—Foundation Notes Revision 2.0*. Available online: <https://www.vicon.com/foodservice/development/plugin-gait-product-guide> (accessed on 20 March 2024).
17. Vicon Documentation. Available online: <https://docs.vicon.com/display/5f6a257f6g-0e-Gait+kinematic+variables> (accessed on 22 March 2024).
18. Lambrecht, S.; Hanafyseyran, A.; Taghiz, K.; Adachi, M.; De Schutter, J.; Jonkers, J. Real-time gait event detection based on kinematic data coupled to a biomechanical model. *Sensors* **2017**, *17*, 671. [\[CrossRef\]](#)
19. Walter, S.D.; Kassam, M.; Donner, A. Sample size and optimal design for reliability studies. *Stat. Med.* **1998**, *17*, 316–330. [\[CrossRef\]](#)
20. Bartlett, J.; Frost, C. Reliability, repeatability and reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ergonomics (Oxford, Engl.)* **2008**, *51*, 466–475. [\[CrossRef\]](#)
21. Koo, T.K.; Li, M.Y. a Guide-line of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [\[CrossRef\]](#)
22. You, S.S.; Park, C.Y. Accuracy evaluation of spatio-temporal and kinematic parameters for gait using inertial measurement unit system. *Sensors* **2020**, *20*, 1343. [\[CrossRef\]](#)
23. Perry, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*; Slack Inc.: Thorofair, NJ, USA, 1992.
24. Wilson, J.M.; Rodriguez, K.M.; Swanson, M.; Clarke, R. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture* **2012**, *35*, 301–307. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
25. McIlreath, D.; Howarth, C.; Cooney, K.; Jones, K.; Forward, M. Test-retest reliability of three-dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualizing agreement of gait cycle waveforms with hand and Allman plots. *Gait Posture* **2014**, *39*, 265–271. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Bland, J.M.; Altman, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* **1996**, *1*, 307–310. [\[CrossRef\]](#)
27. McGinley, J.L.; Baker, K.; Wolfe, R.; Morris, M.E. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture* **2009**, *29*, 360–369. [\[CrossRef\]](#)
28. Baker, R.; Duganovic, A.; Boudreau, M.G.; Doudoroff, E. Gait analysis. *Clinical Inchs. Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **2006**, *32*, 560–574.
29. Littell, M.E.; Chang, Y.H.; Selinger, S.P. Development and assessment of a low-cost clinical gait analysis system. *J. Appl. Biomech.* **2016**, *31*, 505–508. [\[CrossRef\]](#)



© 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Coincidencias

Fuentes de Internet

840

1	http://documents.tips/documents/fases-de-la-marcha-5622ac4688174.html	4.22%
2	https://es.scribd.com/document/217593900/Fases-de-La-Marcha	3.51%
3	https://www.mdpi.com/1424-8220/20/11/3154/htm	4 Fuentes 2.52%
4	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32498380	1.15%
6	https://docplayer.es/70049891-Universidad-ceu-cardenal-herrera-departamento-de-fisioterapia.html	1.1%
8	https://eresearch.qmu.ac.uk/bitstream/handle/20.500.12289/10626/10626.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.95%
9	https://www.wjgnet.com/2218-5836/CitedArticlesInF6?id=10.1016%2Fj.gaitpost.2008.09.003	5 Fuentes 0.94%
10	https://researchspace.auckland.ac.nz/bitstream/handle/2292/55293/Ma-2020-thesis.pdf?isAllowed=y&sequence=1	6 Fuentes 0.93%
11	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/16331/PREVALENCIA%20DE%20PGM%20Y%20EVALUACI%c3%93N%20DE%...	0.87%
12	http://ciep.ing.uaslp.mx/tesis/tesisPDF/178201817320159453.pdf	4 Fuentes 0.82%
14	https://www.neurologia.com/articulo/2020281/esp	5 Fuentes 0.79%
16	https://www.wjgnet.com/2218-5836/full/v12/i7/467.htm?s=qc	2 Fuentes 0.76%
20	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/12953/TESIS%20FINAL%20MAR%C3%8DA%20SANZ%2013.6.2014.pdf	2 Fuentes 0.71%
21	http://epubs.surrey.ac.uk/855012/1/27558186.pdf	2 Fuentes 0.71%
22	http://hdl.handle.net/10952/3264	6 Fuentes 0.7%
23	http://repository.essex.ac.uk/22284/1/Duffy%20%282017%29_The%20Effects%20of%20Age%20on%20Gait%20and%20Funci...	0.68%
27	https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/108721/2/Pueo_etal_2020_Physiology&Behavior_accepted.pdf	0.61%
28	https://www.mdpi.com/1424-8220/20/11/3154/xml	2 Fuentes 0.61%
29	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/17868/Actas_V2%20%281%29.pdf?isAllowed=y&sequence=3	3 Fuentes 0.6%
30	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/12482/EvaMartineztesisdepositada.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.59%
31	https://epubs.rcsi.ie/cgi/viewcontent.cgi?amp=&article=1057&context=phdtheses	0.58%

33	https://mundoentrenamiento.com/kinovea-analiza-tus-movimientos	8 Fuentes	0.57%
34	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/16648/Tesis%20Elena%20Benito.pdf?isAllowed=y&sequence=1	3 Fuentes	0.57%
35	https://brage.bibsys.no/xmlui/bitstream/handle/11250/171802/Wedegev2013.pdf?sequenc=	3 Fuentes	0.56%
36	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/12482/EvaMartineztesisdepositada.pdf.txt;sequence=3		0.56%
37	https://www.elsevier.es/en-revista-rehabilitacion-120-articulo-influencia-tarea-cognitiva-el-patron-S0048712017301020		0.56%
38	https://Usir.Salford.Ac.Uk/id/eprint/58801/1/Abdullah_thesis.pdf		0.55%
39	https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/48880/Lopez%20-%20Caracterizaci%F3n%20cinem%E1tica%20de%20la%20	2 Fuentes	0.55%
40	http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/39257/1/MUSCLE%20FORCE%20ESTIMATION%20IN%20CLINICAL%20GAIT%20ANALYS	2 Fuentes	0.54%
41	https://link.springer.com/article/10.1186/s12887-018-1273-x	5 Fuentes	0.53%
42	https://qspace.qu.edu.qa/bitstream/handle/10576/16454/Berner%20et%20al%202020.pdf?isAllowed=y&sequence=1	2 Fuentes	0.51%
43	https://journal.uinmataram.ac.id/index.php/transformasi/article/download/2635/1456	2 Fuentes	0.51%
44	https://pdfs.semanticscholar.org/0029/23f9a770c475f424671a870faa7934cf0fd1.pdf		0.51%
45	https://repository.uel.ac.uk/download/3398c0e7451942883dae8c5deac48c2893a3950d40b25b9f5a8970db0caef7c6/3688	2 Fuentes	0.5%
46	https://dc.uwm.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=2341&context=etd	2 Fuentes	0.5%
47	https://hydra.hull.ac.uk/assets/hull:18266a/content		0.5%
48	http://hdl.handle.net/10019.1/103299		0.49%
49	https://anyflip.com/ozmm/cvou/basic		0.49%
50	http://repositorio.ufes.br/bitstream/10/9658/1/tese_8228_Dissertation_Laura_Vargas_versionFinal.pdf	3 Fuentes	0.47%
52	https://digitalcommons.du.edu/etd/1273		0.47%
53	http://vuir.vu.edu.au/21295/1/Simon_Barrie_Taylor.pdf	2 Fuentes	0.46%
55	https://www.researchgate.net/publication/330524504_ANALISIS_BIOMECANICO_DEL_GESTO_DEL_PEDALEO_EN_CICLISTAS_DE_RU		0.45%
56	https://orthokinesie.com/medicales-sources-articles	2 Fuentes	0.45%
57	http://shura.shu.ac.uk/26726/1/Judson_2019_PhD_BiomechanicalAdaptationsAcceleration.pdf		0.45%

58	https://digitalcommons.du.edu/cgi/viewcontent.cgi?amp=&article=2273&context=etd	0.45%
59	http://ir.lib.uth.gr/bitstream/handle/11615/45001/10017.pdf?isAllowed=y&sequence=1	4 Fuentes 0.45%
60	http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/56520/1/HakimThesis.pdf	2 Fuentes 0.45%
61	http://hdl.handle.net/10459.1/64781	0.45%
62	https://ciencia.urjc.es/bitstream/handle/10115/11859/Tesis%20Stella.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.45%
63	https://flex.flinders.edu.au/file/633b8fe9-215d-47e1-abf5-06cbb2f47311/1/WeberThesis2021_LibraryCopy.pdf	0.44%
64	https://research.tees.ac.uk/en/studentTheses/64b7f93b-2821-4ad7-80af-0f324826eed9	0.44%
65	https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2017.1404994	2 Fuentes 0.43%
66	https://cris.brighton.ac.uk/ws/files/4772316/A_FINAL_Thesis_B_Seebacher.pdf	0.43%
67	https://os.zhdk.cloud.switch.ch/tind-tmp-epfl/d5c51424-a88a-4c9e-b112-156af650b0e5?AWSAccessKeyId=ded3589a13b	3 Fuentes 0.43%
68	https://archipel.uqam.ca/13724/1/M16423.pdf	6 Fuentes 0.43%
69	https://Usir.Salford.Ac.Uk/id/eprint/51494/1/PhD%20,%20IHAB%20SALAH%20ELZEIN_Final.pdf	0.42%
70	http://fiepbulletin.net/index.php/fiepbulletin/article/download/3893/9527	0.42%
71	https://core.ac.uk/download/pdf/61913469.pdf	0.42%
72	http://shura.shu.ac.uk/27025/8/Burnie_2020_PhD_EffectsStrengthTraining%28Correction%29.pdf	2 Fuentes 0.41%
73	https://www.mdpi.com/2077-0383/9/4/926/html	3 Fuentes 0.41%
74	https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371%2Fjournal.pone.0216448	0.41%
75	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31166989	3 Fuentes 0.41%
76	http://e-spacio.uned.es/fez/eserv/bibliuned:master-ETSInformatica-ICD-Sgonzalez/GonzalezVelazquez_Sergio_TFM.pdf	0.4%
77	https://www.mdpi.com/2076-3417/11/2/815/htm	0.4%
79	http://eprints.bournemouth.ac.uk/31890/1/ANWARY%2C%20Arif%20Reza_Ph.D._2018.pdf	0.39%
80	http://www.accede.iuacj.edu.uy/xmlui/handle/123456789/243	5 Fuentes 0.38%
81	https://Usir.Salford.Ac.Uk/id/eprint/52454/1/Wael-Alghamdi-PhD%20%28Final_thesis_2019%29.pdf	2 Fuentes 0.38%

82	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19146879	2 Fuentes	0.37%
83	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02100858/document	2 Fuentes	0.37%
84	https://turkijphysiotherrehabil.org/pub/pdf/321/32-1-3103.pdf		0.37%
85	https://eprints.soton.ac.uk/436595/1/DWilson_Thesis_Final_V1docx.pdf		0.37%
86	http://roar.uel.ac.uk/3507/1/2013_PhD_Mahaffy.pdf	2 Fuentes	0.37%
87	https://epubs.rcsi.ie/cgi/viewcontent.cgi?amp=&article=1048&context=mscrestheses	2 Fuentes	0.36%
88	http://hdl.handle.net/2445/96080		0.36%
89	http://www.elsevier.es/es-revista-neurologia-295-articulo-analisis-del-movimiento-extremidad-superior-S021348531200	5 Fuentes	0.35%
90	http://ebsr.com/sites/default/files/ch.%209_Lower%20Extremity%20Motor%20Interventions_v20_0.pdf		0.35%
91	https://epublications.marquette.edu/dissertations_mu/721	2 Fuentes	0.35%
92	https://ir.lib.uwo.ca/cgi/viewcontent.cgi?article=1775&context=etd		0.35%
93	https://pure.uva.nl/ws/files/66080401/Thesis.pdf		0.35%
94	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100070611		0.35%
95	https://www.ucv.es/oferta-academica/grados/grado-en-podologia/seccion/guias-docentes/fichero/ficheroGuiadocente/id/4720...		0.35%
96	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00659167/file/VA_GOUELLE_ARNAUD_13122011-2.pdf	2 Fuentes	0.35%
97	https://orcid.org/0000-0002-3321-5126	2 Fuentes	0.35%
98	https://www.vtt.fi/inf/pdf/science/2017/S163.pdf		0.34%
99	https://eresearch.qmu.ac.uk/bitstream/handle/20.500.12289/10196/10196.pdf?isAllowed=n&sequence=1		0.34%
100	http://hdl.handle.net/10550/68363		0.34%
101	https://skemman.is/bitstream/1946/23110/1/Nanna%20Gu%c3%b0n%c3%bd%20Sigur%c3%b0ard%c3%b3ttir%20-%20MSc%2...		0.34%
102	https://www.mdpi.com/1424-8220/19/7/1660/htm		0.33%
103	https://Usir.Salford.Ac.Uk/id/eprint/51659/1/Omar%20Althomali%20thesis%20for%20PDF.pdf		0.33%
104	https://dr.ntu.edu.sg/bitstream/10356/139650/2/mythesis_signed.pdf		0.33%

105	http://www.siamoc.it/Portals/0/PDF%20NEWS/Documento%20Giuria%20Consensus%20Finale.pdf	0.33%
106	https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/667920/GVC_TESIS.pdf?isAllowed=y&sequence=1	4 Fuentes 0.33%
107	https://samafind.sama.gov.sa/EDS/Search?dfApplied=1&filter%5B%5D=EXPAND%3A%22fulltext%22&filter%5B%5D=-C	3 Fuentes 0.31%
108	https://d-nb.info/118517091X/34	2 Fuentes 0.3%
109	https://www.duo.uio.no/bitstream/handle/10852/28547/1/LundbergLarsen_master.pdf	0.3%
110	https://uwspace.uwaterloo.ca/bitstream/handle/10012/14374/Cornish_Benjamin.pdf?isAllowed=y&sequence=3	2 Fuentes 0.3%
111	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1471-6712.2004.00262.x	2 Fuentes 0.3%
112	https://repositorioinstitucional.ceu.es/bitstream/10637/8566/1/Estudio%20del%20efecto%20del%20entrenamiento%20sobre...	0.29%
113	https://ulir.ul.ie/bitstream/handle/10344/4238/Power_2014_clinical.pdf?sequence=6	0.29%
114	https://eprints.ucm.es/51707/1/T40987.pdf	0.29%
115	https://d-nb.info/1159637547/34	0.28%
116	https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-030-03916-5_5	0.28%
117	https://content.iospress.com/articles/neurorehabilitation/nre210026	0.28%
118	https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-019-0568-y	0.28%
119	http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/41226/1/Final%20Thesis%20Yousef%20Shanib.pdf	2 Fuentes 0.28%
121	https://idus.us.es/xmlui/bitstream/handle/11441/88193/TESIS%20DOCTORAL%20SIN%20ART%20c3%8dCULOS%20PUBLICADOS%...	0.28%
122	http://allie.dbcls.jp/pair/WGS;Wisconsin+Gait+Scale.html	0.28%
124	https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/37143/1/2019_AlissonAlvesdeSouza.pdf	2 Fuentes 0.28%
125	http://hdl.handle.net/1866/18368	2 Fuentes 0.28%
127	http://hdl.handle.net/10550/58549	4 Fuentes 0.28%
128	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jonm.12067	0.27%
129	https://sum.edu.pl/images/download/doktoraty/A.Guzik_autoreferat.pdf	0.27%
130	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32231065	0.27%

131	https://www.physio.is/media/skjol-a-vef/Sju%CC%81krathja%CC%81lfarinn-2016-2.pdf	0.27%
132	https://d-nb.info/1246004313/34	0.27%
134	https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/18574/Betschart_Martina_2016_these.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.26%
135	https://dokumen.pub/biomechanics-and-gait-analysis-0128133724-9780128133729.html	2 Fuentes 0.26%
136	https://dx.doi.org/10.15123/PUB.4986	2 Fuentes 0.26%
137	https://pdfs.semanticscholar.org/46e2/0101bb49493c56a7a14337456724bccb4dee.pdf	3 Fuentes 0.26%
138	https://www.mdpi.com/2075-4418/11/2/365/htm	0.26%
139	https://d-nb.info/1162698039/34	0.26%
140	https://digibug.ugr.es/bitstream/handle/10481/54437/87817.pdf?sequence=1	0.26%
141	https://roderic.uv.es/bitstream/handle/10550/79525/TESIS%20DOCTORAL%20%28RODERIC%29%20Juan%20Tortella.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.26%
143	https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/0305735614565830	0.26%
144	https://tdr.lib.ntu.edu.tw/handle/123456789/59657?mode=full	2 Fuentes 0.26%
145	http://hdl.handle.net/1887/48542	0.25%
146	https://etheses.whiterose.ac.uk/27968/1/EBuckley_thesis_finalcorrected.pdf	0.25%
147	http://amsacta.unibo.it/3360/1/3DAH2012_Proceedings_on_line.pdf	0.25%
148	http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/Lekan_uncg_0154D_10334.pdf	0.25%
149	http://vuir.vu.edu.au/40087/1/GAROFOLINI%20Alessandro-thesis_nosignature.pdf	0.25%
150	https://ndltd.ncl.edu.tw/cgi-bin/gsweb.cgi/login?o=dnclcdr&s=id%3D%22107CSMU5738002%22.&searchmode=basic	0.25%
151	https://spectrum.library.concordia.ca/id/eprint/988618/8/Castonguay_MSc_F2021.pdf	0.25%
152	https://iris.unige.it/retrieve/handle/11567/1011393/441504/phdunige_3694516.docx	0.24%
153	https://uwe-repository.worktribe.com/897612/1/Thesis_Najla_4RegistryV2.pdf	0.24%
154	http://haendigkeitsprofil.com/literatur-zum-hp.html	0.24%
155	https://repositorio.uam.es/bitstream/handle/10486/690220/camara_serrano_miguel_angel_de_la.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.24%

156	https://publications.polymtl.ca/2500	0.24%
157	https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14763141.2017.1353129	0.24%
158	https://digital.lib.washington.edu/researchworks/bitstream/handle/1773/35098/Gilbertson_washington_0250E_15116.p	2 Fuentes 0.24%
159	https://fb39c223-56a9-4ed3-91f4-073579bde094.filesusr.com/ugd/fa6be1_fb8f7f5661394dbbb1d179f05c50221c.pdf	0.24%
160	https://eresearch.qmu.ac.uk/handle/20.500.12289/7422	2 Fuentes 0.24%
161	http://www.masterib.es/download_memoria_pdf.php?ver=162	3 Fuentes 0.24%
162	https://www.lsmu.lt/cris/bitstream/20.500.12512/108772/1/MAGISTRO%20DARBAS.pdf	0.24%
163	http://hdl.handle.net/10550/60044	5 Fuentes 0.23%
164	https://ir.lib.uwo.ca/etd/3187	0.23%
165	http://neuropt.org/docs/default-source/edge-documents/strokedge-rehabmeasures-summary-4_6-3-18.pdf?sfvrsn=1ffc	2 Fuentes 0.23%
166	https://os.zhdk.cloud.switch.ch/tind-tmp-epfl/68aecb80-5129-44c7-a117-e3e105b52d2d?AWSAccessKeyId=ded3589a13b44508...	0.23%
167	https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09602011.2017.1377087	2 Fuentes 0.23%
168	http://www.redalyc.org/pdf/865/86525701003.pdf	0.23%
169	https://scholarworks.iupui.edu/bitstream/handle/1805/19947/Harsin_iupui_0104D_10361.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.23%
170	https://uhra.herts.ac.uk/bitstream/handle/2299/22982/09201356%20NORTHEAST%20Lynsey%20Final%20Version%20of	2 Fuentes 0.23%
171	https://www.duo.uio.no/bitstream/handle/10852/44097/1/Hamre-Master.pdf	0.23%
172	https://ccd.ucam.edu/index.php/revista/issue/download/72/pdf_1	0.22%
173	https://www.fizyoterapiseminerleri.hacettepe.edu.tr/get_file/569cd828-f748-43c1-a356-3ec6d46f2bb4	0.22%
174	http://macau.uni-kiel.de/receive/dissertation_diss_00016362	0.22%
175	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x	3 Fuentes 0.22%
176	https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/21852/1/tesis_orts.pdf	3 Fuentes 0.22%
177	http://doc.rero.ch/record/277474/files/TB_Arlettaz_Valentini.pdf	4 Fuentes 0.22%
178	https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2021.809898/full	0.22%

179	http://researchonline.jcu.edu.au/2110/2/02whole.pdf	0.22%
180	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/14201/Tesis%20DOCTORAL%20SLERMA.pdf?isAllowed=y&sequence=2 2 Fuentes	0.22%
181	https://api.research-repository.uwa.edu.au/portalfiles/portal/22764061	0.22%
182	http://hdl.handle.net/11143/8077	0.22%
183	https://www.wjgnet.com/2218-5836/CitedArticlesInF6?id=10.1016%2Fj.gaitpost.2011.06.002	0.22%
184	https://jyx.iyu.fi/bitstream/handle/123456789/78917/URN%3aNBN%3afi%3ajyu-202112095906.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.22%
185	https://dspace.lib.cranfield.ac.uk/bitstream/handle/1826/17061/lifting_related_injury_analysis-2021.pdf?isAllowed=y&sequence=2 2 Fuentes	0.21%
186	https://idus.us.es/xmlui/bitstream/handle/11441/61492/Test-Retest_Reliability_and_Minimal_Detectable_Change_Scores_for_Fit...	0.21%
187	http://www.toronto-fes.ca/publications/Hossein%20ASME2012.pdf	0.21%
188	https://spark.bethel.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1124&context=etd	0.21%
189	http://sweet.ua.pt/p.sa.couto/std2_files/TESEFinalMariaJose.pdf	0.21%
190	https://repository.ubn.ru.nl/bitstream/handle/2066/176480/176480.pdf	0.2%
191	http://www.seri.es/index.php/component/phocadownload/category/5-area-cientifica?download=88%3Avolumen-iv-jornadas-seri	0.2%
192	https://archipel.uqam.ca/12548/1/D3553.pdf	0.2%
193	https://openresearch.lsbu.ac.uk/download/3d7a1f8787885eaebb7407f85d7747aca018801217103fb0dddcbae89a95a593/5488...	0.2%
194	http://aut.researchgateway.ac.nz/bitstream/handle/10292/9830/DownesMJ.pdf?sequ=	0.2%
196	http://gymnica.upol.cz/artkey/gym-201303-0001_Test-retest_reliability_of_the_net_joint_power_transferred_by_the_lowc 2 Fuentes	0.19%
197	https://www.wjgnet.com/2218-5836/CitedArticlesInF6?id=10.1016%2Fj.gaitpost.2015.05.002	0.19%
198	http://hdl.handle.net/10400.22/15963	0.19%
199	http://ged.univ-valenciennes.fr/nuxeo/site/esupintranets/file/5/theses/2011VALE0001_HUTIN_EMILI 4 Fuentes	0.19%
200	https://journals.humankinetics.com/doi/full/10.1123/japa.2017-0225 2 Fuentes	0.19%
201	https://www.mdpi.com/1424-8220/20/9/2482/htm	0.19%
202	http://studentsrepo.um.edu.my/6307/1/Thesis_Final_V2_Nooranida_2016.pdf	0.19%

203	http://epublications.uef.fi/pub/urn_isbn_978-952-61-2479-7/urn_isbn_978-952-61-2479-7.pdf	0.19%
204	https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/article/download/74797/48495	2 Fuentes 0.19%
205	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27916248	0.19%
206	http://www.applphysiology.org/article/387/10.11648.i.aap.20160102.12	3 Fuentes 0.18%
207	https://www.cambridge.org/core/journals/brain-impairment/article/assessing-features-of-psychometric-assessment-instrume...	0.18%
208	https://afedicatalunya.files.wordpress.com/2015/11/puig-divc3ad-15-biomecc3a1nica-y-patomecc3a1nica-de-la-marcha	4 Fuentes 0.18%
209	https://brage.bibsys.no/xmlui/bitstream/handle/11250/2447635/Maya%20Rosvoll_master_PP.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.18%
210	https://uwspace.uwaterloo.ca/bitstream/handle/10012/5601/Noble_Jeremy.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.18%
211	https://www.jssm.org/volume20/iss1/cap/jssm-20-149.pdf	0.17%
212	https://vtechworks.lib.vt.edu/bitstream/handle/10919/97249/Mokhlespour_Esfahani_MI_D_2018.pdf	0.17%
213	https://orcid.org/0000-0001-6395-0570	0.17%
217	https://repositorioinstitucional.ceu.es/bitstream/10637/12919/1/Diferencias_Nacher_UCHCEU_Tesis_2020.pdf	0.15%
218	https://ciencia.urjc.es/bitstream/handle/10115/5975/Tesis%20Josue%20Fernandez%20Carnero%202010.pdf;sequence=1	2 Fuentes 0.15%
219	http://nrl.northumbria.ac.uk/id/eprint/40001/1/tahmosybayat.robin_phd.pdf	0.15%
220	https://ciencia.urjc.es/bitstream/handle/10115/11860/Tesis?sequence=1	3 Fuentes 0.15%
221	http://hdl.handle.net/10818/6401	4 Fuentes 0.15%
222	http://real-phd.mtak.hu/959/1/Sun_Dong_dissertation.pdf	0.15%
223	https://www.elsevier.es/en-revista-neurologia-argentina-301-articulo-confiabilidad-version-argentina-del-gait-S1853002	2 Fuentes 0.15%
224	http://repositorio.unab.cl/xmlui/handle/ria/7685	2 Fuentes 0.15%
225	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01629713/file/These_UTC_Pierre_Devos.pdf	0.15%
226	http://doc.rero.ch/record/328130/files/TM_Nydegger_Michael.pdf	2 Fuentes 0.15%
227	https://manualzz.com/doc/14518720/mccamley-john-tesi	0.14%
228	https://openrepository.aut.ac.nz/bitstream/handle/10292/13571/KennedyC.pdf?isAllowed=y&sequence=3	0.14%

229	https://bmjopen.bmj.com/content/10/11/e038593.full	3 Fuentes	0.14%
230	https://ses.library.usyd.edu.au/bitstream/handle/2123/8690/Badge_H%20Masters%20Thesi?sequence=1	2 Fuentes	0.14%
231	http://bdigital.unal.edu.co/70038/1/D%C3%ADaz%20%282018%29%20Trabajo%20Grado-Maestr%C3%ADa%20en%20Ad	4 Fuentes	0.14%
232	http://hdl.handle.net/10454/16061	3 Fuentes	0.14%
233	http://hdl.handle.net/10952/4237		0.14%
234	https://repositorio.uniandes.edu.co/bitstream/handle/1992/19323/u468964.pdf		0.14%
235	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16730177		0.14%
236	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00394622/document	2 Fuentes	0.14%
237	http://teachpsych.org/Resources/Documents/ebooks/compscalesstl.pdf	2 Fuentes	0.14%
240	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100080310		0.14%
241	http://eurjhm.com/index.php/eurjhm/article/view/569	4 Fuentes	0.14%
242	http://rssandbox.iescagilly.be/abiloco-kids-downloads.html?download=Th%C3%A8se+Final.pdf		0.13%
243	http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/123456789/1867/1/T-UCSG-PRE-MED-TERA-13.pdf	4 Fuentes	0.13%
244	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/nur.20147		0.13%
245	https://www.db-thueringen.de/servlets/MCRFileNodeServlet/dbt_derivate_00019442/Bornmann/Dissertation.pdf	3 Fuentes	0.13%
246	http://hdl.handle.net/20.500.12404/1246		0.13%
247	https://historiadelcolegio.copmadrid.org/sites/default/files/guia_379.pdf		0.13%
248	https://repositorio.cuc.edu.co/bitstream/handle/11323/6336/Evaluaci%c3%b3n%20del%20Trastorno%20Afectivo%20Bi	3 Fuentes	0.13%
249	https://scholar.sun.ac.za/bitstream/handle/10019.1/101324/murphy_barefoot_2017.pdf?se=		0.13%
250	https://savoirs.usherbrooke.ca/bitstream/handle/11143/11647/Bilodeau_Charles_MSc_2018.pdf?isAllowed=y&sequence=1		0.13%
251	http://www.researchgate.net/publication/7251408_Assessment_of_the_new_Ballard_score_to_estimate_gestational_age	3 Fuentes	0.13%
252	https://servicios.uemc.es/GuiasDocentes17/GuiaDocente/Pdf/103		0.13%
253	https://www.SciRP.org/journal/paperinformation.aspx?paperid=68651	4 Fuentes	0.13%

254	https://pure.ulster.ac.uk/ws/portalfiles/portal/87466184/CERC2020_eZiGait.pdf	0.12%
256	https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2015.1046394	2 Fuentes 0.12%
257	http://researchonline.federation.edu.au/vital/access/HandleResolver/1959.17/62549	4 Fuentes 0.12%
258	https://sesnz.org.nz/wp-content/uploads/2021/08/Macdermid-Grayling-2021.pdf	3 Fuentes 0.12%
259	http://analisedemarcha.com/papers/biomecanica/ERROR/The%20reliability%20of%20three-dimensional%20kinematic	2 Fuentes 0.12%
260	https://www.archbronconeumol.org/en-fiabilidad-un-diario-sintomas-autoadministrado-articulo-S0300289612000828	5 Fuentes 0.12%
261	http://repositorio.autonoma.edu.co/handle/11182/348	4 Fuentes 0.12%
262	http://www.elsevier.es/ca-revista-fisioterapia-146-articulo-efecto-terapia-vojtá-rehabilitación-marcha-S0211563809000	5 Fuentes 0.12%
263	https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/113078/Version3.pdf?isAllow=&sequence=1	0.12%
264	https://Www.lgi-Global.Com/pdf.aspx?ctid=4&oa=true&ptid=223948&tid=272117	4 Fuentes 0.12%
265	https://unbscholar.lib.unb.ca/islandora/object/unbscholar%3A9964/datastream/PDF/download/citation.pdf	2 Fuentes 0.12%
266	https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2020.06.23.155358v1.full.pdf	0.12%
267	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01497106/file/70035_BONNYAUD_2016_archivage.pdf	2 Fuentes 0.12%
268	https://www.cafyd.com/REVISTA/ojs/index.php/bbddcafyd/article/download/1330/520	0.12%
270	https://d-nb.info/120967341X/34	0.11%
271	https://kclpure.kcl.ac.uk/portal/files/132755001/2020_Leslie_Anoushka_0507336_thesis.pdf	3 Fuentes 0.11%
272	https://toad.halileksi.net/olcek/winsconsin-yuruyus-olcegi	2 Fuentes 0.11%
273	https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/4REH2012-m.pdf	0.11%
274	http://usir.salford.ac.uk/32920/1/CPrice_PHD_FINAL.pdf	0.11%
275	https://www.dipalme.org/Servicios/Anexos/anexosiea.nsf/VAnexos/IEA-PRESANVERYLINM/\$File/Premios%20S%20Vergara%20...	0.11%
276	https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/13218/ORTESIS%20ACTIVA%20PARA%20LA%20REHABILITACION%20D	3 Fuentes 0.11%
277	http://hdl.handle.net/10017/9641	2 Fuentes 0.11%
279	https://www.osakidetza.euskadi.eus/contenidos/informacion/osk_bibas_bienvenida_ambito/es_def/adjuntos/Memoria_de_Res...	0.11%

280	https://www.unife.edu.pe/publicaciones/revistas/psicologia/2014/AVANCES.S.Dominguez.pdf	4 Fuentes	0.11%
281	https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33540795	5 Fuentes	0.11%
282	https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/16656/Tesis_Pel%c3%a1ezCordeiro_cd.pdf?isAllowed=n&sequence=1		0.11%
283	http://www.fibromialgia.pro/wp-content/uploads/2013/05/185186801.pdf		0.1%
284	http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.884.8086&rep=rep1&type=pdf	2 Fuentes	0.1%
285	http://allie.dbcls.jp/pair/TO;toe-off.html		0.1%
286	http://etheses.whiterose.ac.uk/14951/2/505542_vol2.pdf		0.1%
287	http://jhpm.ir/browse.php?a_id=505&sid=1&slc_lang=fa		0.1%
288	https://riucv.ucv.es/bitstream/handle/20.500.12466/1713/TFG%20-%20Alejandro%20Guzm%c3%a1n%20Cano.pdf?isAll	12 Fuentes	0.1%
289	http://www.atm-sa.com/paginas/fisioterapia/ormed_artromot_k4.asp	5 Fuentes	0.1%
290	http://hdl.handle.net/10486/678520		0.1%
292	https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968318796333		0.1%
293	https://www.comunidad.madrid/hospital/ramonycajal/ciudadanos-oferta-asistencial/servicios-medicos/rehabilitacion	2 Fuentes	0.1%
294	http://www.redalyc.org/pdf/3457/345741428024.pdf	2 Fuentes	0.1%
295	https://eprints.ucm.es/11613/1/T32314.pdf	3 Fuentes	0.1%
296	https://www.physio-pedia.com/Using_2D_Motion_Analysis_to_Identify_Deviant_Movement		0.1%
297	https://biomch-l.isbweb.org/forum/biomch-l-forums/literature-update/33334-literature-update-february-5-february-11-2020		0.1%
298	<a "="" href="https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/22/3/article-p314.xml?print=&print=&print=&print=&print=">https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/22/3/article-p314.xml?print=&print=&print=&print=&print=	4 Fuentes	0.1%
299	https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/3734/Auger_Claudine_2009_these.pdf?isAllowed=y&sequence=4		0.1%
300	http://othes.univie.ac.at/46886/1/49200.pdf		0.1%
301	https://nanopdf.com/download/tes-paredeszevallosdl-sistemacontrolcinematica-2013_pdf		0.09%
302	https://arxiv.org/pdf/1806.02051.pdf		0.09%
303	http://docslide.us/documents/ucm-t26420.html	3 Fuentes	0.09%

304	https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02112050/document	0.09%
305	http://ovg.si/wp-content/uploads/2019/02/ZBORNIK-_Otrok-v-gibanju-_2012.pdf?fbclid=IwAR3bljzHxvFvekfqS4xaSaaUeJt	3 Fuentes 0.09%
306	https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/132664/6528.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.09%
307	viewInternetArchive1.asp?oid=438684798&key=6bab949baa8fea014b9f6ef510dfbd32	2 Fuentes 0.09%
308	http://dspace.uvic.cat/xmlui/bitstream/handle/10854/4437/guiest_a2017-18_guia_estudiant_fisioterapia_nou_pla.pdf?isAllowe...	0.09%
309	https://www.iospt.org/doi/pdfplus/10.2519/iospt.1993.18.5.614	2 Fuentes 0.09%
310	http://clok.uclan.ac.uk/2926/3/Protheroe_Laurence_Final_e-Thesis_%28Master_Copy%29.pdf	0.09%
311	https://content.iospress.com:443/articles/journal-of-back-and-musculoskeletal-rehabilitation/bmr191528	0.09%
312	https://1library.co/document/zwwxvd7z-sindrome-burnout-profesores-universidad-analisis-psicometrico-comparativo-arequipa	0.09%
313	https://core.ac.uk/download/195278922.pdf	0.09%
314	https://mts.intechopen.com/storage/books/2992/authors_book/authors_book.pdf	0.09%
315	https://revistas.ups.edu.ec/index.php/retos/issue/download/190/full_issue22	3 Fuentes 0.09%
316	https://eprints.soton.ac.uk/411975/1/Final_Thesis_2017_03_06.pdf	0.09%
317	https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1746/1/012086	0.09%
318	https://repositorio.comillas.edu/xmlui/bitstream/handle/11531/24082/Gu%c3%ada%20docente.pdf?isAllowed=y&sequence=1	2 Fuentes 0.09%
320	https://es.scribd.com/document/434237718/Congreso-nacional-Innovaciones-en-psicologia-y-salud-mental	0.09%
321	http://www.labome.org/expert/belgium/katholieke/jonkers/i-jonkers-3208400.html	3 Fuentes 0.09%
322	https://gestion.ibv.org/gestoribv/index.php/proyectos/descargables/ambito-de-mayores-y-atencion-a-la-dependencia/681-e1-1...	0.09%
323	https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/17/17142/tde-20082020-115732/publico/JULIANANOGUEIRACOELHOco.pdf	0.09%
324	https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mds.20115	0.09%
325	http://www.index-f.com/referencia/2014/r42-007.php	0.09%
326	https://escholarship.org/content/qt8np3r5j1/qt8np3r5j1.pdf?t=qajwge	3 Fuentes 0.09%
327	https://idus.us.es/handle/11441/28172	0.08%

328	https://mp.medicalonline.jp/products/article_list.php?magazine_code=ca8ijpts&number=12&volume=27&year=2015	0.08%
329	http://hombrocea.fwdfind.info	5 Fuentes 0.08%
330	https://docplayer.es/195675392-Analisis-cinematico-de-la-marcha-en-desarticulado-de-hombro.html	0.08%
331	https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2018.01509/full	0.08%
332	https://www.iospt.org/doi/pdfplus/10.2519/iospt.1998.28.2.88	0.08%
333	https://manualzz.com/doc/35662824/proceedings	4 Fuentes 0.08%
335	http://bibliotecavirtual.unl.edu.ar:8080/bitstream/handle/11185/5626/Tesis.pdf?isAllowed=n&sequence=1	2 Fuentes 0.08%
337	https://academic.oup.com/jmt/article/53/3/232/2579747	2 Fuentes 0.08%
338	https://hdl.handle.net/10630/14954	0.08%
339	https://worldwidescience.org/topicpages/d/dolor+postoperatorio+leve.html	0.08%
340	https://doaj.org/article/7a2e1ba1b33540b38931285b164acfd7	5 Fuentes 0.07%
341	https://doczz.com.br/doc/1727/fa%C3%A7a-aqui-o-do-artigo-em-pdf	3 Fuentes 0.07%
342	https://www.journals.aiac.org.au/index.php/IJKSS/article/view/4577	5 Fuentes 0.07%
343	http://cpnet.ocean.factore.ca/en/resources/research-articles/research-articles-on-diagnosis-interventions	3 Fuentes 0.07%
344	https://theses.cz/id/ixg45y/Srbova_Jana.docx?lang=en	0.07%
345	https://kclpure.kcl.ac.uk/ws/files/31008840/2012_Ashford_Stephen_0441317_ethesis.pdf	0.07%
347	http://analisedemarcha.com/papers/biomecanica/ERROR/2017_Quantifying%20sources%20of%20variability%20in%20gait%20...	0.07%
348	http://hdl.handle.net/10433/6280	4 Fuentes 0.07%
349	http://tesisenxarxa.net/bitstream/handle/10803/128929/smonterde.pdf?sequence=1	0.07%
350	https://www.neurologia.com/articulo/2016273	0.07%
351	https://digibug.ugr.es/handle/10481/62401	4 Fuentes 0.07%
352	http://www.journaltoacs.ac.uk/index.php?journalID=14606&local_page=&sortCol=&sortType=&sort=&userQueryID=	3 Fuentes 0.07%
353	https://pesquisa.bvsalud.org/gim/?lang=en&q=au%3A%22Andare%2C+Nathalie+Ferrari+Bechara%22	0.07%

354	https://www.deepdyve.com/lp/wiley/reliability-repeatability-and-reproducibility-analysis-of-measurement-X1b7a0hY7W	0.07%
355	https://www.medicina.uady.mx/principal/docs/reh/PEC_Optativas_21-22.pdf	5 Fuentes 0.07%
356	https://digibug.ugr.es/bitstream/handle/10481/70442/69309.pdf?isAllowed=y&sequence=4	4 Fuentes 0.07%
357	https://revistas.ecr.edu.co/index.php/RCR/article/view/75	0.06%
358	https://studylib.es/doc/2370139/correia_mendes_e_land_ana_isabel_tesis.pdf	4 Fuentes 0.06%
359	https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/125699/Study%20of%20the%20distortion%20of%20the%20indirect%20angular%20...	0.06%
360	https://1library.co/document/yn4531kz-el-papel-de-la-terapia-ocupacional-enfermedad-huntington.html	0.06%
361	https://idus.us.es/xmlui/bitstream/handle/11441/45255/Tesis%20Doctoral%20Sara%20Garcia%20Marques.pdf?isAllowed=y&sequence=1	2 Fuentes 0.06%
362	http://hdl.handle.net/10803/403436	2 Fuentes 0.06%
363	https://issuu.com/elpuntosobrei/docs/mtmasterclasses	0.06%
364	http://asp.journals.umz.ac.ir/article_2081_64c73b9309b585c86cf5b937fdcd178b.pdf	4 Fuentes 0.06%
365	http://repositorio.autonoma.edu.co/bitstream/11182/393/1/Efecto_feedback_visual_recuperaci%c3%b3n_marcha_personas_en...	0.06%
367	https://qspace.library.queensu.ca/bitstream/handle/1974/8117/Kroker_Andres_M_201307_MSc.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.05%
368	https://ueaeprints.uea.ac.uk/view/creators/csw16avu.default.html	4 Fuentes 0.05%
369	http://www.nebrija.com/carreras-universitarias/fisioterapia/pdf-asignaturas/anatomia-humana-especial-cinesiologia.p	5 Fuentes 0.05%
370	https://eprints.bournemouth.ac.uk/view/year/2021.html	5 Fuentes 0.05%
373	https://Www.Medrxiv.Org/content/10.1101/2021.05.27.21257740v1.full.pdf	0.05%
374	https://zaguan.unizar.es/record/87030/files/TESIS-2020-011.pdf	0.05%
375	http://hdl.handle.net/10433/4970	0.05%
376	https://academictree.org/econ/publications.php?pid=420389	0.05%
377	https://worldwidescience.org/topicpages/g/gait+variability+methods.html	3 Fuentes 0.05%
378	http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/19001/1/CD-8394.pdf	0.05%
380	http://uvadoc.uva.es/handle/10324/36313	0.05%

381	https://idoc.pub/documents/procesos-e-instrumentos-de-evaluacion-neuropsicologica-educativa-d4pqx20kodnp	0.05%
382	http://repositorio2.udelas.ac.pa/bitstream/handle/123456789/540/Lourdes%20GOICOECHEA.pdf?isAllowed=y&sequence=1	5 Fuentes 0.05%
383	https://www.mdpi.com/1424-8220/20/5/1343	3 Fuentes 0.05%
384	https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnint.2021.781935/full	6 Fuentes 0.05%
388	http://saludmed.com/Exámenes/EXAM-TEORICO_2270_CONFIG_BB.html	2 Fuentes 0.05%
389	https://bibliometria.ucm.es/fichaGrupo/dp/228	0.05%
390	http://slideshowes.com/doc/939943/los-estilos-y-estrategias-de-aprendizaje-en-los	5 Fuentes 0.05%
391	https://www.scielo.br/j/rbfi/a/DpQjKf8Jb4Hs8LWXfBnLHJm/?lang=en	0.05%
392	https://aprenderly.com/doc/1757141/libro-de-presentaciones	0.05%
393	http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/9272	0.05%
394	https://touro scholar.touro.edu/cgi/viewcontent.cgi?params=%2Fcontext%2Ffacpubs%2Farticle%2F1010%2F&path_info=	0.05%
395	http://dspace.upv.es/bitstream/handle/10251/7730/tesisUPV3241.pdf.txt	0.05%
396	http://doczz.com.br/doc/4764/9007080-revista-psicologia-17-ok-revista-psicolog.-17	0.05%
397	http://cariari.ucr.ac.cr/~edufiucr/Publicaciones/RECES/vol-1-n-2.PDF	2 Fuentes 0.05%
398	https://digibug.ugr.es/bitstream/handle/10481/62279/58534.pdf	0.05%
399	http://frasesbonitas.pe/frase-de-albert-einstein?height=150&width=470&inlineId=megasocialpopup_container&modal=	5 Fuentes 0.04%
400	https://fedorabg.bg.ac.rs/fedora/get/o:11815/bdef:Content/get	0.04%
401	https://www.sciencegate.app/keyword/108568	0.04%
402	http://dspace.utb.edu.ec/bitstream/handle/49000/8832/E-UTB-FCJSE-CSOCIAL-000324.pdf?sequence=1	5 Fuentes 0.04%
403	http://lrd.yahooapis.com/_ylc=X3oDMTVnMzNIZ2w0BF9TAzlwMjMxNTI3MDIEYXBwaWQDTHJlajRUTFYzNEdRVjYwVDFRY	4 Fuentes 0.04%
404	http://oa.upm.es/cgi/export/eprint/66955/Simple/upm-eprint-66955.txt	0.04%
406	https://eprints.ucm.es/id/eprint/63825/1/T42053.pdf	0.04%
407	https://protocolexchange.researchsquare.com/article/c0abcc1e-2c32-4cc1-8eb0-27428fe58cc1/v2	5 Fuentes 0.04%

408	https://link.springer.com/article/10.1007/s00482-012-1189-6?code=aa463044-51a7-41c9-9059-51d9ca779c25&error=cool	4 Fuentes	0.04%
409	https://link.springer.com/article/10.1007/s11136-019-02279-6?code=485ebcb5-b207-4297-bcbe-949aeaad48d3&error=cool	4 Fuentes	0.03%
410	https://www.ucv.es/oferta-academica/posgrados/ciencias-del-deporte/master-universitario-en-ciencias-aplicadas-a-la-p	4 Fuentes	0.03%
411	http://d-scholarship.pitt.edu/6619/1/eldridgekevin_etd12_21_2006.pdf		0.03%
412	http://hdl.handle.net/1866/12053		0.03%
413	https://moam.info/corte-interamericana-de-derechos-humanos-caso_5a3097c61723ddac2f4a0558.html	2 Fuentes	0.03%
414	https://eprints.ucm.es/50577/1/T40734.pdf	3 Fuentes	0.03%
415	https://es.slideshare.net/DiegoFernandoPaz/goniometria1	3 Fuentes	0.03%
416	https://moxigeno.com/2019/03/07/asics-dynaflyte-3-257gr-drop8mm-zapatillas-running-asfalto-ligeras-y-duraderas-ana	2 Fuentes	0.03%
417	http://hdl.handle.net/10550/50522	2 Fuentes	0.03%
418	https://servicios.uemc.es/GuiasDocentes17/GuiaDocente/Pdf/20769	4 Fuentes	0.03%
419	https://es.wikihow.com/utilizar-el-Inventario-de-Depresi%C3%B3n-de-Beck		0.03%
420	http://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/cybertesis/4337	6 Fuentes	0.03%
421	https://revistas.icanh.gov.co/index.php/rca/article/view/163	2 Fuentes	0.03%
422	http://www.accede.iuacj.edu.uy/xmlui/handle/123456789/126		0.03%
423	http://hdl.handle.net/10486/8362	6 Fuentes	0.03%
424	http://tdx.cat/handle/10803/2554?show=full		0.03%
425	https://mejorconsalud.as.com/enfermedades/fibromialgia		0.03%
426	https://tdx.cat/bitstream/handle/10803/672885/txpm_20210917.pdf?isAllowed=y&sequence=2		0.03%
427	https://roderic.uv.es/bitstream/handle/10550/61342/TESIS%20MARTA%20ACCARI.pdf?isAllowed=y&sequence=1	7 Fuentes	0.03%
429	http://hdl.handle.net/10261/101491		0.03%
430	https://powerexplosive.com/dorsiflexion-reducida-de-tobillo-causas-consecuencias-y-mejora		0.03%
431	https://docplayer.es/94606784-Revista-ciencia-y-cuidado-vol-12-no-1-enero-junio-de-2015-universidad-francisco-de-pau	2 Fuentes	0.03%

439	http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-51502019000100225&script=sci_arttext&tlng=en	3 Fuentes	0.03%
440	viewInternetArchive1.asp?oid=344107271&key=0bda2ae8701490c5a3d267b6830afab1		0.03%
441	http://www.iespedroespinoza.es/departamentos/atencion_personas/atencion_personas_situacion_dependencia.pdf		0.03%
442	http://www.research.chula.ac.th/web/abstract/libraly/Abs52_07.pdf	3 Fuentes	0.03%
443	https://iranhrdc.org/report-submitted-by-hina-jilani-special-representative-of-the-secretary-general-on-the-situation-of	2 Fuentes	0.03%
444	http://www.revistacaci.org.ar/contenido/art.php?recordID=MTk3Mw%3D%3D		0.03%
445	http://diposit.ub.edu/dspace/bitstream/2445/42498/1/IBP_TESIS.pdf		0.03%
446	https://repositorioacademico.upc.edu.pe/handle/10757/652703?locale-attribute=en	2 Fuentes	0.03%
447	https://renati.sunedu.gob.pe/handle/sunedu/3058053		0.03%
448	http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a435450.pdf	2 Fuentes	0.03%
449	http://ojs.ucp.edu.ar/index.php/ceited2021/issue/download/12/5	4 Fuentes	0.03%
450	https://doaj.org/article/b4bd6869b8294ccba2387cfde019fe69		0.03%
451	http://eprints.uanl.mx/19472/1/ARANDA%20CAMPOS%20ELENA%20ESTEFANIA.pdf		0.03%
452	https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/37977/Jim%c3%a9nez%20-%20Generation%20of%20offspring%20from%20cryo...		0.03%
453	http://www.repositorio.ufop.br/handle/123456789/12294?locale=es	5 Fuentes	0.03%
454	http://www.infonortedigital.com/index.php?target=publicaciones/index.php&seccion=29	4 Fuentes	0.03%
455	http://biblioteca.agn.gob.do/cgi-bin/koha/opac-detail.pl?biblionumber=58947		0.03%
456	https://dokodoc.com/biomecanique-et-bioingenierie-umr-cnrs-unite-mixte-de-recher.html	2 Fuentes	0.03%
457	https://repositorio.ucv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12692/71853/Montoya_VC-SD.pdf?isAllowed=y&sequence=1	3 Fuentes	0.03%
474	http://uvadoc.uva.es/handle/10324/16376		0.02%
478	http://www.ingenieria.uaslp.mx/ct/Documents/memorias%20DP%202018-2019%20I.pdf		0.02%
480	https://www.menorcatrainers.com/cinturon-pelvico		0.02%
481	https://www.researchgate.net/publication/280151368_Calidad_de_vida_en_pacientes_con_dolor_lumbar_cronico		0.02%

482	https://documentop.com/manual-basico-de-formacion-especializada-sobre-discapacidad-_59fe1ee91723dd9aea8c1aa0.html	0.02%
483	https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=BOE-A-1995-24262	0.02%
484	http://revistamedica.imss.gob.mx/editorial/index.php/revista_medica/article/view/1297/3044	0.02%
485	https://dspace.ucacue.edu.ec/bitstream/ucacue/7536/1/9BT2017-MTI37.pdf	0.02%
486	http://hdl.handle.net/10803/48635	0.02%
487	http://www.fsregional.com/HealthLibrary/default.aspx?id=664&sid=5&pTitle=CondASpanish&ContentTypeID=85&Conte	2 Fuentes 0.02%
488	http://repositorio.unab.cl/xmlui/handle/ria/1247	0.02%
489	https://www.researchgate.net/publication/277588281_RIESGOS_PSICOSOCIALES_EN_EL_TRABAJO_EN_FISIOTERAPEUTAS	2 Fuentes 0.02%
490	https://repositorioinstitucional.buap.mx/bitstream/handle/20.500.12371/6586/848914T.pdf?isAllowed=y&sequence=1	0.02%
491	https://baixardoc.com/documents/solucionario-byg-1a-bachillerato-serie-inicia-oxford-5d04041a8c546	0.02%
492	https://vsip.info/tesis-prueba-o-test-acra-para-el-pensamiento-divergente-pdf-free.html	2 Fuentes 0.02%
493	https://eprints.ucm.es/id/eprint/65711/1/T42573.pdf	0.02%
494	https://pogoe.org/taxonomy/term/424	4 Fuentes 0.02%
495	https://library.ciat.cgiar.org/cgi-bin/koha/opac-MARCdetail.pl?biblionumber=52315	5 Fuentes 0.02%
496	https://ria.utn.edu.ar/xmlui/bitstream/handle/20.500.12272/5788/Libro.%20Versi%c3%b3n%20final.pdf?isAllowed=y&sequen...	0.02%
497	https://www.researchgate.net/publication/240305156_Cuestionario_Latinoamericano_TDAH_Construccion	5 Fuentes 0.02%
498	https://docs.vicon.com/display/Nexus25/Plug-in+Gait+kinematic+variables?fbclid=IwAR2kgedS213ty73lcRkaVt4mXarqyV	2 Fuentes 0.02%
499	http://bookingtravel.eu	0.02%
500	https://cienciadigital.org/revistacienciadigital2/index.php/CienciaDigital/issue/download/20/19	2 Fuentes 0.02%
501	https://buleria.unileon.es/bitstream/handle/10612/3440/Dieta_licopeno.PDF?sequence=1	0.02%
502	https://hdl.handle.net/20.500.12848/894	0.02%
503	http://www.urjc.es/z_files/aj_comu/aj16/consejo_estudiantes.html	0.02%

5	Entrega de estudiante	ID de archivo: 41761933	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes	1.12%
7	Entrega de estudiante	ID de archivo: 8190942	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.95%
13	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29346397	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.8%
15	Entrega de estudiante	ID de archivo: 47645733	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.79%
17	Entrega de estudiante	ID de archivo: 23794257	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.76%
18	Entrega de estudiante	ID de archivo: 50670319	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.75%
19	Entrega de estudiante	ID de archivo: 12215150	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.73%
24	Entrega de estudiante	ID de archivo: 10238852	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.66%
25	Entrega de estudiante	ID de archivo: 18439559	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.65%
26	Entrega de estudiante	ID de archivo: 46952734	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	6 Fuentes	0.62%
32	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29157523	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.58%
51	Entrega de estudiante	ID de archivo: 65913703	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.47%
54	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58339031	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.46%
78	Entrega de estudiante	ID de archivo: 56129147	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.39%
120	Entrega de estudiante	ID de archivo: 66996499	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.28%
123	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29245677	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.28%
126	Entrega de estudiante	ID de archivo: 55027403	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.28%
133	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29009784	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.26%
142	Entrega de estudiante	ID de archivo: 60959661	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.26%
195	Entrega de estudiante	ID de archivo: 23794132	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.19%
214	Entrega de estudiante	ID de archivo: 18011274	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.16%
215	Entrega de estudiante	ID de archivo: 69876851	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.16%
216	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58086857	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.16%

238	Entrega de estudiante	ID de archivo: 18010997	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.14%
239	Entrega de estudiante	ID de archivo: 23189747	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.14%
255	Entrega de estudiante	ID de archivo: 69876882	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.12%
269	Entrega de estudiante	ID de archivo: 42101851	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes 0.12%
278	Entrega de estudiante	ID de archivo: 40080993	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.11%
291	Entrega de estudiante	ID de archivo: 71009002	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.1%
319	Entrega de estudiante	ID de archivo: 19772163	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.09%
334	Entrega de estudiante	ID de archivo: 46040165	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.08%
336	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29304386	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.08%
346	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58152941	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.07%
366	Entrega de estudiante	ID de archivo: 64641394	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	4 Fuentes 0.06%
371	Entrega de estudiante	ID de archivo: 53962191	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.05%
372	Entrega de estudiante	ID de archivo: 28361755	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.05%
379	Entrega de estudiante	ID de archivo: 7028700	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.05%
385	Entrega de estudiante	ID de archivo: 28749053	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.05%
386	Entrega de estudiante	ID de archivo: 69870167	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	5 Fuentes 0.05%
387	Entrega de estudiante	ID de archivo: 26632096	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.05%
405	Entrega de estudiante	ID de archivo: 8178995	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.04%
428	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58138607	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes 0.03%
432	Entrega de estudiante	ID de archivo: 5319873	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.03%
433	Entrega de estudiante	ID de archivo: 53257936	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	4 Fuentes 0.03%
434	Entrega de estudiante	ID de archivo: 13085235	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.03%
435	Entrega de estudiante	ID de archivo: 30013514	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.03%

436	Entrega de estudiante	ID de archivo: 46861035	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes	0.03%
437	Entrega de estudiante	ID de archivo: 1969629	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	5 Fuentes	0.03%
438	Entrega de estudiante	ID de archivo: 13128371	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.03%
458	Entrega de estudiante	ID de archivo: 6085217	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
459	Entrega de estudiante	ID de archivo: 12246328	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
460	Entrega de estudiante	ID de archivo: 29160265	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
461	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58770122	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
462	Entrega de estudiante	ID de archivo: 55027511	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
463	Entrega de estudiante	ID de archivo: 55406508	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
464	Entrega de estudiante	ID de archivo: 6933171	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes	0.02%
465	Entrega de estudiante	ID de archivo: 64461018	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
466	Entrega de estudiante	ID de archivo: 3613013	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
467	Entrega de estudiante	ID de archivo: 26115745	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	5 Fuentes	0.02%
468	Entrega de estudiante	ID de archivo: 58779009	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes	0.02%
469	Entrega de estudiante	ID de archivo: 5844456	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
470	Entrega de estudiante	ID de archivo: 5786661	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
471	Entrega de estudiante	ID de archivo: 57579976	Institución: Universidad Rey Juan Carlos		0.02%
472	Entrega de estudiante	ID de archivo: 1998762	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	4 Fuentes	0.02%
473	Entrega de estudiante	ID de archivo: 11825294	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
475	Entrega de estudiante	ID de archivo: 57615618	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
476	Entrega de estudiante	ID de archivo: 22554783	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	3 Fuentes	0.02%
477	Entrega de estudiante	ID de archivo: 57089850	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%
479	Entrega de estudiante	ID de archivo: 5851210	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	2 Fuentes	0.02%

504	Entrega de estudiante	ID de archivo: 1026610	Institución: Universidad Rey Juan Carlos	0.02%
-----	-----------------------	------------------------	--	-------