

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA HUMANA

I



TESIS DOCTORAL

**Determinantes Mecánicos de los Momentos
Articulares de la Rodilla en el Plano Frontal
Durante la Fase de Apoyo de la Marcha**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Javier Pascual Huerta

Director:

Fermín Viejo Tirado

Madrid, 2010

ISBN: 978-84-693-7728-4

© Javier Pascual Huerta, 2010

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Tesis Doctoral

Determinantes Mecánicos de los Momentos Articulares de la Rodilla en el Plano Frontal Durante la Fase de Apoyo de la Marcha

Javier Pascual Huerta



Departamento de Anatomía y Embriología Humana I

Programa de Doctorado: Medicina Preventiva, Salud Pública y
Anatomía y Embriología Humana

Dirección

Dr. D. Fermín Viejo Tirado

Resumen

Introducción. La osteoartrosis de rodilla es uno de los procesos artrósicos más comunes en los pacientes de edad avanzada. Aunque todavía existen dudas sobre el proceso patomecánico de la osteoartrosis de rodilla, actualmente se acepta que las cargas articulares elevadas juegan un papel fundamental en la aparición y progresión de la enfermedad. Los momentos articulares en el plano frontal de la articulación de la rodilla durante la marcha se utilizan actualmente como indicadores indirectos de la carga en los compartimentos medial y lateral durante la deambulación y han sido relacionados con la presencia de artrosis del compartimento medial de la rodilla y con la severidad de la misma en numerosos estudios. El presente estudio pretende investigar el papel de diversos elementos mecánicos como predictores de la elevación de los momentos adductores en la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha e investigar la existencia de diferencias de género entre dichos factores.

Material y Métodos. Se realizó un análisis de la marcha a un total de 103 individuos sanos sin antecedentes ni patología diagnosticada en el miembro inferior. Se utilizó un sistema de análisis de la marcha tridimensional con 7 cámaras de vídeo y 2 plataformas de fuerza para estudiar las variables cinemáticas y cinéticas del miembro inferior de los sujetos. Se analizó el área de la gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal prestando especial importancia a tres variables de la gráfica: valor máximo en la primera mitad de la fase de apoyo, valor máximo en la segunda mitad de la fase de apoyo y valor del área total de la gráfica. Se realizó una comparación de estos tres valores entre sexos y una prueba de regresión múltiple para estas tres variables dependientes utilizando diversos factores mecánicos como variables independientes.

Resultados. Se analizaron los datos completos de 100 individuos (56 hombres; 44 mujeres). No se encontraron diferencias significativas en cuanto a los tres valores medidos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal entre hombres y mujeres. Las variables independientes que explicaron mayor variabilidad de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal fueron la alineación femorotibial en carga estática, los momentos articulares de la cadera en el plano frontal y la rotación tibial durante la marcha.

Discusión. El presente estudio establece valores que pueden considerarse de normalidad de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la marcha para la población española. La mayor prevalencia de osteoartrosis de rodilla en mujeres puede ser debida a otros factores diferentes de la carga articular durante la marcha. La alineación femorotibial en el plano frontal es el principal factor contribuyente en las cargas articulares de la rodilla. La musculatura abductora y adductora de la cadera y la rotación tibial son los otros dos factores mecánicos importantes para explicar las cargas articulares de la rodilla. Estos factores deben de ser considerados en futuros estudios sobre el tratamiento y prevención de la osteoartrosis de rodilla.

Abstract

Introduction. Knee osteoarthritis is one of the most common arthritic problems in the elderly. Although the pathomechanics of knee osteoarthritis is not completely understood, it is accepted that excessive localized loading in the knee during walking is an important factor in the initiation and progression of the arthritic process. Frontal plane knee joint moments have been used as an indirect measure of knee joint loading and have also been linked to the presence of knee osteoarthritis of the medial compartment and to the degree of osteoarthritis in several studies. The aim of the present study is to explore mechanical factors related to the frontal plane knee joint moments during gait.

Materials and Methods. One hundred and three healthy, non symptomatic, subjects underwent a three-dimensional gait analysis using 7 video cameras and 2 force platforms to study the kinematics and kinetics of the lower limb of the subjects during gait. The frontal plane knee joint moment graph was analyzed in three specific points: maximum value during the first half of stance phase, maximum value during the second half of the stance phase and value of the total area of the graph. A comparison by gender and a multiple regression analyses of these variables was made using several mechanical factors as independent variables.

Results. Complete data of 100 subjects were finally analyzed (56 men; 44 women). There were no gender differences in the three variables measured of the frontal plane knee joint moments during gait. Independent variables that explained greatest variability of knee joint moments were knee joint frontal plane alignment in static stance, frontal plane hip joint moments during gait and tibial rotation during gait.

Discussion. The present study gives normative values of frontal plane knee joint moments for this Spanish population. Greater prevalence of knee osteoarthritis in women could be derived by factors other than joint load. Knee joint alignment is the principle factor which explains knee joint loads and abductor/adductor muscles of the hip and tibial rotation are the other two important factors. Those factors should be considered in future research of risk factors and interventions for initiation and progression of knee osteoarthritis.

Agradecimientos

Quizá en este punto ya no recuerde muy bien las circunstancias por las que comencé a trabajar en este proyecto, sin embargo, la experiencia de trabajar con personas tan maravillosas con las que he tenido el placer de compartir horas de trabajo será inolvidable para mí.

En primer lugar quiero agradecer a mi director de tesis, el Dr. Viejo Tirado su apoyo en el proyecto, su paciencia y su experiencia para sortear todos los problemas que han ido apareciendo por el trayecto. Su confianza en este trabajo ha sido la principal fuente de motivación para progresar en el trabajo. La segunda persona de la que me siento especialmente privilegiado de haber trabajado y compartido horas en el laboratorio es D. Ernesto Maceira Suarez. Muchas gracias por su tiempo y por su valiosísima experiencia, su manera de entender el laboratorio de análisis de la marcha y de interpretar los resultados de los análisis han sido de enorme validez y ayuda para la realización de este trabajo.

Igualmente este trabajo no hubiera sido posible sin la colaboración y ayuda de D. Juan Manuel Ropa Moreno, D. Javier Hernández Perdiguero y de Kevin Kirby, DPM. Agradecer a Juan Manuel su paciencia y colaboración siempre desinteresada sin la cual este proyecto hubiera sido absolutamente imposible de llevar a cabo, a Javier Hernández por su comprensión y su ánimo de trabajar siempre en positivo y al Dr. Kirby agradecer su entusiasmo, dedicación y generosidad al compartir sus conocimientos sobre el mundo de la biomecánica del miembro inferior. Sin duda, es la mente más brillante que he conocido en este campo.

Agradecimientos también a la Clínica Universitaria de Podología, a la dirección y la gerencia por la generosa aportación de una de sus salas y del sistema de Análisis de la Marcha Vicon® para la realización de los estudios.

Igualmente he de agradecer sinceramente a todos los participantes que voluntariamente se presentaron para formar parte de este estudio por la generosidad de su tiempo, su paciencia con las dificultades técnicas que surgieron durante los estudios y su gran entusiasmo. Sin ellos este trabajo no hubiera sido posible.

Finalmente quiero agradecer a mi pareja, Gema, su apoyo constante, sus ánimos y su confianza en mí. Siempre has sido una gran fuente de inspiración y motivación en todas las facetas de mi vida. Tu paciencia ha sido infinita.

Muchas Gracias.

Índice

Página

Resumen	i
Agradecimientos	v
Capítulo 1. Introducción	2
1.1. La Osteoartrosis (OA) de Rodilla	2
1.2. Patomecánica de la Osteoartrosis de Rodilla.....	6
1.3. Análisis de la Marcha, Momento Adductor Externo de la Rodilla (MAER) y OA del Compartimento Medial.....	14
1.3.1. Análisis de la Marcha	14
1.3.2. Momentos Articulares	17
1.3.3. Los Momentos en el Plano Frontal de la Rodilla como Indicadores de las Cargas en los Compartimentos Medial y Lateral de la Rodilla	21
1.3.4. El MAER y la OA Medial de Rodilla	29
1.3.4.a. Estudios Transversales	30
1.3.4.b. Estudios Longitudinales	35
1.3.4.c. Tratamientos de la OA medial y MAER	38
1.3.4.d. Dolor Articular y MAER.....	41
1.3.5. Determinantes del MAER en el Plano Frontal.....	43
1.3.5.a. Diferencias de Género	44
1.3.5.b. Determinantes Mecánicos del MAER.....	47

1.3.5.c. Valores Usados para el Estudio del MAER	50
1.3.5.d. Velocidad de la Marcha y Longitud del Paso.....	53
1.4. Objetivos del Estudio.....	55
Capítulo 2. Material y Métodos.....	59
2.1. Sujetos.....	59
2.2. Aparataje	60
2.2.1. Espacios y Sistemas Utilizados	60
2.2.2. Colocación de los Marcadores	64
2.2.2.a. Marcadores del Segmento Pelvis.....	66
2.2.2.b. Marcadores del Segmento Muslo	67
2.2.2.c. Marcadores del Segmento Pierna	68
2.2.2.d. Marcadores del Pie	69
2.2.3. Sistemas de Coordenadas Global y Sistemas de Coordenadas Locales de los Segmentos	72
2.2.3.a. Sistema de Coordenadas Global o Fijo	73
2.2.3.b. Sistema de Coordenadas Locales	76
2.2.3.b.1. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Pelvis.....	77
2.2.3.b.2. Eje de la Pelvis al Centro de la Articulación de la Cadera....	78
2.2.3.b.3. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Muslo	80
2.2.3.b.4. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Pierna	82
2.2.3.b.5. Definición del Vector Pie	85
2.2.4. Descripción Goniométrica.....	87
2.2.4.a. Ángulos Euler/Cardan y Sistemas de Coordenadas Articulares...	88
2.2.5. Descripción de las Variables Cinemáticas	93

2.2.5.a. Inclinación de la Pelvis.....	93
2.2.5.b. Rotación de la Pelvis	94
2.2.5.c. Oblicuidad de la Pelvis	94
2.2.5.d. Descripción Completa de la Posición de la Pelvis	94
2.2.5.e. Flexión/Extensión de Cadera.....	95
2.2.5.f. Rotación de la Cadera	95
2.2.5.g. Abducción/Adducción de la Cadera.....	95
2.2.5.h. Descripción Completa de la Posición de la Cadera.....	96
2.2.5.i. Flexión/Extensión de la Rodilla	97
2.2.5.j. Rotación de la Rodilla	97
2.2.5.k. Varo/Valgo de la Rodilla.....	97
2.2.5.l. Descripción Completa de la Posición de la Rodilla	98
2.2.5.m. Dorsiflexion/Plantarflexión del Pie.....	99
2.2.5.n. Rotación del Pie	99
2.2.5.p. Progresión del Pie.....	99
2.2.6. Calculo de los Parámetros Cinéticos	100
2.3. Protocolo de estudio	109
2.3.1. Captura Estática.....	111
2.3.2. Captura Dinámica.....	112
2.3.3. Procesamiento de las Capturas Estáticas y Dinámicas.....	113
2.3.3.a. Procesamiento de los Sujetos en el Programa Vicon 370®	113
2.3.3.b. Procesamiento en el Programa Vicon Clinical Manager ®	116
2.4. Parámetros y Variables Estudiadas.....	119
2.5. Análisis Estadístico.....	121

Capítulo 3. Resultados	126
3.1. Datos de la Muestra	126
3.2. Normalidad de las Variables Estudiadas	128
3.3. Gráfica del MAER	131
3.4. Diferencias de Género en el MAER	135
3.5. Modelos de Regresión Múltiple para el MAER	136
3.5.1. Modelo para el Primer Pico del MAER	136
3.5.2. Modelo para el Segundo Pico del MAER	140
3.5.3. Modelo para el Área Total del MAER	144
3.6. Fiabilidad de los Datos	148
Capítulo 4. Discusión	151
4.1. El MAER en la Población Española	151
4.2. Diferencias de Género en el MAER	153
4.3. Determinantes Mecánicos del MAER	155
4.3.1. Determinantes del 1º Pico del MAER	156
4.3.2. Determinantes del 2º Pico del MAER	160
4.3.3. Determinantes del Área Total del MAER	162
4.3.4. Alineación del Miembro Inferior en el Plano Frontal	165
4.3.5. Momentos de la Cadera en el Plano Frontal	170
4.3.6. Rotación Tibial en Carga Dinámica	173
4.3.7. Momentos del Retropie en el Plano Frontal	177
4.3.8. Factores Asociados a la Velocidad de la Marcha	180
4.4. Posibles Aplicaciones Respecto al Tratamiento de la OA de Rodilla	183
4.5. Consideraciones y Limitaciones Asociadas al Estudio	186

4.5.1. Fiabilidad de los Datos	186
4.5.2. Potencia del Estudio	190
4.5.3. Edad de la Muestra y Momentos Articulares	192
4.5.4. Unilateralidad de la Muestra	194
4.5.5. Sistema de Referencia de los Momentos.....	195
4.5.6. Normalización de los Momentos.....	201
Capítulo 5. Conclusiones	204
Bibliografía.....	208
Anexos	

Relación de Figuras

Página

Figura 1. Momentos articulares	18
Figura 2. Gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal durante un ciclo completo de la marcha, con la forma con dos picos típicos de la gráfica. Los momentos representados hacen referencia a los momentos externos de la articulación de la rodilla en el plano frontal	22
Figura 3. La gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal se define como un momento o “ <i>torque</i> ” con predominancia adductora que tiende a producir adducción de la tibia sobre el fémur durante la marcha aumentando la compresión del compartimento medial	24
Figura 4. Figura representando las fuerzas reactivas del suelo durante la fase de apoyo de la marcha que pasan mediales al centro articular de la rodilla durante prácticamente toda la fase de apoyo de la marcha produciendo un momento adductor externo.....	24
Figura 5. Radiografía anteroposterior de la rodilla donde se aprecia OA del compartimento medial bilateral. La flecha corta muestra una disminución del espacio particular en el compartimento medial de la rodilla. La flecha larga muestra la alineación en varo de ambas tibias	28
Figura 6. Laboratorio de análisis de la marcha de la UCM.....	62
Figura 7. Plataformas de fuerza situadas a ras de suelo en el centro del pasillo del laboratorio	64
Figura 8. Figura clínica anterior de la colocación de los 15 marcadores para la realización del estudio.....	71

Figura 9. Figura clínica posterior de la colocación de los 15 marcadores utilizada para la realización del estudio	71
Figura 10. Sistema de coordenadas cartesiano	72
Figura 11. Representación del sistema ortogonal fijo del laboratorio y de los diferentes sistemas ortogonales locales fijados a los diferentes segmentos corporales creados a partir de los marcadores colocados en el paciente y en el laboratorio. Estos sistemas fueron creados en la captura estática del individuo	74
Figura 12. Aparato utilizado para la creación del sistema de coordenadas ortogonal global fijo en el laboratorio. El dispositivo se colocó inicialmente en el centro de la sala coincidiendo con las plataformas de fuerza en cada sesión.....	75
Figura 13. Sistema de coordenadas del segmento pelvis.....	78
Figura 14. Geometría utilizada para el cálculo del centro articular de la cadera. Adaptado de Davis y cols. [111] <i>ASIS= Espina Ilíaca Antero Superior</i>	79
Figura 15. Sistema de coordenadas del segmento muslo	81
Figura 16. Sistema de coordenadas del segmento pierna	83
Figura 17. Modelado de segmentos rígidos, ejes y sistemas de coordenadas locales partiendo de la colocación de los 15 marcadores en el miembro inferior.....	84
Figura 18. Ejes del pie y ángulos de rotación.....	86

Figura 19. Secuencia de rotación de ángulos Cardan. Partiendo de la posición inicial X1, Y1, Z1 se llega a la posición final de X2, Y2, Z2. Primero se realiza un giro (β_1) sobre el eje X1, alcanzado la posición X1, Y1', Z1'. A continuación se realiza un giro (β_2) sobre el eje Z1', alcanzado la posición X1', Y2, Z1'. Finalmente se realiza un giro (β_3) sobre el eje Y2, alcanzado la posición final X2, Y2, Z2.....	88
Figura 20. Sistema de coordenadas articular descrito por Grood y Suntay para la rodilla	91
Figura 21. Sistema de coordenadas articular para la articulación de la cadera	96
Figura 22. Sistema de coordenadas articular para la articulación de la rodilla	98
Figura 23. Diagrama de cuerpos libres para el segmento pie	106
Figura 24. Gráficos de probabilidad normal de las variables dependientes e independientes del estudio	130
Figura 25. Gráfica de los momentos adductores externos de rodilla para toda la muestra (n= 100). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de toda la muestra	132
Figura 26. Gráfica de los momentos adductores externos de rodilla para los hombres de la muestra (n=56). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de los hombres de la muestra	133
Figura 27. Gráfica de los momentos adductores externos de rodilla para las mujeres de la muestra (n= 44). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de las mujeres de la muestra.....	134
Figura 28. Análisis de los residuos basado en la <i>t</i> de Student 1° pico MAER	139
Figura 29. Gráficos de regresión parcial estandarizada 1° pico MAER	139

Figura 30. Gráfico de probabilidad normal: residuos estandarizados 1° pico MAER	139
Figura 31. Análisis de los residuos basado en la <i>t</i> de Student 2° pico MAER	143
Figura 32. Gráficos de regresión parcial estandarizada 2° pico MAER	143
Figura 33. Gráfico de probabilidad normal: residuos estandarizados 2° pico MAER	143
Figura 34. Análisis de los residuos basado en la <i>t</i> de Student área MAER.....	147
Figura 35. Gráficos de regresión parcial estandarizada área MAER	147
Figura 36. Gráfico probabilidad normal: residuos estandarizados área MAER...	147
Figura 37. Gráfico de los límites de concordancia para el 1° pico del MAER.....	148
Figura 38. Gráfico de los límites de concordancia para el 2° pico del MAER.....	149
Figura 39. Gráfico de límites de concordancia para el área total del MAER.....	149
Figura 40. Representación en la planta del pie del recorrido del centro de presiones con el centro articular del tobillo y con el eje X del segmento pie ...	180

Relación de Tablas

Página

Tabla 1. Factores estudiados de la progresión radiográfica de la osteoartrosis tibiofemoral.....	9
Tabla 2. Estudios transversales sobre el MAER en casos de OA de rodilla con controles	33
Tabla 3. Estudios transversales sobre el MAER con diversos grupos de OA medial.....	34
Tabla 4. Estudios longitudinales sobre el MAER y la incidencia de OA medial de rodilla	37
Tabla 5. Tabla de prevalencia de OA de rodilla por sexos	45
Tabla 6. Marcadores y colocación	66
Tabla 7. Descripción de los valores cinemáticos de la pelvis, cadera, rodilla y pie.....	100
Tabla 8. Datos de la muestra.....	127
Tabla 9. Valores de las variables estudiadas.....	128
Tabla 10. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para las variables estudiadas	129
Tabla 11. Diferencias de género en el MAER	135
Tabla 12. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas..	136
Tabla 13. Análisis de regresión múltiple para el 1º Pico del MAER.....	137
Tabla 14. Diagnósticos de colinealidad 1º pico MAER	137

Tabla 15. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas..	140
Tabla 16. Análisis de regresión múltiple para el 2° Pico del MAER.....	141
Tabla 17. Diagnósticos de colinealidad 2° pico MAER	141
Tabla 18. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas..	144
Tabla 19. Análisis de regresión múltiple para el área del MAER	145
Tabla 20. Diagnósticos de colinealidad área del MAER	145

Abreviaturas

OA	Osteoartrosis
MAER	Momento Adductor Externo de Rodilla
IMC	Índice de Masa Corporal
PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
OR	<i>Odds Ratio</i>
RR	Riesgo Relativo
LASI	Marcador de la Espina Ilíaca Anterosuperior Izquierda
RASI	Marcador de la Espina Ilíaca Anterosuperior Derecha
SACR	Marcador del Sacro
LTHI	Marcador de la Parte Media del Muslo Izquierdo
RTHI	Marcador de la Parte Media del Muslo Derecho
LKNE	Marcador de la Rodilla Izquierda
RKNE	Marcador de la Rodilla Derecha
LTIB	Marcador de la Parte Media de la Pierna Izquierda
RTIB	Marcador de la Parte Media de la Pierna Derecha
LANK	Marcador del Tobillo Izquierdo
RANK	Marcador del Tobillo Derecho
LTOE	Marcador del Antepie Izquierdo
RTOE	Marcador del Antepie Derecho
LHEE	Marcador del Talón Izquierdo
RHEE	Marcador del Talón Derecho
PO	Origen de la Pelvis
TO	Origen del Muslo
SO	Origen de la Pierna
CM	Centro de Masas
kg	Kilogramos
m	Metro
cm	Centímetros
mm	Milímetros
N	Newtons
CV	Coeficiente de Variación

Introducción

Apartado 1

Introducción

1.1. La Osteoartrosis de Rodilla.

El aumento de las expectativas de vida de la población general está trayendo consigo un número destacable de efectos colaterales como son el aumento de la prevalencia de otro tipo de enfermedades degenerativas entre las que destacan las del aparato locomotor [1]. Las enfermedades reumáticas y del sistema musculoesquelético son actualmente una de las primeras causas de consulta en los países occidentales con un reconocido impacto socioeconómico como enfermedades con un alto consumo de recursos sanitarios y como causas frecuentes de incapacidad [2]. Las estimaciones señalan que más de un 21,6% de la población adulta en los Estados Unidos (46,4 millones de personas) ha sido diagnosticada de artritis en alguna de sus formas entre los años 2003 y 2005 [3]. El estudio EPISER [4] sobre la prevalencia de enfermedades reumáticas en la población española señaló que un 22,6% (IC 95% de 19,5 a 25,7) de la población española mayor de 20 años ha sido diagnosticada de enfermedad reumática crónica, y que durante el año 2000, un 33,3% de la población española visitó a algún especialista debido a alteraciones del sistema musculoesquelético [5].

La osteoartrosis (OA) o artrosisⁱ es la forma conocida más común de enfermedad articular degenerativa, convirtiéndose en la causa más habitual de problemas del aparato locomotor [6, 7]. Actualmente la OA se presenta como un gran problema creciente de salud pública, ya que es una de las causas más importantes de incapacidad en la población adulta de los países desarrollados [8, 9] y una de las principales causas de invalidez en la población anciana [10]. A pesar de que realizar una estimación fiable de la incidencia y prevalencia de la OA es difícil por la falta de correlación clínico-radiológica de la enfermedad [7, 11], se estima que su prevalencia ha aumentado en los últimos años afectando actualmente de forma clínica a 27 millones de adultos mayores de 25 años en los Estados Unidos [7] y se estima que seguirá en crecimiento en los próximos años [12].

La articulación de la rodilla es la articulación de carga más comúnmente afectada por la OA, por delante de otras articulaciones como la mano y la cadera [13, 14]. Al mismo tiempo, la OA de rodilla es una de las causas principales de dolor e impotencia funcional en las poblaciones de edad avanzada [15, 16]. La artrosis de rodilla ha demostrado ser un factor con un altísimo impacto en la limitación de las actividades en la población geriátrica comparable únicamente a otras condiciones médicas como las enfermedades coronarias, la depresión y a los accidentes cerebrovasculares [16]. Se trata, por tanto, de una de las enfermedades musculoesqueléticas más prevalentes.

ⁱ Los términos de *osteoartrosis* o *artrosis* hacen referencia a la traducción al castellano del término anglosajón *osteoarthritis* según la versión española del diccionario médico Dorland y son entendidos como sinónimos según dicho diccionario. Estos términos en lengua castellana, así como *osteoarthritis* en inglés, se utilizan para describir un proceso de artropatía degenerativa no inflamatoria que se caracteriza por la degeneración del cartílago articular con hipertrofia del hueso en sus bordes y cambios en la membrana sinovial (*Dorland Diccionario Enciclopédico Ilustrado de Medicina. 30ª ed. Madrid: Elsevier; 2005. Artrosis; p. 181. Osteoartrosis: p. 1408. - Dorland's Illustrated medical dictionary, 30th Edition. Philadelphia: WB Saunders and Co.; 2003. Osteoarthritis. p. 1389.*). Nótese que la traducción de *osteoarthritis* no se realiza con el término español de *osteoartritis* que en castellano denota un proceso principalmente inflamatorio. No obstante, otros como el diccionario médico Mosby (*Diccionario Mosby Medicina, Enfermería y Ciencias de la Salud. Vol. 2. 6ª edición. Madrid: Elsevier España, 20; Osteoartritis. p. 1142*) realizan la traducción del término anglosajón *osteoarthritis* (p. 1142) con el término castellano de *osteoartritis* lo que entendemos puede conllevar cierta confusión en la descripción patológica. Para evitar problemas terminológicos a lo largo del presente trabajo utilizaremos el término osteoartrosis (OA) o artrosis para designar a dicho proceso degenerativo cuya traducción anglosajona es *osteoarthritis*.

esqueléticas que conllevan una peor calidad de vida por la limitación física que produce. En la población española la OA de rodilla es la segunda enfermedad del aparato locomotor que más impacto tiene sobre la calidad de vida física, únicamente por detrás de la artritis reumatoide (medido por medio del cuestionario de calidad de vida SF-12-Shortform [17]) y la tercera en impacto sobre la capacidad funcional, por detrás de la artritis reumatoide y la fibromialgia (medida por medio del cuestionario sobre capacidades funcionales HAQ-Health Assessment Questionnaire [18]) [5].

La OA o artrosis de rodilla se define como un proceso patológico que produce degeneración de las superficies articulares de la tibia y el fémur produciendo adelgazamiento, fibrilación, ulceración y en última instancia pérdida del cartílago articular. Estas lesiones del cartílago conllevan una disminución característica del espacio articular con cambios concomitantes en el hueso subcondral [19, 20]. Los cambios en las áreas subcondrales del fémur y tibia incluyen crecimientos marginales, presencia de osteofitos y esclerosis subcondral que son visibles en las radiografías de la rodilla [21]. Las partes blandas de la articulación también suelen encontrarse afectadas. Puede observarse un infiltrado inflamatorio moderado presente en la sinovial de la articulación, laxitud de los ligamentos adyacentes y debilidad de los músculos alrededor de la rodilla. Todos estos hallazgos son comunes en mayor o menor grado en individuos con OA de rodilla [19, 21]. El diagnóstico se basa en la presencia de evidencias radiológicas de OA en la articulación de la rodilla combinado con la presencia clínica de dolor [19].

Actualmente existen datos relativamente fiables sobre la prevalencia de la OA de rodilla en la población en diversos países [22]. En los Estados Unidos, el “*Framingham Osteoarthritis Study*” [23, 24], el “*National Health and Nutrition Examination Survey III (NHANES III)*” [25] y el “*Johnston County Osteoarthritis Project*” [26] estimaron la prevalencia de la OA de rodilla entre un 19,2% y un 27,8% entre los mayores de 45 años. En la población norteamericana se ha demostrado que este porcentaje aumenta con la edad llegando a un 37,4% entre los

mayores de 60 años y a un 44% entre los mayores de 80 años [23, 25] y se estima que la probabilidad de padecer OA clínica de rodilla a la edad de 85 años podría ser superior a un 44% en esta población [27, 28]. En China, estos porcentajes han mostrado ser aún mayores. El “*Beijing Osteoarthritis Study*” mostró un aumento, especialmente en mujeres, de la prevalencia de OA de rodilla en la población anciana china, tanto radiológica como sintomática, en comparación con el “*Framingham Osteoarthritis Study*” [29]. Otro estudio sobre la población suburbana de Pekín mostró igualmente una prevalencia muy elevada de OA de rodilla, especialmente en mujeres, llegando incluso a un 60,5% de prevalencia de OA radiológica y a un 30,1% de prevalencia de OA clínica de rodilla en los mayores de 50 años [30]. Por su parte, en el Reino Unido se estima que la OA de rodilla afecta aproximadamente a un 10% de la población adulta mayor de 55 años [31, 32]. La mayoría de estos estudios epidemiológicos han mostrado datos de la prevalencia de la OA de rodilla como una enfermedad degenerativa que aumenta con la edad y de ciertas diferencias específicas respecto a la distribución por sexos siendo más común en mujeres que en hombres [23, 25, 26, 29, 33, 34].

En España la prevalencia estimada de dolor crónico de rodilla sugestivo de OA en la población general adulta es de un 10,2% (IC 95% de 7,9 a 12,5) [35]. Al igual que en otros países, la prevalencia de OA de rodilla en España aumenta con la edad llegando a ser de un 30% en los grupos de edad mayores de 60 años [5]. Las características más comunes en la población española con OA sintomática de rodilla son, aparte de la edad, el sexo femenino y la obesidad, mostrando también cierta correlación con el estilo de vida y la actividad física [35].

La repercusión socio-sanitaria de la OA de rodilla en la población española quedó reflejada recientemente en un estudio realizado por la Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de la Agencia Laín Entralgo, titulado “Rehabilitación ambulatoria en el área sanitaria 1 de la Comunidad de Madrid”. El estudio, realizado durante el año 2003-2004, fue llevado a cabo en diferentes Unidades de Fisioterapia de Atención Primaria y en consultas de rehabilitación de Centros de

Especialidades mostrando que la artrosis suponía una de las patologías más frecuentemente atendidas en ambos niveles de atención (Atención Primaria y Atención Especializada), y la OA de rodilla constituía el 53% de los procesos de artrosis atendidos en Atención Primaria y el 37,5% de los atendidos en Atención Especializada [36, 37].

Las consecuencias de la OA de rodilla y su aumento de prevalencia en las poblaciones más mayores, una población que en el caso de España continúa envejeciendo, traerá como resultado un aumento de los costes de los sistemas sanitarios españoles en el futuro.

1.2. Patomecánica de la Osteoartrosis de Rodilla.

A pesar del gran impacto de esta enfermedad sobre la salud pública, existen grandes lagunas de conocimiento en torno a la etiología y a los factores de riesgo de la OA en general y más concretamente de la OA de la articulación de la rodilla [38, 39]. Las causas de los cambios degenerativos que se producen en el cartílago articular son complejas y dependen de una interrelación de factores biológicos, mecánicos y estructurales [40-43]. Sin embargo, es importante señalar que actualmente se entiende que los factores de riesgo para el desarrollo de la OA de rodilla en la población sana pueden ser diferentes de los factores relacionados con la progresión de la enfermedad una vez que ésta se ha iniciado [39, 44, 45].

La idea actual sobre la patomecánica de la OA de rodilla hace referencia a un proceso degenerativo que implica el deterioro progresivo de la articulación y cuyo resultado final es la degeneración del cartílago articular con pérdida de su función para soportar carga, cambios óseos y finalmente contacto entre las dos superficies óseas [46, 47]. Existen actualmente dos líneas de pensamiento con respecto al proceso patológico de la OA. La primera fue descrita por Martin [48] y sugiere que

la integridad del cartílago articular queda inicialmente comprometida por medio de fisuras y adelgazamiento del mismo, que posteriormente es seguido de fracturas del hueso subcondral y esponjoso subyacente. En este caso, la degradación del cartílago articular precede los cambios óseos que son posteriores. Enzimas de tipo hialuronidasas han sido identificadas en el líquido sinovial de individuos con OA [48] y se especula que la rotura de la superficie articular predispone la matriz cartilaginosa a la acción catabólica de estas enzimas. El estrés al que está sometida la articulación resulta posteriormente en micro roturas adicionales conllevando más destrucción del cartílago y perpetuando el ciclo. En condiciones normales la matriz cartilaginosa disipa el estrés, pero cuando el colágeno está expuesto las fibras se pueden romper debido a un estrés excesivo. Estos cambios producirían lesiones características en articulaciones con OA incipiente. Cuando el cartílago articular se adelgaza, el hueso subcondral muestra proliferación de fibroblastos y nueva formación de hueso, que se objetiva como esclerosis del hueso subcondral en radiografías de articulaciones con OA más avanzada. Al mismo tiempo se produce proliferación perióstica en los márgenes de la articulación, en la inserción de ligamentos y tendones formando osteofitos y el espacio articular disminuye debido a la pérdida de la superficie cartilaginosa.

La segunda línea de pensamiento en cuanto a la etiología de la OA sugiere que existe un endurecimiento del hueso subcondral y esponjoso que es anterior a la rotura del cartílago. Radin y Rose [49] postularon que ya que el hueso se configura en respuesta a las cargas mecánicas que sufre, la degeneración del cartílago sería el resultado de una carga mecánica permanente del cartílago sobre el hueso que ha sido “endurecido” por un aumento de su densidad ósea y engrosamiento del hueso subcondral. En modelos animales se ha observado engrosamiento de hueso subcondral en estadios muy tempranos de la OA anteriores a la degeneración articular [50-52]. Igualmente, Dieppe y cols. [53] mostraron un aumento de la actividad en el hueso subcondral en los estadios iniciales del desarrollo de OA de rodilla en humanos, apoyando esta teoría de endurecimiento inicial del hueso subcondral. No obstante, todavía no existen evidencias claras de este proceso y

debe de ser investigado en futuros estudios prospectivos si la presencia de estos cambios óseos son indicativos de un proceso de OA precoz en la articulación de la rodilla.

Independientemente de la vía exacta de desarrollo de la OA, actualmente el paradigma más comúnmente utilizado para explicar su patogénesis en la articulación de la rodilla hace referencia a que el resultado final de esta enfermedad viene derivado por la suma factores biológicos y factores mecánicos que actúan sobre la articulación [19, 39, 44, 54, 55]. El primer grupo incluye factores biológicos y sistémicos como la edad, sexo, raza, predisposición genética, estado hormonal y diversos marcadores bioquímicos. El segundo grupo está formado por aquellos factores que producen un aumento en la sollicitación mecánica de la articulación aumentando la carga sobre el cartílago articular como pueden ser la obesidad, la actividad física, la alineación de la extremidad, etc. Este esquema básico de confluencia de factores biológicos y mecánicos se ha utilizado para estudiar tanto la incidencia de la enfermedad en la población sana así como la progresión de la misma en pacientes con OA de rodilla.

Los estudios longitudinales que se han centrado en los factores de incidencia de la enfermedad a largo plazo han encontrado que la edad avanzada, el sexo femenino, el sobrepeso y la actividad física son los principales factores relacionados con la incidencia de la enfermedad en la población sana [45, 56-58]. Por su parte, han sido mucho más numerosos los estudios que se han centrado en la progresión de la enfermedad en pacientes con OA y en la mayoría de los casos la investigación en este sentido ha estado basada en los factores biológicos y sistémicos, prestando menos importancia a los factores de carga mecánica. Gran parte de los estudios longitudinales realizados durante finales de los 80 y la década de los 90 estudiaron un número importante de factores biológicos y sistémicos que podrían estar asociados con la progresión de la enfermedad en casos de OA de rodilla. Los resultados de estos estudios identificaron una serie de factores asociados a la progresión de la enfermedad, factores no asociados y factores con asociación

dudosa [15, 53, 56, 57, 59-65]. En este sentido, son curiosos los resultados del metaanálisis realizado por Belo y cols. [66] en 2007 de los estudios de alta calidad observacionales sobre los factores de progresión de la OA de rodilla, donde mostraban resultados contradictorios respecto diversos factores de progresión de la enfermedad (nótese que algunos habían sido identificados como factores de incidencia de la OA en la población sana). Estos factores están resumidos en la tabla 1 y como puede observarse se la ha dado gran importancia al estudio de los factores biológicos y sistémicos por encima de los factores más relacionados con la carga mecánica y la influencia de ésta en la historia natural de la enfermedad.

Tabla 1. Factores estudiados de la progresión radiográfica de la osteoartritis tibiofemoral.

Factores ASOCIADOS a la progresión de OA tibiofemoral	Factores NO ASOCIADOS a la progresión de OA tibiofemoral	Factores SIN ASOCIACIÓN CLARA a la progresión de OA tibiofemoral
OA Generalizada	Edema de médula ósea lateral	Densidad ósea
OA rodilla contralateral	Niveles de ácido úrico	Duración de los síntomas
Cantidad de volumen sinovial	Ingesta baja de β carotenos	Severidad Clínica
Calor en la Rodilla	Ingesta baja de Vitamina B1 y B6	Niveles séricos de Prt C Reactiva
Edema de médula ósea medial	Condrocálcinosis	Niveles séricos elevados de IGF-1
Niveles séricos ác. Hialurónico	Tabaco	Índice de Masa Corporal (IMC)
Consumo bajo de Vitamina D	Lesiones previas en la rodilla	Actividad Física
Consumo bajo de Vitamina C	Depresión o ansiedad	Niveles séricos de COMP (cartilage oligomeric matrix protein)
Consumo de AINES	Fuerza en el cuádriceps	Sexo
Alineación de la articulación	Dolor al comienzo del estudio	
Edad	Educación Superior	
	Estrógenos	
	Severidad de la osteoartritis Rx al comienzo del estudio	

Adaptado de Belo y cols. 2007 [66] y Sharma y cols. 1998 [67]

Con respecto a los factores locales que aumentan la carga mecánica en la articulación de la rodilla, los más estudiados han sido el peso, la alineación en varo o valgo de la articulación y la actividad física. Los resultados de los estudios longitudinales que se han centrado sobre estos factores han mostrado diversos resultados respecto a su papel en la incidencia y progresión de la OA de rodilla.

La obesidad ha sido uno de los factores de riesgo más estudiados en la incidencia y progresión de la OA de rodilla. En los pacientes obesos la prevalencia de OA de rodilla, según los signos radiológicos, es mayor que en la población no obesa, independientemente del sexo [59, 65, 68]. Durante muchos años no estuvo clara la naturaleza de esta asociación por el hecho de si la obesidad precedía la OA de rodilla o si la obesidad era una consecuencia de la misma debido a la inmovilidad y discapacidad que producía. Diversos estudios longitudinales han demostrado que el sobrepeso antecede a la progresión de la OA de rodilla en la población general [14, 45, 56, 57, 69] y específicamente en la población femenina [58]. Estos estudios utilizaron cohortes de individuos sanos y encontraron que un índice de masa corporal elevado aumenta drásticamente la probabilidad de desarrollar OA de rodilla a los 5 [45], 8-9 [56] y 10 años [57]. Igualmente, Spector y cols. [70] encontraron que en mujeres con OA de rodilla unilateral, el sobrepeso es un factor de riesgo relacionado con el desarrollo de OA en la rodilla no afectada en un periodo de 2 años. Estos hallazgos se encuentran respaldados por las observaciones de que la pérdida de peso reduce el riesgo de OA de rodilla en mujeres [71] y que igualmente, la pérdida de peso junto con un programa de ejercicios ayuda a reducir los síntomas de la OA de rodilla [72]. Sin embargo, los estudios que han valorado el sobrepeso como factor de progresión de la enfermedad, una vez que ésta está instaurada, han mostrado resultados más contradictorios aunque invitan a pensar en cierto grado de asociación. Por un lado, los estudios longitudinales de Dieppe y cols. [53] y Miyazaki y cols. [62] no encontraron relación entre el IMC y la progresión de la OA utilizando una cohorte inicial de individuos con diferentes grados de OA de rodilla. Sin embargo, utilizando igualmente una cohorte inicial de individuos con diferentes grados de OA de rodilla Wolfe y Lane [61], Schouten y cols. [65], Reijman y cols. [69] y Cooper y cols. [45] encontraron una relación significativa entre el Índice de Masa Corporal (IMC) y OA de rodilla comparando los valores más altos de peso (dos cuartiles más altos) con el más bajo (primer cuartil), aunque las *odds ratios* calculadas en estos casos eran menores que las *odds ratios* obtenidas en los estudios de incidencia sobre población sana que hemos comentado. Dougados y cols. [59] y Ledingham y cols. [60] también encontraron

que el aumento del IMC producía empeoramiento del cuadro general de OA de rodilla y mayor disminución del espacio articular a corto plazo (1-2 años) en pacientes con OA inicial. Posiblemente, podemos pensar a través de todos estos estudios que el peso es un factor clave en el desarrollo inicial de la enfermedad, pero que una vez que la enfermedad está instaurada, su influencia en la progresión de la OA de rodilla podría ser más limitada a la presencia de otros factores. De hecho, Felson y cols. [73] y Sharma y cols. [74] demostraron que el efecto nocivo del peso en la progresión de la OA de rodilla es dependiente de la alineación en varo o valgo de la extremidad, siendo más perjudicial en rodillas con mala alineación que en rodillas con alineación normal.

La alineación en varo o valgo de la rodilla, por su parte, ha mostrado una asociación estadísticamente significativa con la presencia de OA de rodilla en diversos estudios transversales. Los pacientes con OA del compartimento medial o lateral presentan, respectivamente, mayor alineación en varo o valgo de la extremidad inferior comparado con grupos controles [75-79] y a su vez, la alineación en varo es mayor en los casos más graves comparado con los casos menos graves [80-82]. Igualmente, en pacientes con OA de rodilla la alineación en varo o valgo de la articulación ha mostrado ser un factor relacionado con su progresión radiológica en estudios longitudinales [62, 83, 84]. Esta asociación se ha realizado de forma específica para el caso de la alineación en varo tibiofemoral con la OA del compartimento medial de la rodilla y para el caso de la alineación en valgo tibiofemoral con la OA del compartimento lateral de la rodilla mostrando resultados de asociación estadísticamente significativos [84]. Sin embargo, esta asociación no es tan clara en cuanto a su influencia en el desarrollo de la enfermedad en pacientes sanos. El estudio longitudinal prospectivo sobre la OA de rodilla más grande hasta la fecha realizado sobre población sana (*The OA Framingham Study*) no demostró una asociación entre la alineación articular en varo o valgo en pacientes sanos y el desarrollo posterior de OA de rodilla medial a los 10 años [85]. Es posible que el efecto de la alineación no sea suficiente en algunos casos como para dañar la articulación y que al ser sumado a otros factores

como el sobrepeso, la combinación de estos factores sea especialmente devastadora en el proceso patomecánico de la OA de rodilla, lo que ayudaría a explicar las diferencias encontradas. Como se ha comentado, Felson y cols. [73] y Sharma y cols. [74] demostraron que al estudiar estos dos factores conjuntamente el porcentaje de OA explicado era mucho mayor que al estudiarlos por separado.

La actividad física, entendida como actividad deportiva regular o como actividad física durante las actividades cotidianas diarias, ha mostrado resultados bastante más contradictorios en cuanto a su papel en la incidencia y en la progresión de la enfermedad. Estudiando la incidencia de la OA de rodilla en individuos sanos, la actividad física se ha encontrado asociada al desarrollo de OA de rodilla en los estudios longitudinales de Cooper y cols. [45] y Felson y cols. [56] sobre población sana. Sin embargo, estos últimos autores estudiaron posteriormente de forma específica el efecto de la actividad física de recreo como correr o andar en la incidencia de la OA de rodilla sobre una cohorte de 1279 sujetos durante 9 años sin encontrar ningún efecto de la actividad deportiva sobre la OA de rodilla, tanto negativo como positivo [86]. Igualmente, la asociación entre actividad física y OA no ha podido demostrarse en corredores regulares de larga distancia [87-89] comparado con controles, lo que hace pensar que únicamente determinadas actividades físicas podrían ser un factor de riesgo de la incidencia de OA de rodilla en la población general. Estos hallazgos están respaldados por los estudios transversales de Felson y cols. que demostraron que los trabajadores cuyos trabajos implican actividades físicas concretas como levantar pesos o arrodillarse presentan índices más altos de OA de rodilla [90] o los de Kujala y cols. [91] en los que encontraron mayor índice de OA en jugadores de fútbol de élite comparados con otros deportistas, y los de Spector y cols. [92] que mostraron asociación entre osteoartrosis general (incluida la rodilla) en deportistas de élite femeninas comparadas con un grupo control, aunque los resultados de estos dos últimos estudios deben tomarse cautelosamente ya que ambos fueron realizados sobre deportistas de élite cuyas articulaciones son sometidas a cargas articulares mucho más altas que las de la población general realizando una actividad física normal.

Por su parte, respecto a la progresión de la enfermedad, Cooper y cols. [45] no encontraron relación entre la actividad deportiva y la progresión en pacientes con diversos grados de OA de rodilla, al igual que Schouten y cols. [65] que no encontraron asociación entre diferentes tipos de actividades físicas que incluían arrodillarse, agacharse, ponerse de cuclillas y levantar objetos pesados [65] con la progresión de la OA de rodilla.

En cualquier caso, los datos comentados referentes al peso, a la alineación del miembro inferior y a la actividad física como factores de incidencia y progresión de la OA de rodilla han demostrado la importancia de estos factores mecánicos en el estudio de esta patología. Durante los últimos años este enfoque mecánico ha recibido mucha más atención, prestando cada vez más importancia a los factores biomecánicos y al aumento de cargas locales en el inicio y en la progresión de la OA de rodilla [46, 47, 49, 93, 94, 94]. A pesar de que el proceso patomecánico exacto del inicio y progresión de la OA de rodilla no está claro, los modelos y marcos conceptuales emergentes sitúan las cargas articulares como un elemento clave en el desarrollo y progresión de la enfermedad artrósica en la rodilla [44, 46, 47, 95, 96]. La localización específica de las lesiones del cartílago articular en las diferentes articulaciones hace poco probable una etiología sistémica de las mismas [97] siendo más probable una etiología basada en las cargas mecánicas locales que sufre la articulación [98]. Diferentes modelos animales han mostrado que la carga articular repetida puede producir alteraciones en la composición, estructura y metabolismo de las propiedades mecánicas del cartílago articular [99, 100]. La desestructuración de la integridad del cartílago articular reduce las propiedades mecánicas del mismo requeridas durante las situaciones de carga [98]. Así mismo, Radin y Paul [101] sugirieron que el líquido sinovial pierde su acción lubricante en situaciones de carga elevadas aumentando la fricción articular. Una vez que el cartílago articular se encuentra dañado, la lesión tisular avanza y empeora dependiendo de las condiciones de carga que sufra entonces el área de cartílago dañada. Todas estas teorías señalan las cargas articulares locales como un factor clave en el desarrollo y en la progresión de la OA de rodilla.

Como resultado de todas estas ideas, en los últimos años se ha realizado un esfuerzo importante en el estudio de los diversos mecanismos biomecánicos asociados al funcionamiento normal y patológico de la rodilla durante diversas situaciones dinámicas.

1.3. Análisis de la Marcha, Momento Adductor Externo de la Rodilla (MAER) y OA del Compartimento Medial.

1.3.1. ANÁLISIS DE LA MARCHA.

Debido a las fuerzas de gravedad nuestro aparato locomotor debe de someterse diariamente a miles de impactos. De todas las actividades dinámicas, la marcha sigue siendo la actividad física más repetida y más frecuente, especialmente en personas de edad avanzada o con problemas del aparato locomotor que presentan limitaciones de otras actividades de mayor impacto articular como correr, saltar o determinadas actividades deportivas. El estudio individualizado de la marcha puede aportar información sobre las estructuras sometidas a estrés en los diferentes individuos al caminar. Si existe un gesto repetitivo a estudiar sobre cómo la articulación de la rodilla se enfrenta a los impactos diarios, ese es, sin duda, la marcha del individuo.

El análisis de la marcha se basa en el estudio de los eventos de un miembro concreto durante la marcha o ciclos de marcha. Un ciclo de marcha comienza en el punto en el que un determinado evento del ciclo ocurre y finaliza cuando el mismo evento ocurre en el mismo miembro en el siguiente paso, generalmente desde el contacto con el suelo del talón de un pie hasta el siguiente contacto del talón del mismo pie [102, 103]. El ciclo se divide, por tanto, en dos fases llamadas fase de

apoyo y fase de balanceo para dicha pierna. Durante la fase de apoyo, que ocupa aproximadamente un 60-62% del ciclo, el miembro de referencia está en contacto con el suelo. Durante la fase de balanceo, que ocupa un 38%-40% del ciclo, el miembro de referencia no se encuentra en contacto con el suelo. Estas fases han sido posteriormente subdivididas en subfases que se expresan en términos del porcentaje total del ciclo de la marcha [103-109]

La biomecánica es la disciplina científica que estudia los sistemas biológicos, como el cuerpo humano, por métodos de ingeniería mecánica. La marcha humana no deja de ser un proceso mecánico que es llevado a cabo por un sistema biológico y que puede ser estudiada por medio de la biomecánica. El análisis mecánico de la marcha posee dos componentes fundamentales que son la cinemática y la cinética. Por un lado, las *variables cinemáticas* de la marcha aportan información sobre el movimiento de los diferentes segmentos corporales. Estas variables hacen referencia a valores angulares de movimiento articular, velocidades angulares y aceleraciones angulares durante la marcha sin tener en cuenta las fuerzas que los producen [110-113]. La variable cinemática más comúnmente estudiada es el desplazamiento angular de los segmentos, que describe el rango de movimiento de un segmento corporal en relación con el segmento corporal adyacente. La adquisición de datos cinemáticos se puede llevar a cabo por diversos métodos que incluyen la electrogoniometría [114], acelerometría [108], cinematografía y diversos tipos de sistemas de análisis computerizados del movimiento [115]. Actualmente, los sistemas informatizados de análisis tridimensional del movimiento son universalmente aceptados como los sistemas más fiables para captar el movimiento de los diferentes segmentos en los tres planos corporales: sagital, transversal y frontal [116] debido a una superior calidad de la imagen, rapidez y menor coste por estudio [117]. Estos sistemas consisten la captación de marcadores de infrarrojos emisores (activos) o reflectantes (pasivos) pegados a los diferentes segmentos corporales, videocámaras de infrarrojos y software y hardware sofisticado para la captura y procesamiento de las imágenes. Los marcadores pasivos reflejan la luz emitida por diodos colocados alrededor de las lentes de la

cámara y el software informático reconoce los marcadores a través de la imagen de vídeo. Los marcadores activos emiten secuencialmente luz infrarroja y su posición se detecta por las cámaras según la emisión de los marcadores [115, 117]. Ambos tipos de sistemas tridimensionales eliminan el problema de la identificación de los marcadores y los ángulos articulares resultantes pueden verse inmediatamente después del estudio. Las coordenadas tridimensionales de todos los marcadores se calculan basándose en datos de dos dimensiones obtenidos por las cámaras, la localización de los marcadores y parámetros internos [117]. Una explicación más detallada de este proceso se realiza en el apartado de Material y Métodos del presente trabajo.

Por su parte, el estudio cinético, o de las *variables cinéticas*, de la marcha aporta información acerca de las fuerzas actuantes, los momentos musculares y los requerimientos energéticos utilizados durante la marcha [102]. El estudio de las variables cinéticas incluye el estudio de las fuerzas articulares, momentos articulares, potencia articular y fuerzas reactivas del suelo en sus tres componentes: vertical, antero-posterior y fuerzas de cizallamiento mediolaterales [118]. Estas fuerzas se miden generalmente por medio de plataformas de fuerza [112]. Las variables de fuerzas son integradas dentro de un modelo de segmentos del miembro inferior junto con las variables cinemáticas y los datos antropométricos del sujeto y por medio de métodos de dinámica inversa se calculan los momentos articulares del individuo [102, 112, 119]. Igualmente, una explicación más detallada de este proceso se realiza en el apartado de Material y Métodos del presente trabajo.

Las cargas dinámicas que experimenta la rodilla durante la marcha son muy superiores a las cargas estáticas [120-122] variando, según los diferentes autores, entre 2,06 veces [123], 2,5 veces [124], 2,7 veces [125] y 3,31 veces [126] el peso corporal del individuo. Además, durante la marcha se produce una carga dinámica sobre la rodilla con un mayor número de ciclos o repeticiones que con cualquier otra actividad cotidiana [121, 127, 128]. Mündermann y cols. [124] estudiaron las cargas de la rodilla durante diversas situaciones dinámicas como andar, subir y

bajar escaleras, levantarse una silla, arrodillarse, ponerse de cuclillas y jugar al golf en un sujeto con una prótesis instrumentalizada de rodilla. Estos autores catalogaron la marcha para la articulación de la rodilla como una actividad de carga con altos ciclos (comparada con el resto de actividades) caracterizada por una carga moderada, pero con un mayor número de ciclos de carga cuyos picos de presión se producen en momentos de poca flexión de la rodilla. Por todo ello, el estudio de la carga articular de la rodilla durante situaciones dinámicas como la deambulación es una consideración importante en la comprensión de los mecanismos de ciertos procesos degenerativos asociados a una carga anormal, así como en la selección de modalidades de tratamiento adecuadas para disminuir dichas cargas durante la marcha.

1.3.2. MOMENTOS ARTICULARES.

La medición exacta *in vivo* de la carga en los compartimentos medial y lateral que soporta la rodilla durante situaciones dinámicas como la deambulación se basa desafortunadamente en métodos invasivos que no pueden ser aplicables a la población de forma general. Sin embargo, estas cargas pueden ser calculadas y cuantificadas de forma indirecta por medio del cálculo de la cinética articular, concretamente de los momentos articulares [112, 118]. Los sistemas de exploración y de análisis de la marcha modernos permiten actualmente el cálculo cuantitativo de las variables cinéticas y de los momentos articulares durante diferentes actividades dinámicas como andar, correr, subir escaleras, etc. [106, 110, 112, 129]. El desarrollo e implantación de estos sistemas en diversos laboratorios de la marcha y el estudio de los momentos articulares ha permitido un mejor entendimiento de la mecánica de la marcha y de sus condicionantes, especialmente en la articulación de la rodilla [129].

Es importante señalar que el comportamiento final de la articulación de la rodilla es el resultado de la combinación de las fuerzas internas y externas a las se encuentra

sometida y que determinan la distribución de las cargas en los compartimentos medial y lateral de la articulación. Estas fuerzas internas y externas tienden a producir movimientos rotacionales en la rodilla que se definen como momentos de fuerza [130, 131]. Este concepto de momento de fuerza (M) es ampliamente utilizado en la biomecánica actual sobre los movimientos rotacionales de las articulaciones [103, 110, 112, 132-136] y es igual al producto de la fuerza que se aplica (F) por un vector director (\vec{r}) o brazo de palanca que es la distancia perpendicular desde el vector de la fuerza al centro articular de la articulación o centro de giro (Figura 1).

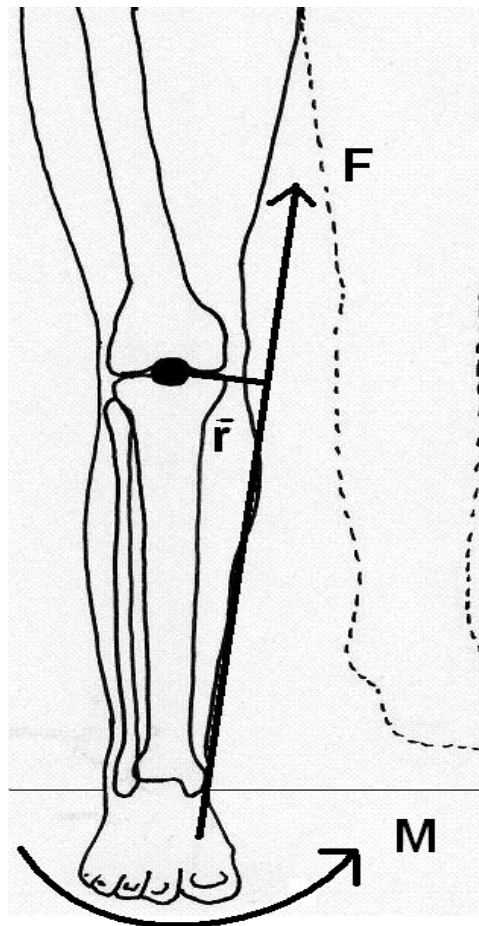


Figura 1. Momentos articulares.

$$M = F \times \check{r} \qquad \text{Ecuación [1]}$$

donde

M = momento de fuerza.

F = fuerza a la que está sometida el objeto.

\check{r} = distancia perpendicular desde el vector de fuerza al punto de giro.

El momento de una fuerza con respecto a una articulación da a conocer en qué medida existe capacidad en una fuerza o en un desequilibrio de fuerzas para causar la rotación de la articulación. El momento tiende a provocar un giro en el cuerpo o masa sobre el cual se aplica y es una magnitud característica en elementos que trabajan sometidos a rotaciones [137, 138] como es la articulación de la rodilla [113]. Estos momentos a los que se encuentra sometida la articulación de la rodilla durante la marcha se producen en los tres planos corporales tendiendo a flexionarla y extenderla en el plano sagital, rotarla internamente y externamente en el plano transversal y rotarla en abducción y adducción en el plano frontal [133, 139].

Al igual que las fuerzas, estos momentos que actúan en la articulación pueden ser internos o externos dependiendo si son generados por fuerzas internas o externas al sujeto. Los momentos externos son aquellos generados por fuerzas externas que se aplican sobre la articulación y hacen referencia principalmente a las fuerzas reactivas del suelo y fuerzas inerciales [112, 113]. Estos momentos externos se pueden medir en los laboratorios de la marcha combinando los datos de las fuerzas reactivas del suelo, medidas mediante plataformas de fuerza, junto con datos del movimiento de los segmentos corporales, la posición de los centros articulares, y la inercia de los diferentes segmentos [111, 112, 119]. Por su parte, al hablar de momentos internos nos referimos a aquellos momentos que son generados por las estructuras internas del sujeto y hacen referencia a las fuerzas musculares, las partes blandas cápsulo-ligamentosas y a las fuerzas generadas por el choque óseo entre las diferentes superficies óseas. Estos momentos internos pueden ser calculados

indirectamente a través del cálculo de las fuerzas y momentos externos calculados por el laboratorio. Aplicando las leyes del equilibrio mecánico a esta situación, las fuerzas externas que actúan sobre la extremidad deben de ser contrarrestadas en mayor o menor medida por un conjunto de fuerzas internas generadas por los músculos, por el estiramiento pasivo de las estructuras cápsulo-ligamentosas y por las fuerzas de contacto o choque óseo [112, 140, 141]. El problema de describir las fuerzas internas en la articulación de la rodilla viene dado por el hecho de que existen una gran cantidad de combinaciones de fuerzas ejercidas por los músculos, ligamentos, tejidos blandos y choque óseo que pueden contrarrestar los momentos externos que actúan en la rodilla, siendo muy difícil establecer en qué porcentaje actúa cada uno de esos elementos [122]. Éste problema se ha intentado resolver usando diversas técnicas con diferentes grados de complejidad con objeto de diferenciar los diferentes momentos internos articulares proporcionados por las diferentes estructuras tendinosas, cápsulo-ligamentosas y óseas [127, 128, 142]. Sin embargo, el abordaje más práctico y más utilizado actualmente consiste en agrupar todas las estructuras internas juntas, denominando a las fuerzas ejercidas por todas ellas como momentos internos netos. Este abordaje más simplista permite un entendimiento más fácil de la relación entre las fuerzas externas e internas aplicadas a la articulación de la rodilla durante la deambulación normal. Los momentos externos, por tanto, son opuestos al momento interno neto que es generado primariamente por la combinación de fuerzas musculares, fuerzas ejercidas por las estructuras cápsulo-ligamentosas y fuerzas de contacto entre dos o más huesos independientemente de la importancia relativa de cada una de estas estructuras [139, 143, 144].

1.3.3. LOS MOMENTOS EN EL PLANO FRONTAL DE LA RODILLA COMO INDICADORES DE LAS CARGAS EN LOS COMPARTIMENTOS MEDIAL Y LATERAL.

La figura 2 representa un gráfico de los momentos externos de la rodilla en el plano frontal (abducción/adducción) durante un ciclo completo de la marcha en condiciones normales. La imagen presenta una gráfica con clara predominancia de los momentos aductores externos en la articulación de la rodilla, con dos curvas diferenciadas muy características que definen el comportamiento cinético de la rodilla en el plano frontal durante la marcha. El primer pico ocurre generalmente durante el 30% – 31% de la fase de apoyo y suele ser más grande que el segundo pico que ocurre generalmente durante el 75% – 76% de la fase de apoyo [145], aunque se ha señalado que un tercio de los casos no presenta segundo pico bien diferenciado, sino más bien una continuación del primer pico formando una especie de meseta en la fase de contacto en lugar de dos picos bien diferenciados [146]. Esta forma de la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal ha mostrado gran consistencia en lo que se refiere a la forma general de la curva evidenciándose poca variación por la edad de los sujetos en diferentes estudios [147-149]. La magnitud de estos momentos en el plano frontal es muy similar a la de los momentos en el plano sagital que tienden a flexionar y extender la rodilla [147, 148, 150].

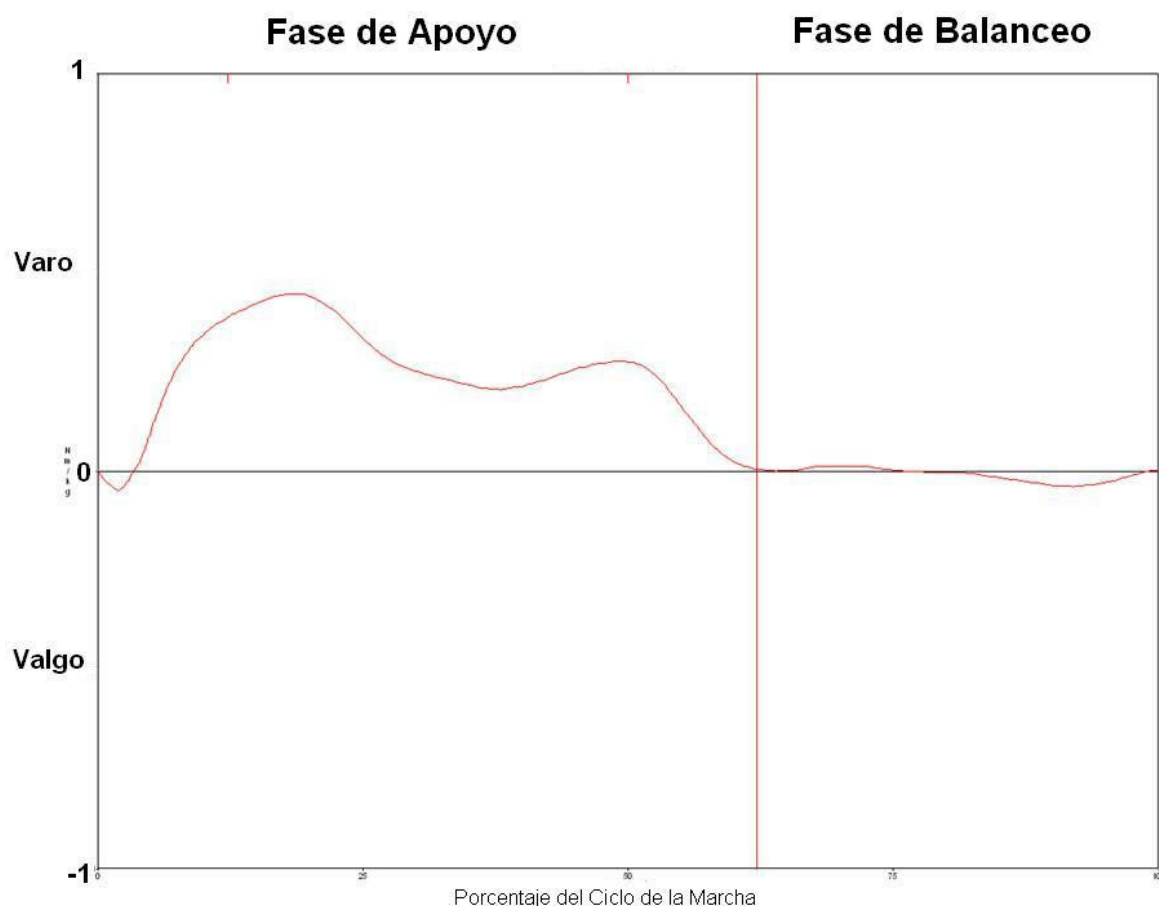


Figura 2. Gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal durante un ciclo completo de la marcha con la forma con dos picos típicos de la gráfica. Los momentos representados hacen referencia a los momentos externos de la articulación de la rodilla en el plano frontal.

Esta gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal se define como un momento (en inglés “*torque*”) con predominancia adductora que tiende a producir adducción de la tibia sobre el fémur durante la marcha. Según esta gráfica, el momento externo que actúa en el plano frontal tiende a doblar la pierna en varo (momento adductor) (Figura 3). La magnitud de este momento está principalmente relacionada con la magnitud y dirección de las fuerzas reactivas del suelo y con la distancia perpendicular, o brazo de palanca, desde el centro articular de la rodilla al vector de las fuerzas reactivas del suelo [151]. Durante prácticamente toda la fase

de apoyo de la marcha las fuerzas reactivas del suelo pasan mediales al centro articular de la rodilla (Figura 4) produciendo un momento adductor externo. Este momento adductor externo es fundamental para explicar la carga de los compartimentos de la rodilla. Como ya hemos comentado, el momento adductor externo sobre la rodilla es opuesto a los momentos internos netos, que en el caso de la rodilla en el plano frontal son generados por las fuerzas musculares del bíceps femoral, por las fuerzas de tensión ejercidas por la cápsula lateral, ligamentos laterales y el tensor de la fascia lata así como por las fuerzas de contacto entre la tibia y el fémur en el compartimento medial. Es importante señalar que en ausencia de movimiento de la articulación, como es el caso de la rodilla en el plano frontal, se considera a la articulación en estado de equilibrio por lo que los momentos internos y externos deben de ser exactamente iguales y opuestos para mantener dicho estado de equilibrio. Igualmente, en ausencia de fuerza muscular antagonista, los momentos externos elevados se asocian a fuerzas de contacto óseas elevadas.

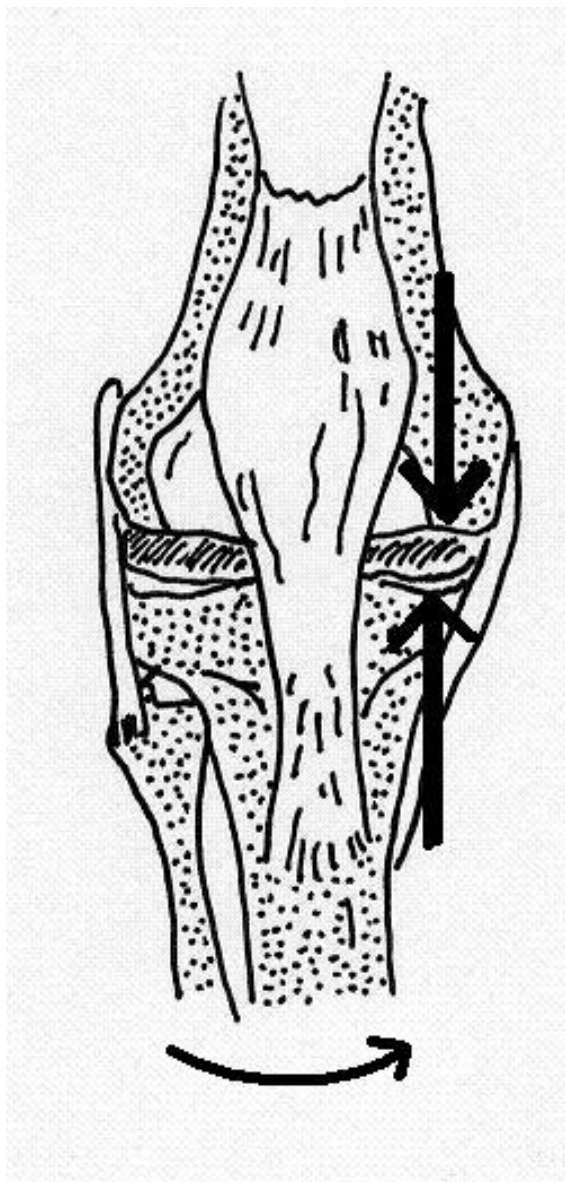


Figura 3. La gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal se define como un momento ("torque") con predominancia adductora que tiende a producir adducción de la tibia sobre el fémur durante la marcha aumentando la compresión del compartimento medial.

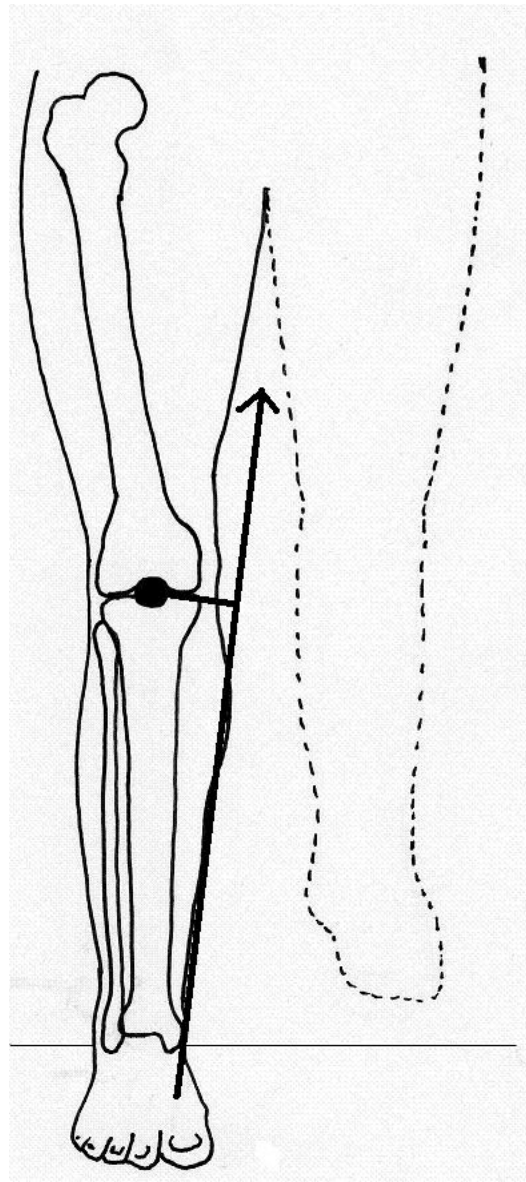


Figura 4. Figura representando las fuerzas reactivas del suelo durante la fase de apoyo de la marcha que pasan mediales al centro articular de la rodilla durante prácticamente toda la fase de apoyo de la marcha produciendo un momento adductor externo.

La gráfica de los momentos externos de la articulación de la rodilla en el plano frontal se ha relacionado con la distribución de las fuerzas entre el compartimento medial y lateral de la rodilla [96, 121-123, 142]. Así, la medición de los momentos articulares externos de la rodilla en el plano frontal durante la marcha ha sido propuesta como un indicador indirecto de las cargas en el compartimento medial y lateral que sufre la rodilla en situaciones dinámicas [123]. Un aumento de los momentos adductores externos de la rodilla sería indicativo de un aumento de las cargas en el compartimento medial de la rodilla en comparación con el compartimento lateral [121].

Actualmente existen diversos estudios que muestran evidencias de que estos supuestos son válidos y que la gráfica de los momentos en el plano frontal de la rodilla es un indicador válido de la carga en los compartimentos medial y lateral durante las situaciones dinámicas. Hasta la fecha, la medición directa de la carga de los compartimentos sólo se ha realizado en una única persona por Zhao y cols. [123] inicialmente y por Mündermann y cols. [124] posteriormente en el que se realizó al mismo individuo una medición *in vivo* de las cargas articulares del compartimento medial por medio de una prótesis de rodilla instrumentalizada con células de medición de carga en los compartimentos mediales y laterales de la rodilla en diversas situaciones dinámicas. En ambos estudios encontraron una correlación muy alta entre los momentos calculados en el plano frontal de la rodilla y la carga real del compartimento medial medida con el implante (Modelo de Regresión; R^2 entre 0,69 y 0,93) que se mantuvo estable con diferentes velocidades de la marcha. Aparte de este estudio *in vivo*, se han creado diversos modelos teóricos matemáticos de predicción que se han utilizado en varios estudios para calcular las fuerzas articulares a las que está sometida la rodilla en condiciones de carga y compararlas con los momentos en el plano frontal de la rodilla [121, 125, 126, 152, 153]. Es interesante señalar que, como puede intuirse por la gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal, la carga en el compartimento medial se

ha mostrado muy superior a la del compartimento lateral para las situaciones de carga en todos estos estudios.

Schipplein y Andriacchi [121] fueron los primeros que identificaron el momento adductor externo de la rodilla (MAER) como el mejor indicador de la carga en el compartimento medial, basándose en predicciones de la carga medial realizadas por medio de un modelo muscular matemático estadísticamente determinado. Posteriormente y usando el mismo modelo, Noyes y cols. [153] encontraron una correlación estadísticamente significativa entre el pico máximo de la gráfica del MAER y el pico de carga en el compartimento medial calculado mediante el mismo modelo matemático en pacientes con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla y alineación en varo de la misma. Por su parte, Hurwitz y cols. [152] utilizaron los valores del valor máximo del MAER junto con los valores de otro modelo matemático predictivo de las cargas mediales y laterales de la articulación de la rodilla, observando que ambas dos mediciones eran igualmente válidas para determinar la densidad ósea en los compartimentos medial y lateral de la tibia proximal. Más recientemente, Shelbourne y cols. [125] crearon un modelo matemático tridimensional por medio de optimizaciones dinámicas en el que se calculó la carga teórica de los compartimentos medial y lateral durante la marcha. En la predicción realizada por dicho modelo el centro de presiones de la carga de la articulación tibiofemoral se localizó medialmente durante toda la fase de la marcha transmitiendo la mayoría de la carga al compartimento medial y en algunos sujetos se observó que el compartimento lateral no tenía carga durante algunos instantes del ciclo de la marcha. Los resultados de este modelo son consistentes con la gráfica del MAER durante la marcha, resaltando la importancia del compartimento medial en el análisis de las cargas articulares de la rodilla. Esta carga medial se estimó de 2,3 veces el peso corporal, valor muy parecido al calculado por Hurwitz y cols. [152] y Schipplein y Andriacchi [121].

Una característica importante del proceso de OA de rodilla hace referencia al compartimento afectado o más afectado. Éste puede ser el compartimento medial,

el compartimento lateral, el compartimento femoropatelar o diversas combinaciones de estos. Centrándonos en los compartimentos medial y lateral de la articulación tibiofemoral, el compartimento medial es el más afectado en la población general según varios estudios de prevalencia (Figura 5) [20, 21, 25, 27, 53, 59, 60, 85, 154-158]. Este hallazgo es totalmente concordante con la gráfica de los MAER durante la marcha. La gráfica de los momentos de la rodilla en el plano frontal muestra un claro predominio de los momentos aductores, lo que se traduce en una mayor cantidad de fuerzas en el compartimento medial de la articulación y una disminución de las mismas en el compartimento lateral, tal y como han estimado los estudios de Zhao y cols. [123], Hurwitz y cols. [152] y Shelbourne y cols. [125]. Se estima que en condiciones normales de alineación, el compartimento medial absorbe un 60-70% del total de las fuerzas compresivas que se producen en la articulación de la rodilla en situaciones de carga [122]. Este aumento de las cargas en el compartimento medial ha sido señalado como la principal causa de esta aceptada prevalencia de OA de rodilla en el compartimento medial en comparación con el compartimento lateral, apoyando la tesis de que las cargas articulares jugarían un papel predominante en el inicio y la progresión de la OA de rodilla. Otros autores han señalado también que, además de los factores mecánicos, hay que tener en cuenta que el compartimento medial presenta un cartílago articular más fino que el compartimento lateral [159] y que recibe menos protección del menisco medial [160], aunque esta idea ha sido discutida recientemente en el “*Framingham Osteoarthritis Study*” al no encontrar diferencias evidentes entre el grosor del cartílago en el lado no afectado de casos de OA de rodilla unilateral comparado con grupos controles [161].

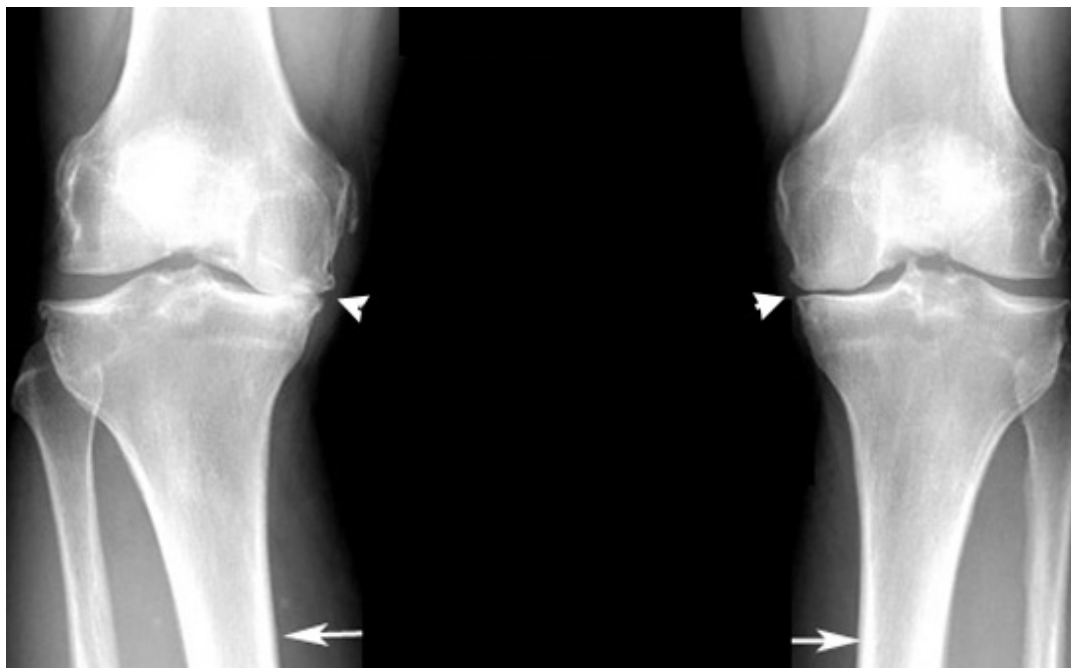


Figura 5. Radiografía anteroposterior de la rodilla donde se aprecia OA del compartimento medial bilateral. La flecha corta muestra una disminución del espacio particular en el compartimento medial de la rodilla. La flecha larga muestra la alineación en varo de ambas tibias.

A su vez, es bien aceptada la idea de que la morfología y la masa ósea están relacionadas con la sollicitación mecánica del hueso [162]. Esta idea ha sido codificada como Ley de Wolff [163] y hace referencia a que la adaptación del tejido óseo en cuanto a su arquitectura y masa ósea viene determinada por las cargas a las que se encuentra sometido. Esta adaptación ha sido relacionada principalmente con las cargas dinámicas que soporta el hueso, en contraposición a las carga estáticas [162]. En este sentido, numerosos estudios han investigado el efecto de los estímulos mecánicos en la masa ósea y en su arquitectura. En condiciones de reducción de carga debido a inmovilizaciones y parálisis, el resultado fue una pérdida de la masa ósea [164, 165], mientras que en condiciones de aumento de la carga mecánica el resultado fue un aumento de la masa ósea e hipertrofia en diferentes partes del esqueleto [166-169]. Actualmente existen varios estudios que han demostrado que el momento adductor de la rodilla es un buen predictor de la masa ósea tibial y de la relación de masa ósea en la zona medial de

la tibia en comparación con la lateral, tanto en sujetos sanos [152, 170] como en sujetos con OA [82, 171]. Hurwitz y cols. [152] fueron los primeros que señalaron a la magnitud del MAER durante la marcha como factor explicativo de la relación de hueso medial/lateral en la tibia proximal ($R^2=0,31$; $p=0,003$) en sujetos sanos. Posteriormente Jackson y cols. [170] corroboraron esta observación en un grupo de 20 mujeres sanas mostrando una correlación elevada entre el MAER y el tamaño del hueso tibial medial ($r=0,63$; $p=0,004$). Este último estudio también analizó la relación entre el grosor del cartílago articular medial y lateral con el MAER sin encontrar asociación. Aparte de los pacientes sanos, Wada y cols. [171] encontraron igualmente una correlación positiva entre el MAER y la densidad ósea medial ($r=0,52$; $p=0,001$) en pacientes con OA radiológica del compartimento medial. Estos autores también demostraron que la densidad ósea en la tibia medial es mayor en pacientes con OA más severa y mayor momento adductor, que en pacientes con OA más leve y menor momento adductor, mientras que la medición de la densidad ósea lumbar era igual en ambos grupos de OA. Finalmente, Thorp y cols. [82] también encontraron una correlación moderada entre diversos valores tomados del MAER durante la deambulación y la relación de masa ósea medial/lateral de la tibia en sujetos con OA leve-moderada. Todos estos estudios han señalado que la gráfica de los momentos en el plano frontal de la rodilla es una buena indicadora de la densidad de hueso medial/lateral en la plataforma tibial dando evidencias indirectas del MAER como indicador de la carga articular en el compartimetro medial y lateral de la rodilla.

1.3.4. EL MAER Y LA OA MEDIAL DE RODILLA.

Centrándonos en el estudio de los factores mecánicos de la OA de rodilla, actualmente se entiende que el estudio de los momentos de la rodilla en el plano frontal es un factor crítico para el entendimiento de la OA de rodilla, especialmente en el compartimento medial. En los últimos años ha crecido de forma exponencial el número de estudios y la bibliografía en este sentido aportando una considerable

cantidad de evidencias acerca de la influencia del MAER en la incidencia y progresión de la OA de rodilla del compartimento medial. Estos estudios han estudiado el MAER y su relación con la OA así como con diferentes tipos de tratamientos quirúrgicos y conservadores y sus determinantes mecánicos.

1.3.4. a. Estudios Transversales.

Existe una gran cantidad de estudios transversales que han relacionado la presencia de OA de rodilla en el compartimento medial con aumentos de los MAER durante la marcha (Tablas 2 y 3). Los resultados de estos estudios han mostrado la presencia de un aumento significativo de los MAER en pacientes con OA del compartimento medial en comparación con grupos controles de igual edad y sexo.

Por un lado existen varios estudios que han comparado diversos valores de los momentos adductores entre un único grupo de casos con OA medial y otro grupo de controles sanos (Tabla 2). Estos estudios han mostrando de forma consistente un aumento significativo en la magnitud del MAER en estática [172], en el primer pico del MAER durante la marcha [121, 146, 173-176], en el segundo pico del MAER durante la marcha [177], en el valor del MAER durante el apoyo medio [178], en la magnitud general del MAER [179, 180] y en el área total de la curva del MAER durante la marcha [181] en pacientes con OA del compartimento medial comparado con controles. Igualmente se ha observado un aumento del MAER entre el miembro sano y el miembro afectado en casos de OA unilateral de rodilla del compartimento medial, tanto en su valor máximo como en el valor del apoyo medio del MAER durante la marcha [151].

Por otro lado, diversos estudios igualmente de carácter transversal han comparado el MAER en diversos grupos de pacientes con OA medial de rodilla clasificándolos según el grado de severidad radiológica de la misma mediante la clasificación de Kellgren/Lawrence (Tabla 3). Así, clasificando los sujetos en grupos de OA severa, OA leve y sujetos sanos, el primer pico del MAER mostró un aumento significativo

en el grupo de OA severa comparado con el grupo de controles en todos los estudios [80, 81, 182-186]. Sin embargo la comparación del primer pico del MAER entre el grupo de OA severa y OA leve es más discutida ya que algunos estudios encontraron un aumento significativo del primer pico del momento adductor en el grupo OA severo comparado con el grupo OA leve [80, 81], mientras que en otros estudios no se observaron diferencias entre ambos grupos [183-185]. Igualmente, el estudio del segundo pico mostró resultados diversos entre los 3 grupos estudiados (Tabla 3). Sin embargo, cuando los valores utilizados del MAER no fueron los valores máximos de los picos sino que se utilizaron otras mediciones como la integral de la curva o área total de la curva [183-186], el valor durante el apoyo medio [182] o el análisis de las gráficas mediante análisis de los componentes principales (*Principal Component Analysis-PCA*) [186], los estudios mostraron de forma consistente un aumento significativo en el MAER en el grupo de OA severo con respecto al grupo OA leve y un aumento significativo en el MAER del grupo OA leve con respecto al grupo control. Otros estudios han apoyado esta idea mostrando correlación entre el grado de OA medial radiológica y el MAER durante distintos momentos de la fase de apoyo de la marcha [84, 146, 183].

La mayor parte de estos estudios aportan evidencias, por tanto, de aumento en el MAER durante la marcha en casos de OA medial comparado con grupos control y, a su vez, de asociación entre el grado de OA medial y el MAER, siendo más elevada en los casos de OA más severa comparada con los casos de OA más leve. La falta de acuerdo entre estudios acerca de los valores del primer y segundo pico del MAER con respecto a la existencia de diferencias en el momento adductor entre diferentes grupos de gravedad la OA de rodilla posiblemente sea debida a que los picos máximos representan un punto concreto de la gráfica y puede que no reflejen fielmente la magnitud de toda la carga a la que está sometido el compartimiento medial de la articulación durante el ciclo completo de la marcha.

Por su parte, Weidow y cols. [187] estudiaron diferentes grupos de OA y su relación con el MAER durante la marcha aunque no estudiaron únicamente casos

de OA medial si no que en este estudio se tomó un grupo de casos de OA medial, otro grupo de casos de OA lateral y un grupo de controles. Los resultados de este estudio mostraron que el grupo de OA medial presentaba un aumento en el primer pico del MAER durante la marcha comparado con el grupo control y con el grupo de OA lateral. A su vez, el grupo de OA lateral presentaba una disminución del MAER durante la marcha comparado con el grupo control y con el grupo de OA medial, sugiriendo que los valores del momento adductor durante la marcha juegan un papel clave en el proceso patomecánico de los procesos de OA, no solo del compartimento medial de la rodilla sino también del compartimento lateral.

Tabla 2. Estudios transversales sobre el MAER en casos de OA de rodilla con controles.

AUTORES Y AÑO [Ref.]	POBLACIÓN	VALOR MEDIDO DEL MOMENTO ADDUCTOR	RESULTADOS	VALOR P	
Schipplein & Andriacchi 1991 [121]	19 casos OA medial 15 controles	<i>edad 55 a.</i> <i>edad 62 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Aumento 1º pico grupo OA	No dado
Weidenhielm y cols. 1994 [178]	54 casos OA medial 10 controles	<i>edad 63 a.</i> <i>edad 62 a.</i>	1º pico (valor máx.) Valor apoyo medio	No existen diferencias en 1º pico Aumento apoyo medio grupo OA	No dado p<0,01
Baliunas y cols. 2002 [173]	31 casos OA medial 31 controles	<i>edad 65 a.</i> <i>edad 62 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Aumento 1º pico grupo OA	p=0,003
Hurwitz y cols. 2002 [146]	62 casos OA medial 49 controles	<i>edad 62 a.</i> <i>edad 59 a.</i>	1º pico (valor máx) 2º pico	Aumento 1º pico grupo OA No existen diferencias en 2º pico.	p=0,027 p=0,391
Gök y cols. 2002 [174]	13 casos OA medial 13 controles	<i>edad 57 a.</i> <i>edad 58 a.</i> <i>Estudio sobre Mujeres</i>	1º pico (valor máx.)	Aumento 1º pico grupo OA	p=0,01
Kim y cols. 2004 [172]	14 casos OA medial 14 controles	<i>edad 60 a.</i> <i>edad 54 a.</i>	Valor máx. estática	Aumento en estática grupo OA	p=0,0017
Lewek y cols. 2004 [175]	12 casos OA medial 12 controles	<i>edad 50 a.</i> <i>edad 49 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Aumento 1º pico grupo OA.	p=0,019
Astephen & Deluzio 2005 [180]	50 casos OA (no específica) 63 controles	<i>edad 65 a.</i> <i>edad 70 a.</i>	Principal Component Analysis (PCA)	Aumento grupo OA	No dado
Kakahana y cols. 2005 [181]	13 casos OA medial 23 controles	<i>edad 63 a.</i> <i>edad 64 a.</i>	Integral de la curva	Aumento grupo OA	P=0,005
Shimada y cols. 2006 [176]	23 casos OA medial 19 controles	<i>edad 67 a.</i> <i>edad 66 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Aumento 1º pico grupo OA	P<0,01
Landry y cols. 2007 [179]	41 casos OA (no específica) 43 controles	<i>edad 58 a.</i> <i>edad 51 a.</i>	Prinpal Component Analysis (PCA)	Aumento (PC1) grupo OA	p=0,01
Lynn & Costigan 2008 [177]	12 casos OA medial 12 controles	<i>edad 67 a.</i> <i>edad 69 a.</i>	1º pico (valor máx) 2º pico	No diferencias en 1º pico. Aumento 2º pico grupo OA	No dado p<0,05

a.: años; máx.: máximo.

Tabla 3. Estudios transversales sobre el MAER con diversos grupos de OA medial.

AUTORES Y AÑO [Ref.]	POBLACIÓN	VALOR MEDIDO DEL MOMENTO ADDUCTOR	RESULTADOS	Valor P
Mündermann y cols. 2004 [80]	22 casos OA medial severa <i>edad 64.5 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Mayor en grupo OA severa Vs. OA leve	p<0,001
	22 casos OA medial leve <i>edad 64.5 a.</i>		Mayor en grupo OA severa Vs. Control	p=0,039
	44 controles <i>edad 63.3 a.</i>		No diferencias OA leve Vs. control	No dado
Mündermann y cols. 2005 [81]	23 casos OA medial severa <i>edad 62.5 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Mayor en grupo OA severa Vs. OA leve	p<0,001
	19 casos OA medial leve <i>edad 62.5 a.</i>		Mayor en grupo OA severa Vs. Control	p=0,039
	42 casos controles <i>edad 61.7 a.</i>	2º pico	No diferencias entre OA leve y control	No dado
			Menor en grupo OA leve Vs. OA severa	p=0,001
			Menor en grupo OA leve Vs. Control	p<0,001
			No diferencias entre OA severa y control	No dado
Weidow y cols. 2006 [187]	15 OA medial <i>edad 70 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Mayor en OA medial Vs. OA lateral y control	p<0,001
	15 OA lateral <i>edad 70 a.</i>		Menor en OA lateral Vs.OA medial y control	p<0,001
	1 5 control <i>edad 69 a.</i> <i>Estudio sobre mujeres</i>			
Thorp y cols. 2006 [183] [184]	23 casos OA medial severa <i>edad 62,7 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Mayor en grupo OA severa Vs. OA leve	p < 0,05
	66 casos OA medial leve <i>edad 56,7 a.</i>		Mayor en grupo OA severa Vs. Control	p < 0,05
	28 controles <i>edad 53 a.</i>	2º pico	No diferencias entre OA leve y control	No dado
			Mayor en grupo OA severa Vs. control	p < 0,05
			No diferencias OA severa y OA leve	No dado
			No diferencias entre OA leve y control	No dado
		Integral de la curva	Mayor en grupo OA severa Vs. OA leve	p < 0,05
			Mayor en grupo OA severa Vs. Control	p < 0,05
			Mayor en grupo OA leve y control	p < 0,05
Thorp y cols. 2007 [185]	52 casos OA medial sintomática <i>edad 56.2 a.</i>	1º pico (valor máx.)	Mayor grupo OA sintom Vs.OA asintom	p < 0,05
	19 casos OA medial asintomática <i>edad 55.3 a.</i>		Mayor en grupo OA sintom Vs.control	p < 0,05
	37 controles <i>edad 53.6 a.</i>	Integral de la curva	No diferencias en OA asintom y control	p = 1,00
			Mayor grupo OA sintom Vs.OA asintom	p < 0,05
			Mayor en grupo OA sintom Vs.control	p < 0,05
			No diferencias en OA asintom y control	No dado
Rutherford y cols. 2008 [186]	44 casos OA medial severa <i>edad 76 a.</i>	Principal Component Analysis (PCA)	Mayor magnitud OA severa Vs. OA leve	No dado
	46 casos OA medial leve <i>edad 60 a.</i>		Mayor magnitud OA severa Vs. control	No dado
	50 controles <i>edad 53 a.</i>		Mayor magnitud OA leve Vs control	No dado
Astephen y cols. 2008 [182]	61 casos OA severa <i>edad 64.4 a.</i>	Momento adductor en apoyo medio	Mayor magnitud OA severa Vs. OA leve	p<0,002
	60 casos OA leve <i>edad 58,3 a.</i>		Mayor magnitud OA severa Vs. control	
	60 controles <i>edad 50,2 a.</i>		Mayor magnitud OA leve Vs control	

a.: años; máx.: máximo.

1.3.4. b. Estudios Longitudinales.

Sin embargo, y a pesar de todos estos estudios, el carácter transversal de los mismos impide sacar conclusiones en torno a si el aumento en el MAER en pacientes con OA medial encontrado debe de interpretarse como un factor etiológico o como una consecuencia del proceso de OA medial de rodilla. En este sentido, diversos estudios longitudinales han estudiado el efecto de valores elevados en el MAER en la aparición y progresión de la OA de rodilla en el compartimento medial en pacientes a largo plazo (Tabla 4). Todos estos estudios longitudinales han ayudado a comprender que los momentos adductores pueden constituir un factor de riesgo que antecede a la aparición de OA del compartimento medial de la rodilla en sujetos sanos e igualmente pueden representar un factor de progresión de OA del compartimento medial de la rodilla en pacientes con patología.

Dos de estos trabajos se han realizado estudiando una cohorte de individuos sanos, con objeto de valorar si los valores elevados en el MAER podrían suponer un factor de riesgo para el desarrollo de OA y dolor en la rodilla en la población general. Lynn y cols. [188] hicieron un estudio de la marcha a 58 individuos sanos (edad 64,4 años), a 28 de los cuales se les repitió el análisis a los 7,5 años. Los valores del momento adductor prácticamente no variaron en los dos estudios. Sin embargo, únicamente un individuo desarrolló OA medial de rodilla que fue el individuo que en el primer estudio presentaba el valor más elevado del MAER, y únicamente un individuo desarrolló OA lateral de rodilla que fue el individuo que en el primer estudio presentaba el valor más bajo en los momentos adductores de rodilla. El resto de sujetos, que según los autores presentaban valores normales, no desarrollaron patología artrósica en la rodilla. Por su parte, Amin y cols. [189] realizaron un estudio en el que estudiaron el MAER en diversas situaciones (estática, andando, bajando escaleras y levantándose de una silla) a 132 ancianos sanos sin patología diagnosticada ni dolor en las rodillas y a los 3-4 años contactaron telefónicamente de nuevo con 80 de ellos para averiguar cuáles habían

desarrollado patología en las rodillas en este tiempo. Los resultados mostraron que el grupo de ancianos que había desarrollado dolor presentaban al comienzo del estudio un aumento de los momentos aductores durante todas las situaciones medidas, comparado con el grupo de los ancianos que no habían desarrollado dolor en las rodillas en el que el MAER era menor. Estos estudios en sujetos sanos indican que valores elevados del MAER anteceden a la presencia de OA y dolor en la rodilla y por lo tanto deben de ser considerados como un factor previo a la aparición de esta patología.

Por su parte, también se ha demostrado que la presencia de valores elevados en el MAER es un factor clave en la progresión de OA del compartimento medial en casos de OA de rodilla ya instaurada. Miyazaki y cols. [62] estudiaron una cohorte de 74 pacientes con OA medial de rodilla durante 6 años donde observaron que aquellos casos en los que hubo progresión de la enfermedad existían valores elevados del MAER al comienzo del estudio comparados con aquellos casos en los que no hubo progresión ($p=0,0001$), siendo el MAER una variable predictiva de la progresión de OA medial de rodilla ($p=0,0002$). El análisis de regresión logística mostró que el riesgo de progresión de la OA medial de rodilla aumenta 6,46 veces con un incremento del 10% en el MAER. Por su parte Chang y cols. [190] demostraron que pacientes diagnosticados de OA presentaban una progresión más rápida, en un periodo de 18 meses, si tenían mayores valores del MAER durante la marcha, especialmente aquellos que presentaban un bostezo articular en varo de la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha, mientras que los que presentaban valores más pequeños del MAER tuvieron una progresión de la enfermedad mucho menor.

Tabla 4. Estudios longitudinales sobre el MAER y la incidencia y progresión de OA medial de rodilla.

AUTORES Y AÑO [Ref.]	POBLACIÓN AL COMIENZO	MEDICIÓN INICIAL	TIEMPO DE SEGUIMIENTO	CASOS SEGUIDOS	MEDICIÓN FINAL	RESULTADOS
Amin y cols. 2004 [189]	80 sujetos sanos <i>edad 74.9 a.</i>	Se midió el MAER en estática, andando, subiendo y bajando escaleras.	4 años	80 sujetos	Presencia de Dolor en Rodilla	El momento adductor era mayor en el grupo que desarrolló dolor en rodilla Vs. los casos que no desarrollaron dolor (p=0,01)
Lynn y cols. 2007 [188]	58 sujetos sanos <i>edad 64,4 a.</i>	Se midió el MAER durante la marcha	7.5 años	28 sujetos	Progresión clínico-radiológica de OA medial y lateral de rodilla	1 sujeto desarrolló OA medial (era el que tenía el valor más elevado del MAER) 1 sujeto desarrolló OA lateral (era el que tenía el valor más bajo del MAER) El resto de casos no desarrolló OA rodilla
Miyazaki y cols. 2002 [62]	74 casos OA medial <i>edad 69.5 a.</i>	Se midió el MAER durante la marcha	6 años	74 casos	Progresión clínico-radiológica de OA medial de rodilla	El MAER era mayor en el grupo con progresión de OA de rodilla Vs. los casos que no progresaron (p=0,0001) El MAER como variable predictiva del desarrollo de OA (p=0,0002).
Chang y cols. 2004 [190]	237 con OA medial <i>edad 68 a.</i>	Se midió la presencia de bostezo articular en varo de la rodilla y el MAER durante la marcha	18 meses	222 casos	Progresión clínico-radiológica de OA medial de rodilla	Mayor progresión de la OA de rodilla en los casos con bostezo articular en varo durante la marcha. El MAER era mayor en los casos que presentaba bostezo articular en varo (p=0,0001).

a.: años.

1.3.4. c. Tratamientos de la OA de Rodilla y MAER.

Otro aspecto que ha recibido gran atención en la bibliografía han sido los tratamientos quirúrgicos y conservadores para la OA medial de rodilla y su relación con los momentos de la rodilla en el plano frontal durante la marcha. Se han implementado diversas modalidades de tratamientos quirúrgicos y conservadores para el tratamiento de la OA medial de rodilla que han demostrado ser más o menos eficaces en la disminución del MAER durante la marcha y así frenar la progresión y aliviar el dolor de estos pacientes.

La osteotomía de tibia alta en cuña valguizante o varizante es un tratamiento universalmente aceptado en casos OA medial o lateral de rodilla. Concretamente, en los casos de OA medial de rodilla la indicación es una osteotomía en cuña de tibia valguizante [191-193] cuyo objetivo se basa en la corrección de la deformidad en varo del paciente, alineando la extremidad y reduciendo el estrés y la carga en el compartimento medial de la articulación de la rodilla [194]. Diversos estudios longitudinales han analizado el efecto de la osteotomía alta valguizante de tibia en casos de OA del compartimento medial y su relación con el MAER [78, 194-196]. En todos ellos la osteotomía valguizante de tibia produjo una disminución del MAER durante la marcha medida a los 6 meses [195], 1 año [194-196] y 3 años [194, 195], aunque posteriormente el MAER tendió a aumentar a los 6 años [195] y a los 8.9 años [78]. En estos estudios, aquellos pacientes que presentaban un MAER preoperatorio mayor tuvieron peores resultados postoperatorios en cuanto a la remisión del dolor que aquellos casos que presentaban preoperatoriamente un MAER menor, cuyos resultados clínicos fueron mejores [78, 194, 195]. Las conclusiones de esos estudios hacen referencia a que el MAER es un indicador predictivo del efecto de la osteotomía valguizante de tibia en los resultados clínicos postoperatorios, ya que valores postoperatorios más altos del mismo se relacionan con peores resultados clínicos y mayor índice de recidivas, mientras que valores

postoperatorios más bajos se relacionan con mejores resultados clínicos y menores recidivas en cuanto al dolor.

Otras vías de tratamiento de la OA medial de rodilla hacen referencia a los tratamientos conservadores mediante el uso férulas, plantillas, cuñas y modificaciones en el calzado. El uso de plantillas con cuñas o elementos pronadores en el pie ha mostrado ser eficaz en el tratamiento sintomático de la OA medial de rodilla en diversos estudios. El primer estudio a largo plazo de Sasaki y Yasuda [197] demostró que al cabo de tres años los pacientes que usaban cuñas laterales en valgo en el pie junto con medicación antiinflamatoria tenían mayores reducciones del dolor que aquellos pacientes que únicamente tomaban antiinflamatorios. Posteriores estudios sin utilizar grupo control obtuvieron resultados similares. Wolfe y Brueckmann [198] señalaron que un 82% de los pacientes con OA del compartimento medial disminuyeron el dolor mientras usaban una cuña lateral en el pie; Tohyama y cols. [199] encontraron que las cuñas laterales en el talón reducían el dolor en pacientes con OA de rodilla leve o moderada; Keating y cols. [200] señalaron que 32 de 85 pacientes con OA medial de rodilla tuvieron una mejoría “excelente” del dolor mientras usaban cuñas laterales del talón; Rubin y Menz [201] encontraron una disminución significativa del dolor a las 3 y 6 semanas sobre 30 pacientes con OA medial de rodilla, siendo mayor la mejoría en los casos más leves; y Hinman y cols. [202] demostraron que el uso de cuñas laterales mejoró el dolor y la función a los 3 meses en una cohorte de 34 pacientes con OA medial de rodilla. Sin embargo, los estudios controlados y aleatorizados en este campo han sido más escasos [203]. El primer ensayo aleatorizado controlado mostró que a pesar de que los pacientes que usaron cuñas laterales en el talón no tuvieron una mejoría sintomática sí que requirieron menor medicación antiinflamatoria para el tratamiento del dolor que el grupo control [204, 205].

El efecto de esta mejoría sintomática en el dolor con el uso de plantillas y cuñas laterales en pacientes con OA medial de rodilla ha sido explicada por el efecto

mecánico del uso de cuñas laterales sobre los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la marcha. Diversos estudios han investigado el efecto inmediato de diversos tipos de plantillas y férulas en el MAER en individuos sanos y con OA medial de rodilla. La mayoría de los estudios han mostrado una disminución inmediata del MAER durante la marcha con el uso de cuñas laterales en valgo, bien solas, bien insertadas en plantillas o insertadas como modificaciones en el calzado. Shelburne y cols. [206] crearon un modelo matemático en el que explicaban que el efecto inmediato de añadir cuñas en valgo en el pie producía una disminución del MAER y de la carga medial de la articulación que se debía a la traslación más lateral del centro de presiones durante la marcha con el uso de cuñas en valgo, lo que producía una localización más lateral del vector de las fuerzas reactivas del suelo sobre la articulación de la rodilla disminuyendo así el MAER en el plano frontal con el uso de cuñas laterales. Este modelo teórico ha demostrado ser válido, mostrando que el uso de cuñas laterales disminuye el primer pico del MAER tanto en sujetos sanos como en sujetos con OA estudiados conjuntamente utilizando cuñas de 6° de angulación [181] y cuñas de 10 mm. de altura [176]. Otros dos estudios han demostrado que este efecto en sujetos con OA medial sobre el primer pico del MAER con cuñas laterales hechas a medida para cada caso [207] y con cuñas estándar de 5° en el primer y segundo pico del MAER [202].

En sujetos sanos este efecto ha sido estudiado más extensamente mostrando disminución del primer y segundo pico del MAER con cuñas en valgo de 5° [208] y de 5° y 10° comparadas con un placebo [209], disminución del área total del MAER con cuñas de 6° [210, 211], disminución del primer pico del MAER con zapatos con cuña de 4° y de 8° [212, 213], disminución del primer pico del MAER con zapatos que presenta un aumento de la densidad del material en la zona lateral respecto a la zona medial [213] y disminución del primer pico del MAER con cuñas de 10 mm combinadas con férulas de tobillo [214]. Varios de estos estudios mostraron una desviación lateral del centro de presiones con el uso de cuñas laterales [181, 210-212], tal y como habían sugerido Shelburne y cols. [206].

A su vez, el uso de cuñas mediales ha mostrado tener un efecto mecánico contrario, aumentando el MAER durante la fase de apoyo de la marcha [214] y durante la carrera [215, 216] al igual que ocurre con el uso de tacones elevados [217]. Cabe señalar, que a pesar de todos estos estudios, Maly y cols. [218] han sido los únicos que no encontraron un efecto mecánico inmediato en el primer pico del MAER en 12 casos de OA medial usando un zapato normal, una cuña en valgo de 5° y una ortesis en valgo a medida.

Todos estos estudios, excepto el estudio de Maly y cols. [218], han reportado una disminución moderada del MAER que se establece en torno a un 5% - 11%, que es considerablemente inferior al que se obtiene con la realización de osteotomías tibiales altas. Del mismo modo, estos cambios en el MAER han demostrado ser menores o inexistentes en pacientes con grados de OA avanzada y más acentuados en casos de OA leve [176] al igual que ocurría con los cambios sintomáticos derivados del uso de cuñas laterales [201, 202].

1.3.4. d. Dolor Articular y MAER.

Todos los artículos mencionados, referentes a la mejoría del dolor clínico con el uso de tratamientos orientados a disminuir el MAER durante la marcha, aportan datos indirectos sobre el efecto de esta gráfica en el dolor que experimentan los pacientes con OA medial de rodilla. En este sentido diversos artículos han estudiado de forma directa la relación existente entre el MAER durante la marcha y la presencia de dolor clínico, con objeto de observar si la presencia de un MAER elevado está relacionado con el dolor como consecuencia de una mayor carga articular sobre el compartimento medial de la rodilla. Los resultados en este aspecto son bastante más controvertidos.

Thorp y cols. [185] mostraron que los casos de OA radiológica sintomática presentaban mayores momentos aductores externos de rodilla durante la marcha que los casos OA radiológica sin síntomas clínicos y que los controles, sugiriendo que la carga articular aumentada podría ser motivo de la sintomatología dolorosa en dichos pacientes. Kim y cols. [172] también mostraron que el MAER medido en estática presenta una correlación moderada con los cuestionarios de dolor ($r=0,63$; $p<0,020$) y función (WOMAC) ($r=0,66$; $p<0,013$) del paciente con OA medial de rodilla. Miyazaki y cols. [62] encontraron correlación directa entre el momento adductor y la presencia de dolor ($r=0,33$; $p<0,001$) en 74 pacientes diagnosticados de OA de rodilla del compartimento medial.

Por su parte, Schnitzer y cols. [219] y Hurwitz y cols. [220] mostraron que pacientes sometidos a tratamiento farmacológico para disminuir el dolor experimentaban un aumento del MAER a corto plazo comparándolo con antes de iniciar el tratamiento. De hecho, el estudio de Hurwitz y cols. mostró correlación inversa del MAER con el cambio del dolor en la rodilla ($r=0,488$; $p<0,001$) [220] sugiriendo que para intentar evitar el dolor, los pacientes podrían adquirir estrategias que disminuyeran la carga articular. Una disminución del dolor con terapia farmacológica haría que el paciente haga una marcha más normal olvidando esas estrategias que había adquirido y aumentando la carga articular. En esta misma línea, Teichtahl y cols. [221] encontraron que el segundo pico del MAER presentaba una correlación inversa con el dolor, explicando un 32% del dolor experimentado por mujeres de edad media sin signos de OA radiológica, de tal forma que cuanto mayor dolor presentaba el paciente, menor era el MAER. Estos autores sugirieron que ante la presencia de dolor el paciente adopta mecanismos de compensación para disminuir el momento adductor externo de rodilla durante la marcha y evitar la carga sobre la articulación dolorosa.

Sin embargo, más recientemente, los estudios transversales llevados a cabo por Maly y cols. en 2006 [222], 2008 [223] y Hunt y cols. en 2008 [145] han mostrado que el

primer pico del MAER no presenta ninguna relación con la presencia de dolor ni con la función del individuo en una muestra de pacientes con OA del compartimento medial, aunque sí con el rango de flexo-extensión de la rodilla durante la marcha [222, 223]. Igualmente, Hurwtiz y cols. [146] en otro estudio transversal mostraron que el dolor explicaba una variación muy pequeña del primer pico (1%-2%) del MAER en pacientes con OA del compartimento medial de la rodilla.

Por tanto, no está muy claro qué papel juega el MAER durante la marcha en la patogenia del dolor en pacientes con OA medial de rodilla. Aunque la resonancia magnética ha mostrado que aquellos pacientes que presentan dolor clínico tienen daños articulares más severos que aquellos que no presentan dolor [224], es posible que el dolor no esté únicamente mediado por la degeneración del cartílago y el aumento de cargas articulares medidas a través de la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal, sino que otros factores de daño articular como inflamación articular, presencia de líquido, engrosamiento sinovial y degeneración de las partes blandas [225, 226] también podrían estar implicados contribuyendo a la presencia de dolor articular en los procesos de OA de rodilla.

1.3.5. LOS DETERMINANTES DEL MAER EN EL PLANO FRONTAL.

Existen, por tanto, evidencias de la relación existente entre los momentos adductores de la rodilla en el plano frontal, la carga articular del compartimento medial de la rodilla y diferentes aspectos de la OA medial de rodilla. Sin embargo, los factores mecánicos que contribuyen a la variabilidad observada del MAER durante la marcha no están totalmente claros [227]. Aparte de los propios determinantes mecánicos del MAER existen factores importantes a tener en cuenta en el estudio de los momentos de la marcha que pueden crear confusión en la interpretación de los resultados y hacen referencia a factores como el valor medido o utilizado del MAER, la

velocidad de la marcha de los sujetos estudiados, las diferencias de género entre los estudios y el método utilizado para la normalización de los datos. Todos estos aspectos han sido muy poco valorados en la investigación referente a los momentos articulares en general y hacen difícil extraer conclusiones fiables en torno a los determinantes mecánicos o a las posibles variaciones de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal.

1.3.5.a. Diferencias de Género.

La mayoría de los estudios epidemiológicos han mostrado diferencias de género en la prevalencia de la OA de rodilla afectando en mayor medida a las mujeres que a los hombres (Tabla 5). Esta mayor prevalencia de OA de rodilla en mujeres se ha mostrado en diversos estudios de prevalencia realizados en los EEUU estudiando la población general [13, 23, 25, 56] y la población de raza blanca y raza negra por separado [26]. También se ha mostrado mayor prevalencia de OA de rodilla en el sexo femenino en estudios de prevalencia realizados en China [29, 158] y Finlandia [57]. En España, el estudio EPISER de la Sociedad Española de Reumatología identificó como factores de riesgo de padecer OA de rodilla en la población española el sexo femenino (OR = 2,14; [IC 95%] 1,41 a 3,26) y la obesidad (OR = 2,18; [IC 95%] 1,47 a 3,24) [5, 35].

Igualmente, los estudios longitudinales sobre la incidencia de la OA como el *Framingham Osteoarthritis Study* [56] o el realizado por Manninen y cols. sobre granjeros finlandeses [57] señalaron al sexo femenino como un factor de riesgo para el desarrollo de la OA de rodilla (OR = 1,8; [IC 95%] 1,1 a 3,1 y RR=[IC 95%] 2,9 a 8,11 respectivamente). El estudio de OA realizado en Ullensaker (Noruega) sobre 2891 individuos sanos encontró una mayor progresión de OA de rodilla a los 10 años en mujeres que en hombres (7,3% Vs. 6,2%) aunque en esta ocasión este porcentaje no presentó significancia estadística [14]. Por su parte, los estudios longitudinales sobre la progresión de la OA de rodilla de Miyazaki y cols. [62],

Schouten y cols. [65], Dougados y cols. [59], Dieppe y cols. [53] y Wolfe y Lane [61] no han mostrado una clara asociación entre la progresión de la OA de rodilla y el sexo para casos de OA ya instaurada cuando el resto de factores eran controlados. Por los resultados de estos estudios parece que el sexo podría jugar un papel importante en la incidencia de la enfermedad en individuos sanos pero no en la progresión de la enfermedad una vez que ésta se ha instaurado.

Tabla 5. Tabla de prevalencia de OA de rodilla por sexos.

AUTORES Y AÑO [Ref.]	ESTUDIO	% CASOS con OA de RODILLA			Población	
		HOMBRES	MUJERES	TOTAL		
Felson y cols. 1987 [23]	Framingham OA Study	OA Radiológica	30,9%	34,4%	33%	1424
		OA Clínica	6,8%	11,4%	9,5%	
Felson y cols. 1997 [56]	Framingham OA Study	OA Radiológica	11,1%	18,1%	13,8%	598
Jordan y cols. 2007 [26]	Johnston County OA Study	OA Radiológica	23,7%	31,0%	27,8%	3018
		OA Clínica	13,5%	18,7%	16,4%	
Dillon y cols. 2006 [25]	National Health and Nutrition Examination Survey III (NHANES III)	OA Radiológica	31,2%	42,1%	37,4%	2394
		OA Clínica	10,0%	13,6%	12,1%	
Zhang y cols. 2001 [29]	Beijing OA Study	OA Radiológica	21,5%	42,8%	No dado	1787
		OA Clínica	5,6%	15,0%		
Manninen y cols. 1996 [57]	Finnish Knee OA Study (invalidez por OA de rodilla)		0,53%	3%	No dado	6647
Fernández-López y cols. 2008 [35]	Estudio de Prevalencia de la Sociedad Española de Reumatología (EPISER)	OA Clínica	5,8 %	14,0%	10,2%	2192
Grotle y cols. 2008 [14]	Ullensaker OA Study	OA Clínica	6,2%	7,3%	7,1%	2981

La mayor prevalencia de OA de rodilla en mujeres ha llevado a que diversos investigadores hayan estudiado los valores referentes a la carga y los momentos adductores de rodilla únicamente en población femenina al ser una población más

vulnerable en el desarrollo de la enfermedad [70, 92, 170, 174, 187, 221, 228]. Sin embargo, muy pocos estudios hasta la fecha han estudiado si existen diferencias mecánicas en el MAER entre hombres y mujeres lo que explicaría la mayor incidencia de OA medial de rodilla en mujeres que en hombres.

Es evidente que hombres y mujeres no caminan de igual forma y este hecho ha quedado reflejado en diferentes estudios que han mostrado diferencias de sexo en variables espaciotemporales y cinemáticas de la marcha [229-231]. Estas diferencias han sido especialmente importantes en las variables espaciotemporales donde las mujeres han mostrado cadencias de marcha más altas y longitud de paso más larga comparados con los hombres (después de ser normalizados los datos). Es posible que estas diferencias en las variables espaciotemporales, especialmente en la longitud del paso, influyan en los MAER, lo que podría explicar una mayor carga articular de la rodilla en el sexo femenino durante la marcha y consecuentemente explique la mayor prevalencia de la enfermedad en dicho sexo, aunque este aspecto todavía no ha sido investigado.

Hasta la fecha, muy pocos trabajos han estudiado de forma específica diferencias de sexo en los momentos articulares de la rodilla. Kerrigan y cols. [229] encontraron un aumento de los momentos extensores de la rodilla en el plano sagital en el sexo femenino, aunque no estudiaron el plano frontal. Posteriormente los mismos autores estudiaron de forma específica el plano frontal de la rodilla sin encontrar diferencias entre sexos, aunque el valor estudiado fue el pico máximo del momento adductor y no el área total de la curva [232]. Por tanto, son muy pocos los datos que tenemos sobre el efecto del sexo en las variables de carga de la rodilla durante la deambulación y son necesarios más estudios que investiguen esta relación. La presencia o ausencia de alteraciones de carga articular en la rodilla entre sexos en individuos sanos aportaría datos sobre la influencia mecánica en la distribución de la OA de rodilla en sexos.

1.3.5.b. Determinantes Mecánicos del MAER.

A pesar de la importancia del MAER como indicador indirecto de la carga articular de la rodilla, el conocimiento existente sobre los factores influyentes en el MAER durante la deambulaci3n es muy escaso. La alineaci3n de la articulaci3n de la rodilla en el plano frontal y el 3ngulo de progresi3n del pie o 3ngulo de Fick [233] durante la marcha son los dos 3nicos factores mec3nicos reconocidos como factores determinantes en los MAER durante la deambulaci3n.

La alineaci3n femorotibial en el plano frontal ha sido el factor m3s estudiado como variable asociada a la magnitud del MAER durante la marcha. Por un lado, los estudios longitudinales ya comentados que han valorado el resultado de las osteotom3as valguizantes altas de tibia en el tratamiento de la OA medial de rodilla han mostrado de forma consistente que el cambio de alineaci3n quir3rgica en valgo en pacientes con OA medial y deformidad en varo produce una mejor3a cl3nica y una disminuci3n en la magnitud de los MAER durante la marcha. Por otro lado, el 3ngulo f3mur-tibia medido radiol3gicamente en proyecci3n anteroposterior ha mostrado asociaci3n con el primer y segundo pico del MAER en sujetos sanos [234], con el primer pico en sujetos con OA medial de rodilla [82, 146, 171, 190, 195, 235] y con el 3rea total del momento adductor [185], mostrando una correlaci3n fuerte-moderada en todos los estudios con un coeficiente de correlaci3n que vari3 de $r=0,48$ a $r=0,74$. Adem3s, producir un valgo de rodilla intencionado durante la marcha reduce la carga del compartimento medial traslad3ndola al compartimento lateral, medido mediante pr3tesis de rodilla instrumentalizada *in vivo* [236]. Todos estos estudios se3alan a la alineaci3n en varo o valgo de la rodilla como un factor influyente en los momentos de la rodilla en el plano frontal durante la marcha y por consiguiente en la carga articular de los compartimentos medial y lateral de la rodilla durante situaciones de carga. Igualmente, Thorp y cols. [82] encontraron correlaci3n entre la alineaci3n radiol3gica de la rodilla y la densidad 3sea medial y lateral de la meseta tibial en individuos con OA del compartimento medial.

Por su parte, el ángulo de Fick ha recibido en los últimos años bastante atención como elemento contribuyente a la progresión de la OA medial de rodilla [237] y como factor influyente en la magnitud de los momentos adductores durante la marcha. El aumento del ángulo de Fick durante la marcha o la marcha en abducción ha demostrado tener un efecto negativo sobre el MAER disminuyendo su magnitud durante la marcha en diversos estudios [146, 186, 195, 234]. Otros estudios han mostrado que cambiando intencionadamente el ángulo de Fick en adducción y abducción se producía una variación del MAER en los sujetos de estudio [177, 238-240], produciéndose un aumento del MAER con un aumento de la adducción del pie y una disminución del MAER con un aumento de la abducción del pie. No obstante, la mayoría de estudios coinciden en que esta influencia parece ser mucho menor que la debida a la alineación femorotibial y parece afectar principalmente al segundo pico del momento adductor y en menor medida al primer pico [146, 177, 234, 238-241].

Exceptuando estos dos factores que han sido los más estudiados, se desconocen la presencia de otros determinantes importantes de los momentos adductores de la rodilla durante la marcha y si pueden influir de forma específica en la carga del compartimento medial a través del MAER. Chang y cols. [242] señalaron que una disminución del momento abductor interno de cadera está relacionado con la progresión radiológica (a los 24 meses) de la OA medial de rodilla. Otros estudios de carácter transversal han apoyado esta hipótesis, mostrando una disminución del momento adductor externo de cadera en pacientes con OA del compartimento medial comparado con pacientes sanos [81, 182] o con el miembro contralateral no afectado [76]. Sin embargo, existen estudios que han encontrado el efecto contrario de los momentos de la cadera en el plano frontal. Huang y cols. [243] encontraron un aumento de los momentos abductores internos de la cadera en pacientes con OA severa comparados con controles y recientemente Henriksen y cols. [244] demostraron que una disminución inducida (tras inyección de suero hipertónico en el

glúteo mayor) del momento abductor interno de cadera producía una disminución del MAER en sujetos sanos contrariamente a lo especulado por los anteriores estudios [81, 242]. Existen, por tanto, controversias que no están claras en la relación existente entre los momentos de la cadera en el plano frontal como determinantes del MAER en la fase de apoyo de la marcha. Además, en ninguno de los anteriores trabajos se estudió de forma específica la relación entre los momentos de rodilla y cadera en el plano frontal.

Igualmente, otros factores como la pronación del pie [228] y los momentos plantarflexores internos del tobillo [245] han sido relacionados como posibles determinantes de la carga articular de la rodilla durante la deambulación, aunque los resultados de estos estudios no son concluyentes.

Además, según nuestro conocimiento, hasta la fecha existen únicamente dos estudios multifactoriales que hayan estudiado diversos factores mecánicos de forma conjunta para intentar valorar cómo influyen en los momentos adductores de la rodilla y en la carga de los compartimentos medial y lateral de la misma. Hurwitz y cols. [146] fue el primero que intentó establecer determinantes mecánicos del MAER sobre 62 sujetos con diagnóstico clínico-radiológico de OA del compartimento medial. Sus resultados (mediante análisis de regresión multivariable) mostraron que el principal determinante del primer pico del momento adductor era la alineación femorotibial medida radiográficamente que explicaba un 53% de su variabilidad. Los principales determinantes del segundo pico del momento adductor eran la alineación femorotibial y el ángulo de Fick que explicaban conjuntamente un 64% de su variabilidad. El ángulo de Fick y la alineación femoro-tibial fueron las únicas variables mecánicas estudiadas en este estudio. Recientemente, Hunt y cols. [145], igualmente sobre pacientes con OA, añadieron el movimiento del tronco en el plano frontal al estudio y determinaron igualmente que la alineación del miembro inferior era el principal factor determinante de los momentos de la rodilla en el plano frontal, siendo responsable de un 25-35% de la variabilidad del primer y segundo pico del

MAER durante la marcha y el ángulo de Fick y la inclinación del tronco explicarían un 12% y un 18% de la variabilidad del MAER respectivamente. Por tanto, los estudios de regresión múltiple sobre los determinantes del primer y segundo pico del MAER durante la marcha sólo han utilizado estos factores como las únicas variables mecánicas, a las que han sumado otro tipo de variables no mecánicas como la edad, el dolor y el grado de OA para explicar la variabilidad del MAER. Además, la variabilidad explicada por estos factores mecánicos en estos estudios está en torno al 50% del primer pico del MAER y entre un 50%- 64% del segundo pico del MAER [145, 146] por lo que existe una cantidad importante de variabilidad del MAER por explicar todavía. A su vez todos estos estudios se realizaron en pacientes con OA de rodilla y no sabemos si estos determinantes serían los mismos para la población sana.

Es evidente, por tanto, la necesidad de más estudios que analicen de forma conjunta los factores mecánicos que podrían estar asociados con la carga articular de la rodilla con objeto de explicar un mayor porcentaje de variabilidad del MAER del que actualmente se conoce.

1.3.5.c. Valores Usados para el Estudio del MAER.

Unido a todo esto es necesario señalar que existen otros factores importantes que complican la interpretación y comparación de los resultados entre los diferentes estudios sobre los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal y sus determinantes mecánicos. El valor medido o valor utilizado de la curva del MAER para analizar los datos se ha mostrado recientemente como un factor fundamental que no debe de ser subestimado en el análisis y comparación del MAER. El MAER supone una gráfica que varía en función del momento exacto de apoyo estudiado. Resulta difícil realizar una cuantificación exacta de la curva ya que el valor concreto tomado para su análisis no deja de representar un punto aislado de la curva en un

instante concreto del ciclo de la marcha, que puede no ser indicativo de la magnitud general de los momentos articulares durante el ciclo completo de la marcha.

Han sido varias las estrategias utilizadas por los diferentes autores. La mayoría de los investigadores han optado por tomar una variable discreta de dicha gráfica para el análisis, siguiendo las recomendaciones de Benedetti y cols. [246], que generalmente ha sido el pico máximo del MAER (primer pico) [62, 67, 76, 78, 121, 145, 152, 153, 171, 173-175, 187, 189, 190, 194, 195, 219, 220, 223, 235, 247, 248] o el primer y segundo pico del MAER [81, 146, 170, 177, 221, 222, 228, 234, 238-240]; otros autores han usado la media del MAER durante la posición estática [172], el valor de la gráfica en apoyo medio [145, 178], el rango del MAER [182] y finalmente algunos han usado técnicas de análisis de componentes para el estudio de la gráfica [179, 180, 186].

Los diferentes valores usados por los autores para el análisis de los momentos adductores complica la interpretación y comparación de los resultados entre los diferentes estudios sobre el MAER y sus determinantes mecánicos durante la marcha. Schipplein y Andriacchi [121], Baliunas y cols. [173], Hurwitz y cols. [146], Gök y cols. [174] y Lewek y cols. [175] han señalado la presencia de valores más elevados en el primer pico del MAER durante la marcha en casos de OA medial comparado con controles asintomáticos. Sin embargo, los estudios de Weidenhielm y cols. [178] y Lynn y Costigan [177] no encontraron un aumento en el primer pico del MAER en casos de OA aunque sí encontraron un aumento en el apoyo medio y en el segundo pico respectivamente. El valor del MAER durante el segundo pico ha sido mucho menos estudiado y sus resultados no son tan evidentes. Thorp y cols. [183] y Lynn y Costigan [177] encontraron un aumento del segundo pico del MAER en pacientes con OA comparado con pacientes sanos, mientras que Hurwitz y cols. [146] no encontraron diferencias con los pacientes sanos aunque sí en el primer pico. Otros estudios [179, 180, 186] han utilizado otros métodos para comparar la gráfica del MAER como el análisis de gráficas PCA (*Principal Component Analysis*) y

encontraron un aumento en la magnitud de los MAER durante la marcha en los pacientes con OA del compartimento medial.

Recientemente Thorp y cols. [82, 183, 184] han estudiado un nuevo valor que ha mostrado ser muy prometedor en el estudio de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal. Este valor estudiado es la integral de la curva o el área de la gráfica como variable discreta denominada como “momento angular”, en vez de utilizar un punto de la gráfica concreto. Este abordaje permite la incorporación de la magnitud de los MAER y la duración de los mismos en una única variable. Su cálculo se basa en el área de la curva de los momentos angulares durante la fase de apoyo. Este valor ha demostrado ser mejor predictor de la severidad radiográfica de la OA de rodilla que el primer pico del MAER [183], e igualmente mejor predictor de la relación de hueso medial y lateral en pacientes con OA que el primer pico del MAER [82]. A su vez, el momento angular ha mostrado diferencias entre casos moderados y leves de OA medial [183-185] cuando el valor del primer pico no mostraba diferencias [80, 81] por lo que se considera actualmente un valor más real de la carga articular del individuo durante la marcha.

Sin embargo, hasta la fecha sólo existe un estudio que haya estudiado los determinantes mecánicos del área de la curva o del momento angular de los MAER en el plano frontal [185]. En dicho estudio llevado a cabo por Thorp y cols., en 2007, la única variable mecánica estudiada fue la alineación femorotibial que únicamente explicó un 20-30% de la variabilidad del área del MAER por lo que existe actualmente una gran cantidad de variabilidad de este valor por explicar todavía. Dada la importancia que ha mostrado este valor como medidor más exacto de las cargas articulares durante la deambulación es importante mejorar el conocimiento sobre dicho valor estudiando sus posibles determinantes mecánicos.

1.3.5.d. Velocidad de la Marcha y Longitud del Paso.

Al igual que ocurre con el valor del MAER utilizado en el análisis de los datos, la velocidad de la marcha de los individuos que participaron en la mayoría de los estudios es un factor que no ha sido uniformemente controlado lo que dificulta una comprensión e interpretación correcta de los resultados. Hay que tener en cuenta que la velocidad de la marcha es un factor importante que puede cambiar de forma predictiva las fuerzas reactivas del suelo durante la fase de apoyo [249, 250], así como las variables cinemáticas y cinéticas de la marcha del individuo [112, 251-253]. Numerosos estudios han mostrado que pacientes con patología osteoartrosica en la rodilla tienden a caminar a velocidades más lentas que los controles sanos [82, 174, 175, 178, 182, 183, 185, 187, 254]. De hecho se ha reflejado que el estado clínico del paciente puede estar reflejado en su velocidad de la marcha [114, 255, 256], aunque no está claro si la disminución de la velocidad de estos pacientes es debida a la severidad de la enfermedad, a un aumento de los grupos de edad característicos en estados avanzados de OA de rodilla o a una estrategia adoptada por el paciente para disminuir las cargas articulares durante la marcha. Realmente han sido muy escasos los estudios que han controlado este factor a la hora de estudiar los momentos aductores en la población con OA de rodilla [62, 67]. Parece útil, por tanto, entender de forma precisa la relación existente entre el MAER y los factores asociados a la velocidad de la marcha.

Es importante señalar que no está clara la relación existente entre la velocidad de la marcha y los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal ya que los resultados de los estudios no han mostrado datos totalmente concluyentes en uno u otro sentido. Por un lado algunos estudios han mostrado cierto grado de asociación entre la velocidad y la gráfica del MAER [80, 186, 257], mientras que otros estudios han mostrado asociación muy débil entre estos dos parámetros [179, 258] y algunos no han mostrado ninguna asociación [145, 253].

Es posible que la presencia de datos contradictorios respecto al efecto de la velocidad de la marcha en el MAER sea debida a la presencia de otros factores intermedios como son la cadencia o la longitud del paso. Es necesario recordar que la velocidad de la marcha es igual a la longitud de paso del individuo por la cadencia de marcha. La longitud del paso es un factor al que se le ha prestado muy poca importancia en el estudio de los momentos articulares de la rodilla y es posible que variaciones intencionadas en la longitud del paso del individuo (con objeto de modificar la velocidad de la marcha) expliquen un porcentaje importante de la variabilidad del MAER durante la deambulaci3n, lo que daría una explicaci3n con respecto a los resultados contradictorios sobre velocidad y MAER. Astephen y cols. [182] y Chen y cols. [259] encontraron una disminuci3n de la longitud del paso en pacientes con OA de rodilla comparado con controles de la misma edad y sexo. Por su parte, Baliunas y cols. [173] demostraron que controlando la velocidad, los pacientes con OA medial de rodilla tienden a caminar con una longitud del paso menor que los individuos sanos, aumentando su cadencia para igualar la velocidad. Seg3n estos datos, disminuir la longitud del paso podría ser un factor importante para disminuir los MAER y sería una estrategia adoptada por los pacientes con OA medial para intentar disminuir la carga en el compartimento medial. A su vez, estos pacientes podrían aumentar su cadencia para que la velocidad fuera prácticamente la misma.

Hasta la fecha no existen estudios que hayan estudiado la longitud del paso como factor determinante de los MAER en el plano frontal lo cual ayudaría a aclarar el papel que juega la velocidad de la marcha y la longitud del paso en la carga articular de la rodilla durante la marcha.

1.4. Objetivos del estudio.

En la investigación sobre las ciencias de la salud es bien reconocida la importancia de identificar los determinantes de los factores de riesgo y de progresión de enfermedades concretas [260-262]. Mejorar el conocimiento sobre los factores de riesgo potencialmente modificables y grupos de alto riesgo es también importante para la investigación clínica y para la evaluación de posibles intervenciones terapéuticas y de prevención [260].

Así, para el tratamiento de la OA de rodilla es importante mejorar el conocimiento existente sobre los factores de riesgo y de progresión de la enfermedad, especialmente aquellos potencialmente modificables. Para una mejor comprensión de los factores de riesgo y de progresión de la OA medial de rodilla, así como del efecto de intervenciones dirigidas a disminuir la carga articular, entendemos que deben de estudiarse más detenidamente la relación existente entre los MAER y las diferentes variables de la marcha del individuo.

Es evidente que todavía existen interrogantes acerca de los momentos aductores de la rodilla en el plano frontal y sus determinantes mecánicos. Las diferencias metodológicas que hemos expuesto hacen muy difícil la comparación acerca de los factores o variables más importantes del MAER durante la deambulación. La variabilidad de la metodología utilizada en los diferentes estudios así como otros factores metodológicos hacen difícil que se puedan extraer conclusiones válidas de los factores influyentes en los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal en la población general.

El presente trabajo presenta varios objetivos relativos al estudio del MAER, que son los siguientes:

1. Describir los valores y forma general de la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal para la población española sana. Desgraciadamente, y posiblemente debido a la falta de equipación adecuada, en España no se ha estudiado de forma explícita el comportamiento de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la marcha tanto en la población española sana como en la población patológica por lo que actualmente no tenemos patrones de normalidad respecto a esta gráfica en la población general.
2. Determinar diferencias de género del MAER entre sexos con el objetivo de valorar si las diferencias en la incidencia de la enfermedad podrían tener una explicación mecánica con objeto de investigar posibles diferencias del MAER entre hombres y mujeres de la población española.
3. Determinar el papel de diversas variables mecánicas como determinantes de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal para una muestra asintomática de la población española. La influencia de estos factores mecánicos pretende estudiarse no solo en los picos máximos del MAER sino en el área total de la curva que ha demostrado ser un indicador más válido de la carga de la articulación en situaciones dinámicas. Las variables mecánicas que se estudiaron fueron las siguientes:
 - a. Alineación femorotibial en carga estática,
 - b. Alineación femorotibial en carga dinámica.
 - c. Momentos articulares de la cadera en el plano frontal.

- d. Momentos articulares del tobillo en el plano frontal.
- e. Momentos articulares del tobillo en el plano sagital.
- f. Rotación tibial interna durante la marcha.
- g. Ángulo de progresión de la marcha.
- h. Longitud del paso del individuo.
- i. Cadencia de marcha.

Material y Métodos

Apartado 2

Material y Métodos

2.1. Sujetos.

La muestra del presente estudio estaba formada por un total de 103 sujetos de nacionalidad española a los que se les realizó un análisis cuantitativo de la marcha. La edad media de los sujetos fue de $31,8 \pm 12,3$ (55% hombres; 45% mujeres). Los estudios fueron realizados entre Septiembre de 2006 a Abril de 2008 que fue el periodo efectivo de toma de datos.

El grupo de estudio estaba formado por individuos voluntarios sanos totalmente asintomáticos. Todos los sujetos fueron brevemente entrevistados al comienzo del estudio con objeto de comprobar si cumplían dichos requisitos. Los criterios de exclusión para el presente estudio fueron los siguientes:

- Presencia de dolor en rodilla o extremidad inferior en el momento de realizar el estudio.
- Presencia de patología diagnosticada en pie, rodilla, cadera o extremidad inferior.
- Presencia de deformidad evidente en la extremidad inferior (ej. Pie equinovaro, amputaciones, etc...).
- Presencia de neuropatías diagnosticadas de carácter motor o sensitivo.
- Historia previa de cirugía en el miembro inferior.

Se obtuvo un consentimiento informado que fue firmado por todos los sujetos después de una explicación verbal y escrita del proyecto y de la inocuidad de las pruebas a realizar (Anexo I).

Con objeto de observar la fiabilidad de los datos, se volvió a repetir el estudio a un total de 3 casos en otro día bajo las mismas condiciones con, al menos, una diferencia de dos semanas con respecto al primer estudio.

2.2. Aparataje.

2.2.1. ESPACIOS Y SISTEMAS UTILIZADOS.

Se realizó un estudio de la marcha a todos los sujetos con sistema óptico informatizado mediante cámaras televisivas de infrarrojos y plataformas de fuerzas. El estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Análisis de la Marcha de la Clínica Universitaria de Podología de la Universidad Complutense de Madrid (Figura 6). El laboratorio está formado por un pasillo de 25 metros de largo con 7 cámaras de infrarrojos, dos plataformas de fuerza colocadas en el centro del pasillo a nivel del suelo, una cámara de video, una cinta de marcha, y dos procesadores informáticos (Intel Pentium III®, Intel Corp., CA, USA). Los sistemas de análisis de la marcha usados en el presente estudio fueron el sistema Vicon 370® y el sistema Vicon Clinical Manager®. Ambos son productos de software de Oxford Metrix's VICON (Oxford Metrix Inc., Oxford, UK) y están diseñados para el estudio tridimensional cinemático y cinético de la marcha en los miembros inferiores. El sistema Vicon 370® recoge y filtra toda la información cinemática y cinética capturada por las cámaras infrarrojas sobre bolas reflectantes colocadas en un individuo caminando y por las plataformas de fuerza. Posteriormente, el sistema Vicon Clinical Manager® procesa y presenta la información recogida según los estándares propios del

programa permitiendo la producción de informes gráficos cuantitativos de la marcha humana.

Los informes gráficos presentados por el sistema hacen referencia al comportamiento cinemático de la pelvis, cadera y rodilla en los planos sagital, transversal y frontal y del pie en el plano sagital y transversal. El sistema también permite el cálculo de momentos y potencias articulares en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en los planos sagital, transversal y frontal. Para realizar todos estos cálculos se tomaron una serie de premisas y requisitos propios del sistema. Estas asunciones fueron las siguientes:

- El cuerpo humano puede ser modelado como un sistema de segmentos rígidos con articulaciones esféricas.
- El movimiento de los segmentos óseos puede ser descrito usando un sistema de marcadores que se colocan en localizaciones anatómicas específicas del sujeto.
- Los diferentes segmentos corporales definidos en el sistema son la pelvis, el muslo y la pierna. Para cada uno de estos segmentos el programa crea un plano derivado por la posición de tres puntos (tres marcadores reflectantes).
- El pie viene definido como un vector simple y no como un plano.
- El programa crea sistemas de coordenadas cartesianas fijos en cada segmento corporal definido como un plano (pelvis, muslo y pierna) con el eje x en dirección anterior, el eje z en sentido derecho cuando el sujeto se encuentra en su posición anatómica y el eje y en dirección vertical.
- Existe un sistema de coordenadas cartesianas fijo en el laboratorio que es independiente del sujeto y que no varía con respecto al entorno.



Figura 6. Laboratorio de análisis de la marcha de la UCM.

Los datos cinemáticos fueron obtenidos mediante las 7 cámaras de infrarrojos. Éstas cámaras de infrarrojos utilizadas trabajaron con una frecuencia de 60 repeticiones por segundo (60 Hz.). Esta frecuencia implica que cada cámara realizaba una captura de datos cada 0,016 segundos.

$$1\text{Hz} = 1 * s^{-1} \quad \text{Ecuación [2]}$$

$$60 \text{ Hz} = 60 \text{ ciclos/1 seg.}$$

$$\text{Periodo} = 1/\text{Frecuencia} \quad \text{Ecuación [3]}$$

$$\text{Periodo} = 1/60 \text{ Hz}; \quad \text{Periodo} = 0,016$$

Para la obtención de los datos se utilizó un sistema de marcadores que consistía en bolas reflectantes adheridas a localizaciones anatómicas específicas del miembro inferior descritas más adelante. La imagen y posición tridimensional de los marcadores se recogió mediante las cámaras que se encontraban colocadas en las siguientes posiciones del pasillo de marcha: 1 cámara frontal, 2 cámaras laterales y 4 cámaras en las esquinas del laboratorio (Figura 6). Esta colocación permitió estudiar el comportamiento de los marcadores durante todo el ciclo de la marcha cuando el sujeto se encontraba en la parte central del laboratorio.

Por su parte, los datos cinéticos fueron recogidos mediante dos plataformas de fuerza AMTI ® (Advanced Medical Technology, Newton, MA; USA) a una frecuencia de 250 repeticiones por segundo (250 Hz.). Esta frecuencia implica que cada plataforma de fuerza realizaba una captura de datos cada 0,004 segundos.

$$1\text{Hz} = 1 * s^{-1} \quad \text{Ecuación [4]}$$

$$250 \text{ Hz} = 250 \text{ ciclos/1 seg.}$$

$$\text{Periodo} = 1/\text{Frecuencia} \quad \text{Ecuación [5]}$$

$$\text{Periodo} = 1/250 \text{ Hz}; \text{ Periodo} = 0,004$$

Las plataformas estaban colocadas en el centro del pasillo (a ras de suelo) sin sobresalir sobre el piso (Figura 7). El sistema Vicon Clinical Manager® calculó las masas de los diferentes segmentos, momentos de inercia y velocidades de cada segmento y su aceleración en base a datos antropométricos del sujeto que previamente habían sido introducidos y en base a los datos cinemáticos obtenidos por las cámaras. Esta información se combinó con la posición de los centros articulares y los datos de las plataformas de fuerzas para calcular los momentos articulares en los tres planos corporales de la cadera, rodilla y tobillo usando sistemas de dinámica inversa. Todo este proceso es explicado más ampliamente en el punto 2.2.6 del presente apartado.



Figura 7. Plataformas de fuerza situadas a ras de suelo en el centro del pasillo del laboratorio.

2.2.2. COLOCACIÓN DE LOS MARCADORES.

Se utilizó un sistema de colocación de marcadores en localizaciones anatómicas concretas del miembro inferior con objeto de definir los diferentes segmentos corporales. El objeto de estos marcadores es identificar y modelar el miembro inferior en segmentos corporales rígidos diferentes. Actualmente existe consenso general en torno a que los diferentes segmentos del cuerpo pueden ser modelados como cuerpos rígidos para el estudio de la marcha humana [263], entendiendo como cuerpo rígido aquel en el que la distancia entre dos de sus puntos no varía durante el movimiento de dicho segmento [264]. Un segmento rígido necesita para definirlo al

menos la colocación de 3 marcadores de forma no lineal a lo largo del segmento, de tal forma que los tres marcadores que definen el segmento no pueden estar colocados en línea recta.

El sistema de colocación de marcadores utilizado usó un total de 15 marcadores colocados en localizaciones anatómicas concretas de la pelvis y miembro inferior (Tabla 6; Figuras 8 y 9). Los marcadores utilizados fueron bolas reflectantes de 25 mm de diámetro con una base plástica que se adhiere a la piel mediante cinta adhesiva de doble cara. Los 15 marcadores se distribuyeron concretamente en 3 marcadores para la pelvis, 6 marcadores para el miembro inferior izquierdo y 6 marcadores para el miembro inferior derecho. Estos marcadores definieron 5 segmentos corporales rígidos (pelvis, muslo derecho, muslo izquierdo, pierna derecha y pierna izquierda) y dos vectores (pie derecho y pie izquierdo). Estos últimos no representan exactamente un segmento rígido sino simplemente un vector, por lo que el cálculo de sus movimientos presenta algunas modificaciones con respecto al de los otros segmentos. Este sistema de marcación es muy similar al sistema descrito por Kadaba y cols. [265] conocido internacionalmente como sistema de marcación de Helen Hayes y que actualmente supone un sistema mundialmente reconocido y aceptado para el análisis de la marcha humana mediante sistemas ópticos [265, 266]. A continuación explicaremos cual fue la colocación exacta de los marcadores para la definición de los diferentes segmentos corporales por el sistema y la creación de los sistemas de coordenadas cartesianos fijos a los segmentos corporales y los ejes de movimiento.

Tabla 6. Marcadores y colocación.

Colocación Marcadores Sistema Helen Hayes	
LASI	Espina Ilíaca Anterosuperior Izquierda
RASI	Espina Ilíaca Anterosuperior Derecha
SACR	Marcador del Sacro
LTHI	Marcador de la Parte Media del Muslo Izquierdo
RTHI	Marcador de la Parte Media del Muslo Derecho
LKNE	Marcador de la Rodilla Izquierda
RASI	Marcador de la Rodilla Derecha
LTIB	Marcador de la Parte Media de la Pierna Izquierda
RTIB	Marcador de la Parte Media de la Pierna Derecha
LANK	Marcador del Tobillo Izquierdo
RANK	Marcador del Tobillo Derecho
LTOE	Marcador del Antepie Izquierdo
RTOE	Marcador del Antepie Derecho
LHEE	Marcador del Talón Izquierdo
RHEE	Marcador del Talón Derecho

2.2.2.a. Marcadores del Segmento Pelvis.

LASI (*Left Anterior Superior Iliac Spine*)

Marcador de la Espina Ilíaca Anterosuperior Izquierda.

RASI (*Right Anterior Superior Iliac Spine*)

Marcador de la Espina Ilíaca Anaterosuperior Derecha.

SACR (*Sacral Marker*)

Marcador del Sacro.

Estos tres marcadores son obligatorios tanto para el análisis unilateral como para el análisis bilateral de los miembros derecho e izquierdo. Los marcadores LASI y RASI deben de colocarse directamente sobre las espinas ilíacas anterosuperiores. El marcador del sacro (SACR) debe de colocarse pegado a la piel en el punto intermedio entre las dos espinas ilíacas posterosuperiores. El protocolo usado en el Laboratorio de Análisis de la Marcha de la Universidad Complutense de Madrid ha utilizado durante años de forma consistente la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar (L4) como localización anatómica para la colocación del marcador SACR. Ese mismo protocolo fue el que se siguió en el presente trabajo.

2.2.2.b. Marcadores del Segmento Muslo.

LTHI (*Left mid-Thigh Stick*)

Marcador de la Parte Media del Muslo Izquierdo.

RTHI (*Right mid-Thigh Stick*)

Marcador de la Parte Media del Muslo Derecho.

LKNE (*Left Knee Joint*)

Marcador de la Rodilla Izquierda.

RKNE (*Right Knee Joint*)

Marcador de la Rodilla Derecha.

Estos marcadores son obligatorios cuando se realiza un análisis bilateral. Sin embargo, pueden utilizarse únicamente en el lado que se quiere estudiar (derecho o izquierdo) para el análisis unilateral de dicho miembro. Inicialmente se colocaron los marcadores de la rodilla y posteriormente los marcadores en la parte media del muslo.

El marcador de la rodilla se colocó en la zona lateral, pegado a la piel, idealmente por donde debe de salir el eje de flexión de la rodilla. Para la colocación de este marcador se pidió al sujeto que realizara flexión y extensión de la rodilla mientras se observaba la superficie de la piel en la cara lateral de la rodilla. Se debe de encontrar el punto que queda fijo o con menos movimiento en el muslo mientras el paciente realiza la flexión y extensión de la pierna. Este es el punto de colocación de los marcadores de la rodilla izquierda y derecha (LKNE y RKNE). Generalmente ese punto suele estar a 1.5 cm de la interlínea articular en pacientes adultos y es el punto donde debe de estar el eje de flexión de la rodilla en su salida por la cara lateral de la articulación.

Por su parte, los marcadores de la zona media del muslo LTHI y RTHI se colocaron una vez que ya habían sido colocados los marcadores de la rodilla. Estos dos marcadores deben de colocarse alineados entre el centro articular de la cadera y el centro articular de la rodilla a lo largo del recorrido del muslo. La posición exacta a lo largo del muslo no es importante por lo que pueden colocarse en cualquier punto del recorrido del muslo (más proximal o más distal). Para la identificación clínica del centro articular de la cadera se usó la palpación del trocánter mayor, que coincide con la proyección lateral de la cadera. Una vez identificados el trocánter mayor y el centro articular de la rodilla (definido por los marcadores LKNE y RKNE) los marcadores RTHI y LTHI se colocaron alineados con estos dos puntos para que coincidieran en el mismo plano.

2.2.2.c. Marcadores del Segmento Pierna.

LTIB (*Left mid-Shank Stick*)

Marcador de la Parte Media de la Pierna Izquierda.

RTIB (*Right mid-Shank Stick*)

Marcador de la Parte Media de la Pierna Derecha.

LANK (*Left Ankle Joint*)

Marcador del Tobillo Izquierdo.

RANK (*Right Ankle Joint*)

Marcador del Tobillo Derecho.

Estos marcadores son obligatorios cuando se realiza un análisis bilateral. Sin embargo, pueden utilizarse únicamente en el lado que se quiere estudiar (derecho o izquierdo) para el análisis unilateral de dicho miembro. Inicialmente se colocaron los marcadores del tobillo y posteriormente se colocaron los marcadores en la parte media de la pierna. Los marcadores del tobillo (LANK y RANK) se colocaron en la zona lateral del maleolo externo pegados a la piel, idealmente por el punto de salida

del eje de flexión del tobillo. Los marcadores de la zona media de la pierna LTIB y RTIB se colocaron una vez que ya habían sido colocados los marcadores del tobillo en la cara lateral de la pierna. Estos dos marcadores deben colocarse alineados entre el centro articular de la rodilla (utilizando los marcadores LKNE y RKNE) y el centro articular del tobillo (utilizando los marcadores LANK y RANK) a lo largo del recorrido de la pierna. La posición exacta (proximal o distal) a lo largo de la pierna no es importante por lo que pueden colocarse en cualquier punto de la pierna.

2.2.2.d. Marcadores del Pie.

LTOE (*Left Toe*)

Marcador del Antepie Izquierdo.

RTOE (*Right Toe*)

Marcador del Antepie Derecho.

LHEE (*Left Heel*)

Marcador del Talón Izquierdo.

RHEE (*Right Heel*)

Marcador del Talón Derecho.

El segmento pie es definido como un vector simple y no como un segmento, que une el centro de la articulación del tobillo (SO) con un punto imaginario por encima del marcador del pie LTOE y RTOE. La alineación relativa de este vector sigue el eje del pie desde una visión estática usando un marcador adicional en el talón (LHEE y RHEE).

Los dos marcadores del antepie (LTOE y RTOE) son obligatorios cuando se realiza un análisis bilateral aunque pueden utilizarse únicamente en el lado que se quiere estudiar (derecho o izquierdo) para el análisis unilateral de dicho miembro. Los dos marcadores deben colocarse en la zona dorsal del antepie en el segundo espacio intermetatarsal (entre la segunda y tercera cabeza metatarsal) o justo encima de la

segunda cabeza metatarsal. La línea que une el marcador del retropie con el antepie debe reflejar el eje longitudinal del pie. La colocación exacta de este marcador es variable entre individuos y de unos laboratorios a otros [267, 268] ya que el punto exacto no es importante para el cálculo cinemático del segmento pie. Sin embargo, la variable referente a la longitud del paso se calcula en base a la localización del marcador del antepie por lo que los marcadores de ambos pies (derecho e izquierdo) deben de estar colocados a la misma distancia del centro articular del tobillo.

Los marcadores del retropie LHEE y RHEE son obligatorios cuando se realiza un análisis bilateral aunque pueden utilizarse únicamente en el lado que se quiere estudiar (derecho o izquierdo) para el análisis unilateral de dicho miembro. Los marcadores se colocaron en la zona posterior y central del calcáneo de tal forma que la línea que unía los marcadores del antepie con el retropie reflejara el eje longitudinal del pie.

Otro requisito del sistema para el cálculo de los valores cinemáticos del tobillo, como ya se verá más adelante, es que los marcadores del antepie y del retropié estén colocados a la misma altura del suelo. No obstante, ya que la muestra del estudio estaba formada por individuos sanos, ninguno de los sujetos estudiados tenía una deformidad espástica en equino y todos eran capaces de estar de pie en posición estática con los dos pies en posición plantígrada. Gracias a esto se aplicó una utilidad en todos los individuos llamada “*Flat Foot*” durante la captura estática del individuo. Con esta aplicación, la altura de los marcadores del antepie y el retropié con respecto al suelo quedan igualados automáticamente por lo que no es necesario realizar esta maniobra manualmente con el grado de error que podría conllevar.

Colocación de los Marcadores

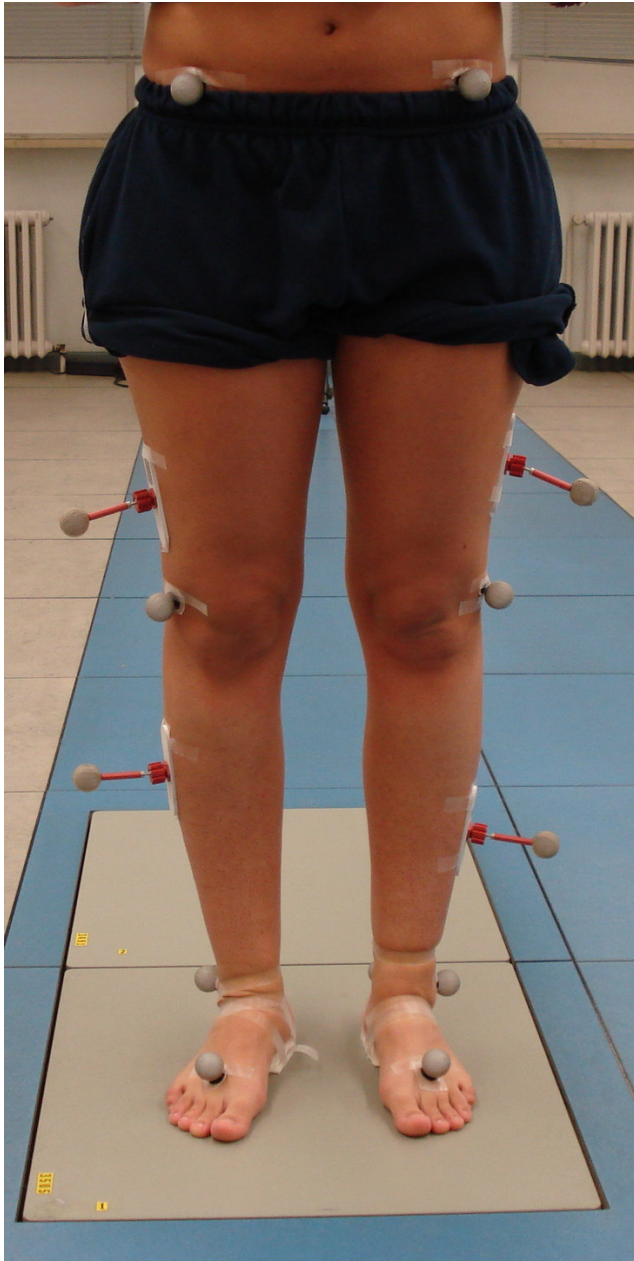


Figura 8. Imagen clínica anterior de la colocación de los 15 marcadores para la realización del estudio.

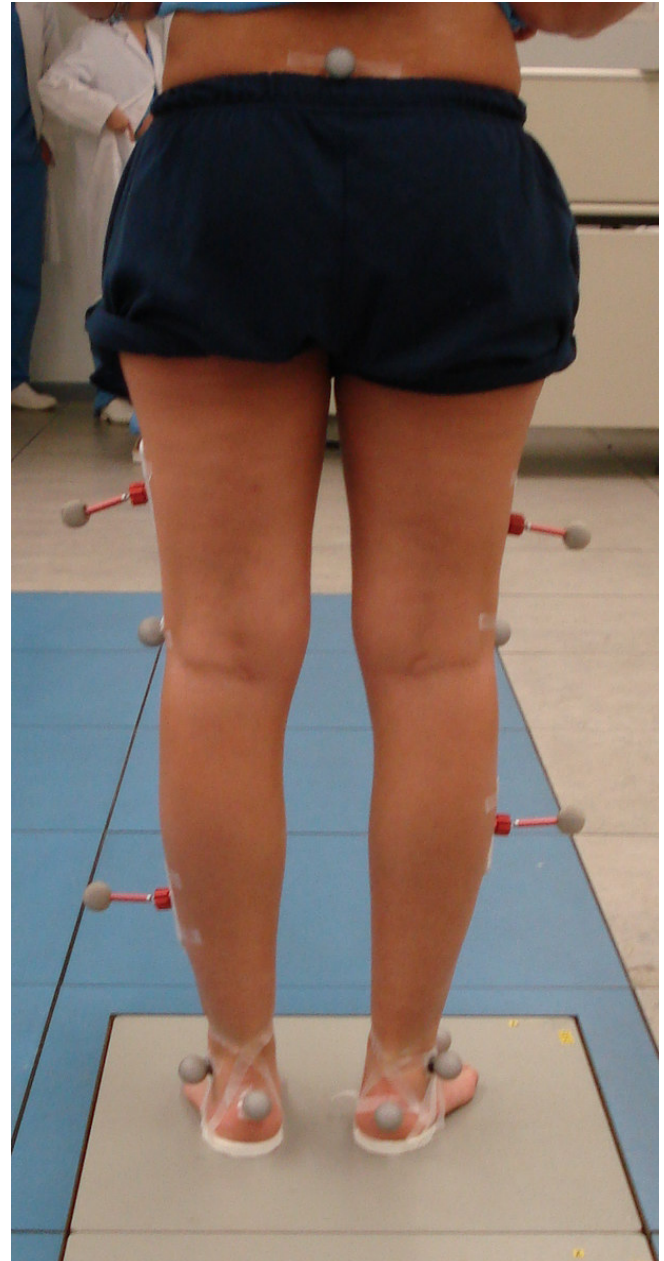


Figura 9. Imagen clínica posterior de la colocación de los 15 marcadores utilizada para la realización del estudio.

2.2.3. SISTEMA DE COORDENADAS GLOBAL Y SISTEMAS DE COORDENADAS LOCALES DE LOS SEGMENTOS.

Para la realización del presente estudio y descripción de los parámetros cinemáticos y cinéticos fue necesaria la creación de diversos sistemas de coordenadas cartesianas. Las coordenadas cartesianas se definen como un sistema de coordenadas formadas por un eje en la recta, por dos ejes en el plano y tres en el espacio, mutuamente perpendiculares que se cortan en el origen (Figura 10). La dirección de los tres ejes cartesianos en el espacio es mutuamente perpendicular u ortogonal (ortogonalidad) [269, 270]. Para la realización del presente estudio se adoptó la siguiente convención (definida por el sistema Vicon®):

- Eje y** El **eje y** es vertical (paralelo a la gravedad) y apunta hacia arriba.
Eje z El **eje z** es perpendicular al **eje y** y apuntando en dirección derecha.
Eje x El **eje x** es perpendicular a ambos **eje y** y **eje z** y apunta en dirección anterior (dirección de progresión de la marcha).

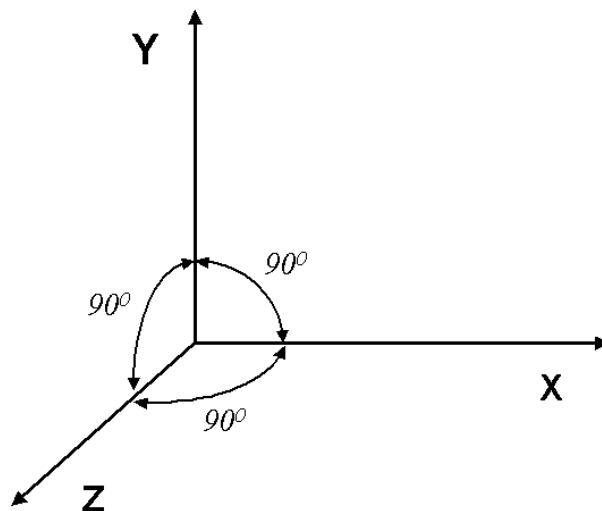


Figura 10. Sistema de coordenadas cartesiano.

A partir de esta definición se estableció un sistema de coordenadas global o fijo del laboratorio y cinco sistemas de coordenadas locales para los segmentos de la pelvis, muslo (derecho e izquierdo) y pierna (derecha e izquierda). Estos sistemas de coordenadas son imprescindibles para la descripción del movimiento y rotaciones angulares de los diferentes segmentos del miembro inferior, así como para la descripción de los momentos y potencias articulares. A continuación se describen los sistemas de coordenadas global y locales utilizados que se diseñaron siguiendo las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica (*ISB – International Society of Biomechanics*) [269, 271] conforme a la posición de los marcadores anteriormente descrita.

2.2.3.a. Sistema de Coordenadas Global o Fijo.

Definición Usada: El sistema de coordenadas global hace referencia a un sistema ortogonal de coordenadas cartesianas localizado en una posición fija en el laboratorio. Este sistema mantuvo la posición de los ejes de forma constante durante todos los estudios. Es independiente de las actividades que se estudien (andar, correr, saltar), de los sujetos que están siendo estudiados y del investigador que está llevando el experimento [269].

Notación Usada: X_{lab} , Y_{lab} , Z_{lab}

Recomendaciones

Seguidas:

- a) Sistema de coordenadas ortogonal que se encuentra orientado a derechas en el suelo con el eje Y_{lab} en dirección vertical y paralelo a la gravedad, X_{lab} y Z_{lab} se encuentran en un plano perpendicular al eje Y_{lab} .
- b) En el caso de estudios de la marcha y cuando existe una dirección clara de progresión el eje X_{lab} se define en la posición de progresión de la marcha (Figura 11) [269].

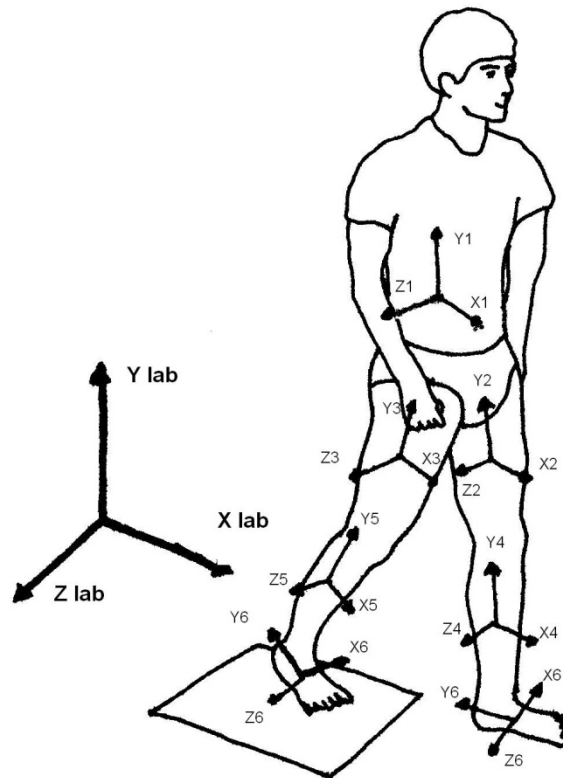


Figura 11. Representación del sistema ortogonal fijo del laboratorio y de los diferentes sistemas ortogonales locales fijados a los diferentes segmentos corporales creados a partir de los marcadores colocados en el paciente y en el laboratorio. Estos sistemas fueron creados en la captura estática del individuo.

Para la definición y orientación del sistema global de referencia (también denominado como sistema de coordenadas del laboratorio) se utilizó una calibración estática mediante un aparato especialmente diseñado para crear el sistema de coordenadas global (X_{lab} , Y_{lab} , Z_{lab}). Este aparato define un sistema de coordenadas ortogonal fijo para el laboratorio. El dispositivo se colocó inicialmente en el centro de la sala y este proceso se repitió siempre al comienzo de una sesión de estudio nueva (Figura 12). De esta forma, los movimientos de los diferentes segmentos corporales (pelvis, tronco, pierna y pie) pueden describirse con respecto a dicho punto fijo en el laboratorio. Sin embargo, hay que tener en cuenta que el

hecho de que sea un punto de referencia siempre fijo presenta problemas importantes a la hora de describir movimientos durante la marcha, ya que la mayoría de los movimientos entre los diferentes segmentos corporales se producen en planos que son diferentes de los planos definidos por el sistema global de referencia. Muchas veces los planos definidos por el sistema global de referencia tienen relevancia anatómica en relación a ciertas articulaciones o ciertos segmentos corporales pero no en relación a otras articulaciones o segmentos. En el presente estudio el sistema de coordenadas global fue usado como sistema de referencia para describir los movimientos de la pelvis en los tres planos (transverso, frontal y sagital) y del pie en el plano transverso con objeto de estudiar el ángulo de Fick o ángulo de progresión de la marcha [233]. Para el resto de segmentos corporales se utilizaron sistemas de referencias basados en el segmento proximal.

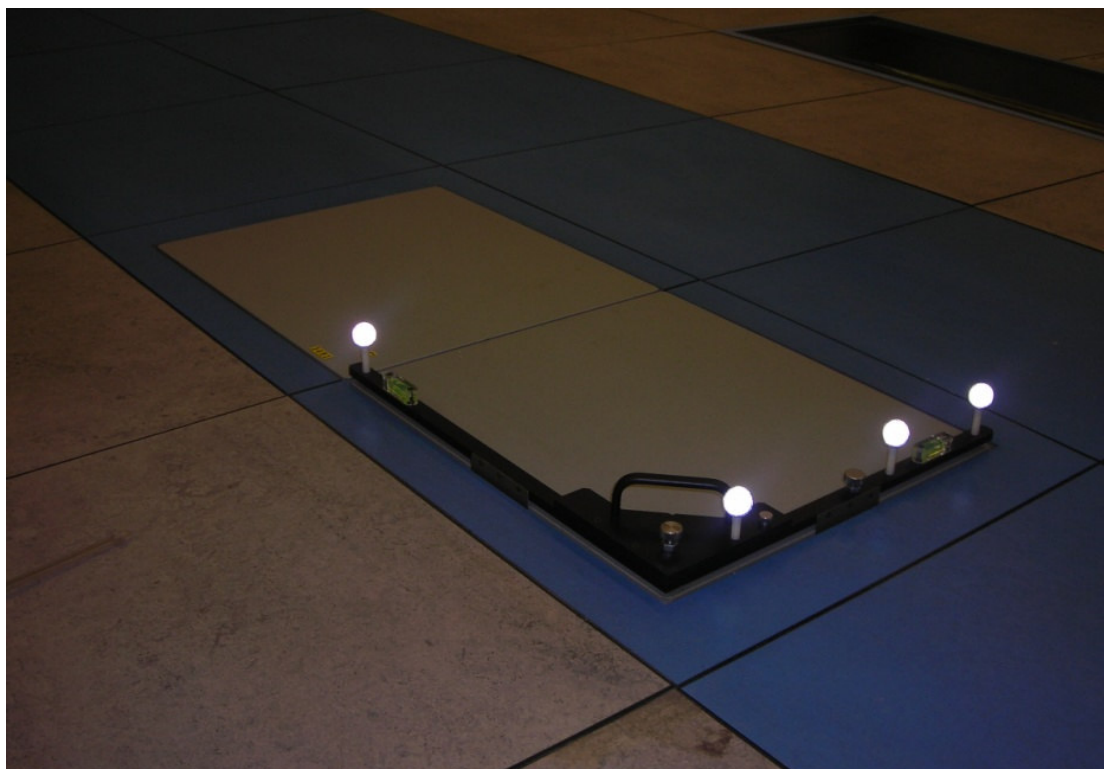


Figura 12. Aparato utilizado para la creación del sistema de coordenadas ortogonal global fijo en el laboratorio. El dispositivo se colocó inicialmente en el centro de la sala coincidiendo con las plataformas de fuerza en cada sesión.

2.2.3.b. Sistemas de Coordenadas Locales.

Definición Usada: Un sistema de coordenadas local consistió en un sistema de coordenadas cartesianas de tres ejes ortogonales (x , y , z) fijados a un segmento corporal (al cual define) y cuya orientación y posición en el sistema global de referencia representa la orientación y posición del segmento al que está fijado [269].

Notación Usada: x , y , z

Recomendaciones

Seguidas:

- a) Crear una serie de sistemas ortogonales orientados a derechas fijados a los diferentes segmentos corporales con el eje y en dirección vertical, eje x en dirección anterior y eje z orientado a la derecha (Figura 11)
- b) La orientación a derechas es tanto para los segmentos derechos e izquierdos del cuerpo, lo que significa que en los segmentos derechos del cuerpo el eje z señala lateralmente y para los segmentos izquierdos el eje z señala medialmente. (Figura 11) [269].

En base a estos sistemas de referencia se definió la descripción del movimiento como relativo o absoluto. Cuando la descripción de las rotaciones angulares se describió con respecto al sistema de coordenadas global o fijo se denominó movimiento absoluto. Cuando la descripción de las rotaciones angulares se describió con respecto a otro sistema de coordenadas local se denominó como movimiento relativo.

La colocación de los marcadores descrita en el apartado 2.2.2 se utilizó para definir los diferentes segmentos óseos (rígidos) del miembro inferior, calcular un punto definido como centro articular en la pelvis, cadera, rodilla y tobillo y definir los ejes de los diferentes sistemas de coordenadas locales. Los puntos definidos como centros articulares son el origen de los diferentes sistemas de coordenadas locales

fijados a cada segmento definido (pelvis, muslo, y pierna). Nótese que éstos sistemas de coordenadas son diferentes del sistema de coordenadas cartesiano global o fijo del laboratorio. Los sistemas locales de coordenadas están fijados a un segmento corporal concreto al cual definen y cuya orientación y posición en el sistema global de referencia representa la orientación y posición del segmento al cual está fijado. Ya que los diferentes segmentos se mueven con respecto al sistema global, los sistemas de referencia locales fijados en cada segmento también se mueven acompañando a dicho segmento. Al mismo tiempo, estos sistemas de coordenadas locales definen los ejes articulares de los segmentos sobre los que se calcula el movimiento de cada articulación [269, 270, 272].

A continuación describiremos cual fue el proceso seguido para la creación de los diferentes sistemas de coordenadas locales y de sus ejes a partir de los marcadores colocados en el miembro inferior.

2.2.3.b.1. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Pelvis.

Mediante los tres marcadores de la pelvis (LASI, RASI y SACR) se construyó un plano que se corresponde con el plano del segmento pelvis y se creó un sistema de coordenadas cartesiano para dicho segmento. El punto de origen del segmento pelvis (punto de origen del sistema de coordenadas cartesiano para la pelvis) se denomina PO (*Pelvis Origin*) y se sitúa en el punto intermedio entre los dos marcadores de las dos espinas ilíacas anterosuperiores: LASI y RASI. El primer eje viene determinado por el vector que une las dos espinas ilíacas anterosuperiores (eje z_p). El segundo eje se encuentra dentro del plano comprendido por los tres marcadores de la pelvis (LASI, RASI y SACR) y se denomina eje x_p . El eje x_p se encuentra orientado anteriormente formando un ángulo recto con el eje z_p en el origen de la pelvis (PO). Nótese que debido a la elevación normal de SACR sobre las dos espinas ilíacas anterosuperiores, este eje presenta cierta angulación con respecto al plano transversal del suelo. El tercer eje, denominado eje y_p , es perpendicular a los dos primeros en el punto de origen del segmento pelvis con

dirección vertical. Estos tres ejes x_p , y_p , z_p forman el sistema de coordenadas local de la pelvis con origen en PO (Figura 13).

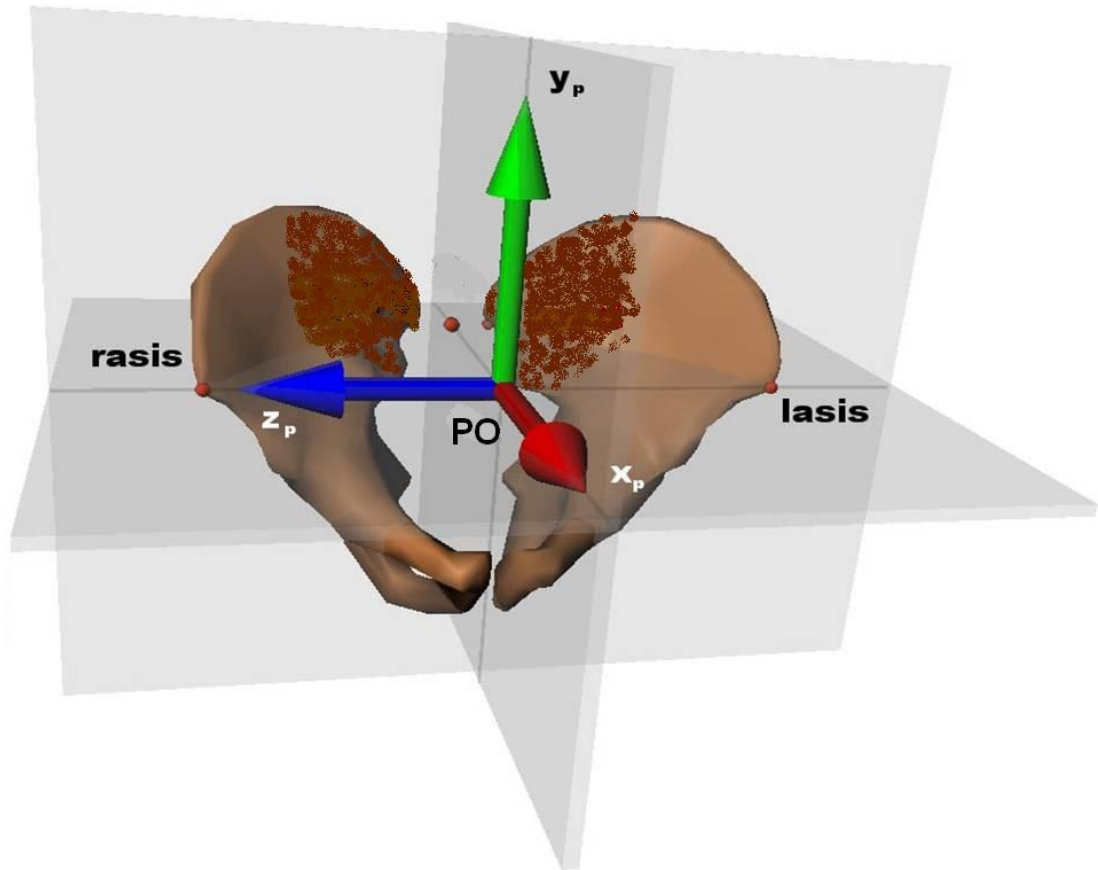


Figura 13. Sistema de coordenadas del segmento pelvis.

2.2.3.b.2. Eje de la Pelvis al Centro de la Articulación de la Cadera.

Se realizó un cálculo estandarizado para determinar la posición del centro articular de la cadera, por medio de un vector especial que va desde el PO (punto de origen del sistema de coordenadas cartesiano del segmento pelvis) hasta el centro articular de la cadera. Para el cálculo de este vector se utilizó el tamaño de la pelvis y la longitud de las piernas como variables para su cálculo. Este cálculo se basa en los trabajos de Davis y cols. [111] en base a datos antropométricos de la pelvis. El

modelo se desarrolló inicialmente en el *Newington Children's Hospital* y es universalmente aceptado para el cálculo del centro articular de la cadera, utilizando el protocolo de marcación de Helen Hayes [265, 266]. El modelo se desarrolló mediante el estudio radiográfico y anatómico de 25 caderas y se basa en el algoritmo presentado en la Figura 14.

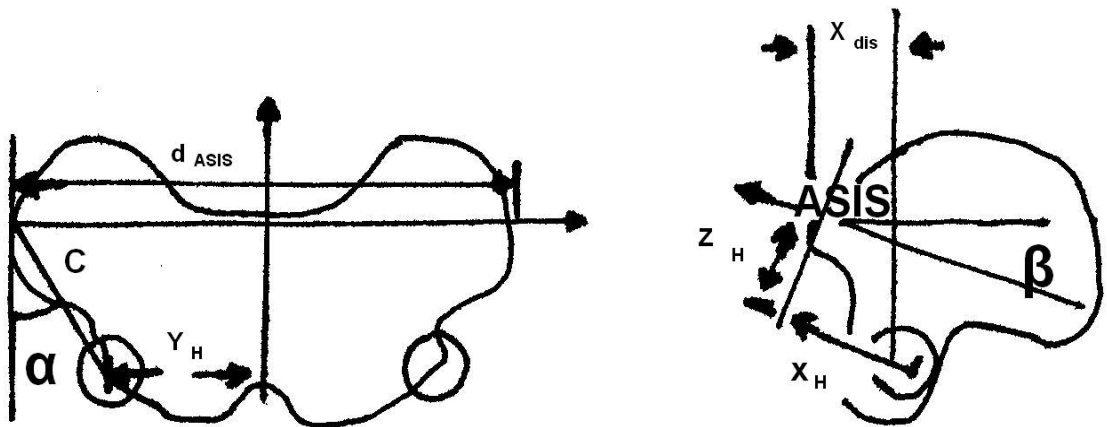


Figura 14. Geometría utilizada para el cálculo del centro articular de la cadera. Adaptado de Davis y cols. [111] ASIS= Espina Ilíaca Antero Superior.

Los valores de α y β fueron hallados en este estudio [111] y concretamente su valor fue de $28.4^\circ \pm 6.6^\circ$ para α y $18^\circ \pm 4^\circ$ para β . La distancia entre la espina ilíaca anterosuperior y el trocánter mayor no fue medida y para el cálculo de esta distancia se utilizó la siguiente fórmula:

$$EIAS\text{-Trocánter mayor (MI Derecho)} = (0,1288 * \text{Longitud Pierna Derecha}) - 48.56 \quad \text{Ecuación [6]}$$

$$EIAS\text{-Trocánter mayor (MI Izqui.)} = (0,1288 * \text{Longitud Pierna Izquierdo}) - 48.56 \quad \text{Ecuación [7]}$$

Por su parte el valor C (medido en metros) se puede predecir a través de una regresión lineal con un valor predictivo de R^2 de 0,9 tomando en cuenta la longitud de la pierna como [111]:

$$C = 0,115 \times \text{Longitud Pierna} - 0,0153 \quad \text{Ecuación [8]}$$

Con estos valores, la localización (en metros) del centro articular de la cadera en coordenadas relativas al origen de la pelvis fue:

$$X_{cadera} = [-x_{dis} - r_{marker}] \cos \beta + C \times \sin \alpha \times \sin \beta \quad \text{Ecuación [9]}$$

$$Y_{cadera} = S[C \times \sin \alpha - d_{ASIS}/2] \quad \text{Ecuación [10]}$$

$$Z_{cadera} = [-x_{dis} - r_{marker}] \sin \beta - C \times \cos \alpha \times \cos \beta \quad \text{Ecuación [11]}$$

Con estas tres coordenadas a partir de la localización del PO de la pelvis, el sistema calcula la posición del centro articular de la cadera.

2.2.3.b.3. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Muslo.

Los tres puntos que definieron el segmento muslo fueron el centro articular de la cadera (calculado previamente con el PO de la pelvis y mediante las ecuaciones descritas anteriormente), el centro articular de la rodilla y el marcador en la zona media del muslo (LTHI y RTHI). El centro articular de la rodilla fue igualmente calculado por el programa usando el eje de flexión de la rodilla mediante el marcador que se había colocado en la zona lateral de la articulación y las mediciones clínicas realizadas al sujeto. El centro articular se calculó como el punto situado en la mitad de la anchura de la rodilla y la mitad del grosor del marcador a lo largo del eje de flexión de la rodilla contenido en el plano del segmento muslo (definido por el centro articular de la cadera y los marcadores de la rodilla y del muslo).

El análisis utilizado por Vicon Clinical Manager® asume que los tres ejes de flexión, abducción y rotación de la rodilla pasan por un solo punto imaginario en la rodilla. Ese punto imaginario es el centro articular de la rodilla, que a su vez también se usó para definir el punto de origen sobre el que se construyó el sistema local de coordenadas cartesianas para el segmento muslo. Es por eso que el centro articular de la rodilla se denominó TO (*Tight Origin*). El primer eje une los centros articulares de la rodilla y la cadera (eje y_t). El segundo eje (eje z_t) es perpendicular al eje y_t se encuentra en el plano formado por el centro de la cadera y los marcadores LTHI y LKNE, atravesando el centro articular de la rodilla. El tercer eje x_t es perpendicular a los otros dos ejes atravesando el centro articular de la rodilla en sentido anterior. Estos tres ejes x_t , y_t , z_t forman el sistema de coordenadas local del muslo con origen en TO (Figura 15).

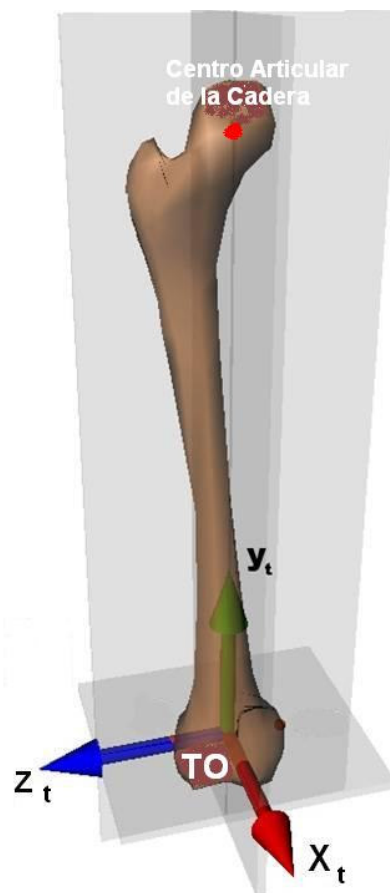


Figura 15. Sistema de coordenadas del segmento muslo.

2.2.3.b.4. Sistema de Coordenadas Local del Segmento Pierna.

Los tres puntos que definieron el segmento pierna fueron el centro articular de la rodilla, el centro articular del tobillo y el marcador en la zona media de la pierna. El centro articular de la rodilla (TO) es calculado por el programa como se ha descrito anteriormente. El centro articular del tobillo fue igualmente calculado por el programa usando el eje de flexión del tobillo, mediante el marcador que se había colocado en la zona lateral del maléolo externo y las mediciones clínicas realizadas al sujeto. El centro articular se calculó como el punto situado en la mitad de la anchura del tobillo y la mitad del grosor del marcador a lo largo del eje de flexión del tobillo contenido en el plano del segmento pierna (definido por el centro articular de la rodilla y los marcadores del tobillo y de la pierna).

El análisis utilizado por Vicon Clinical Manager® asume que los tres ejes de flexión, abducción y rotación del tobillo pasan por un solo punto imaginario en el tobillo. Este punto es el punto intermedio entre los puntos por donde pasa el eje de flexión (eje bimalleolar) de medial a lateral. El centro articular del tobillo se define como el punto de origen y viene definido como SO (*Shank Origin*) sobre el que se construye un sistema local de coordenadas cartesianas para el segmento pierna. El primer eje une los centros articulares del tobillo y la rodilla (eje y_s). El segundo eje (eje z_s) es perpendicular al eje y_s se encuentra en el plano formado por el centro de la rodilla, centro articular del tobillo y los marcadores LANK y RANK respectivamente. El tercer eje x_s es perpendicular a los otros dos ejes atravesando SO en sentido anterior. Estos tres ejes x_s , y_s , z_s forman el sistema de coordenadas local de la pierna con origen en SO (Figura 16).

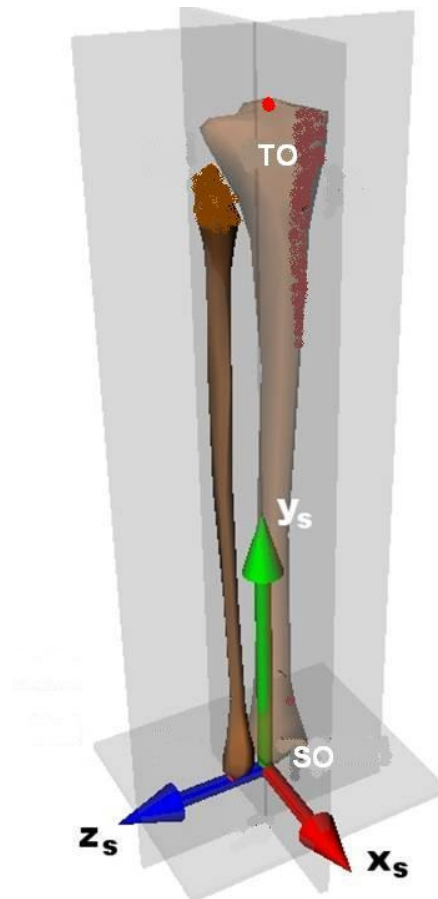


Figura 16. Sistema de coordenadas del segmento pierna.

La figura 17 representa un esquema de la creación de los diferentes segmentos del miembro inferior y de los sistemas de coordenadas locales de cada segmento en base a la colocación inicial de los marcadores que se siguió en el presente estudio.

Figura 17. Modelado de segmentos rígidos, ejes y sistemas de coordenadas locales partiendo de la colocación de los 15 marcadores en el miembro inferior.

Pelvis

El Origen de la pelvis, PO, es el punto medio de RASI y LASI en el eje P2 (eje $-z_{pelvis}$). El eje P1 ($-x_{pelvis}$) se construye para caer en el plano formado por los marcadores LASI, RASI y SACR formando un ángulo recto con el eje P2. El eje P3 ($-y_{pelvis}$) es perpendicular a los ejes P1 y P2 en PO.

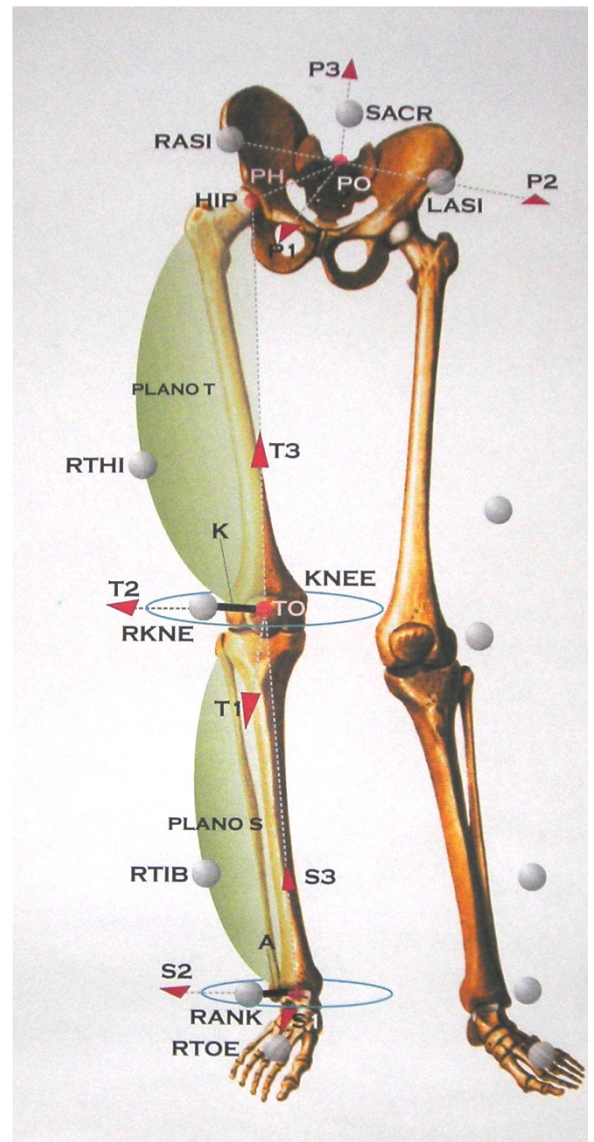
Vector PH define el centro articular de la cadera (HIP) usando el tamaño de la pelvis y la longitud de la pierna como factores [111].

Muslo

El eje T2 ($-z_{thigh}$) está creado para caer en el plano T formado por el centro articular de la cadera (HIP) y los marcadores RTHI y RKNE. El eje T3 ($-y_{thigh}$) forma un ángulo recto con T2 a una distancia K de RKNE que es igual a la mitad de la anchura de la rodilla más la mitad del diámetro del marcador. T2 y T3 se cruzan en el punto TO, que es el punto origen del segmento pierna. El eje T1 ($-x_{thigh}$) es perpendicular a los ejes T2 y T3.

Pierna

El eje S2 ($-z_{shank}$) está creado para caer en el plano S formado por el centro articular de la rodilla (TO) y los marcadores RTIB y RANK. El eje S3 ($-y_{shank}$) forma un ángulo recto con S2 a una distancia A de RANK que es igual a la mitad de la anchura del tobillo más la mitad del diámetro del marcador. S2 y S3 intersectan en el punto SO, que es el punto origen del segmento pierna. El eje S1 ($-x_{shank}$) es perpendicular a los ejes S2 y S3.



Los ejes del miembro izquierdo se determinan de la misma forma.

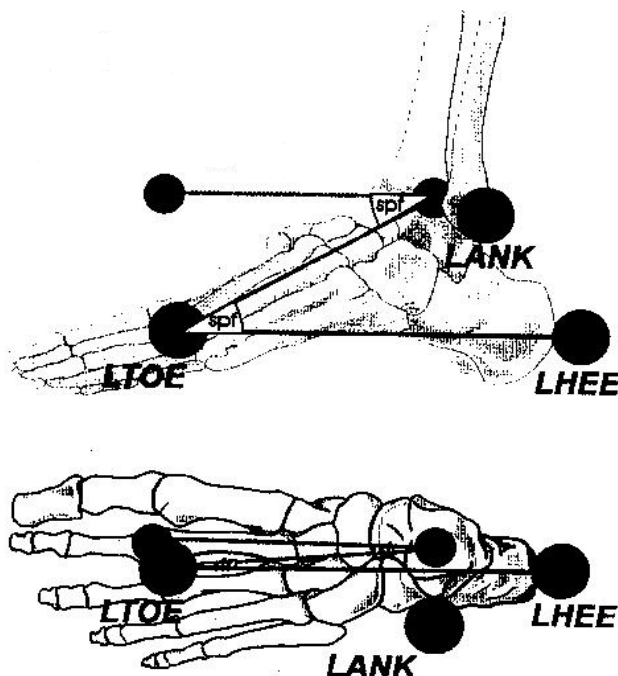
2.2.3.b.5. Definición del Vector Pie.

Ya que el pie fue considerado como un solo vector, el sistema solo calculó los movimientos articulares del tobillo y pie en torno a dos planos: sagital y transverso. El vector del pie se establece entre el centro articular del tobillo (SO) con un punto imaginario o virtual por encima del marcador del antepie (LTOE y RTOE respectivamente). La posición de este “marcador virtual” se calcula uniendo SO con el marcador del antepie (LTOE y RTOE) y realizando dos rotaciones sobre dicho eje utilizando los marcadores colocados en el talón (Figura 18).

La primera rotación es sobre el eje de flexión y se llama Plantarflexión Estática. Esta medición es igual al ángulo formado entre la línea que une el SO con el marcador del antepie y la línea que une el marcador del antepie con el marcador del talón, proyectadas en un plano perpendicular al eje de flexión del tobillo (plano sagital). Un valor de Plantarflexión Estática positivo corresponde con una rotación hacia arriba, creando un marcador virtual del pie por encima del marcador del antepie (Figura 18).

La segunda rotación se realiza sobre el eje de rotación del pie. Este ángulo es proyectado en el plano perpendicular al eje de rotación del pie (plano transverso). El eje de rotación del pie es perpendicular al vector del pie después de aplicar el cálculo de Plantarflexión Estática. El ángulo es medido entre la línea que une el centro articular del tobillo con el marcador del antepie y la línea que une los marcadores del talón y del antepie. Un valor positivo corresponde con una rotación interna del vector pie con respecto a la línea que une el centro del tobillo con el marcador del antepie.

La figura 18 representa un esquema de la creación del marcador virtual del antepie para definir al segmento pie representado por un vector.

Figura 18. Ejes del pie y ángulos de rotación.

Definición del Pie

El pie está formado por un único vector que une el centro de la articulación del tobillo con el marcador imaginario o virtual en el antepie. La alineación relativa de este vector y el eje longitudinal del pie se calcularon mediante una captura estática usando el marcador del antepie (LTOE y RTOE) y un marcador de calibración adicional (LHEE y RHEE).

Marcador Virtual del Antepie

El vector del pie se establece uniendo el centro articular del tobillo con un marcador virtual situado en el antepie. La posición de este marcador virtual del pie y el resultante vector del pie se calcula comenzando con una línea que une el centro articular del tobillo con el marcador del antepie (LTOE). A partir de aquí se calculan dos rotaciones sobre esta línea. El valor exacto de estas rotaciones se calcula en estática y posteriormente se aplica a las capturas dinámicas para calcular los valores de Flexión del Pie (*Foot Flexion*) y Rotación del pie (*Foot Rotation*).

El primero de los valores se denomina Plantarflexión Estática (spf) y se calcula como una rotación sobre el eje de flexión del tobillo. Este ángulo se forma entre la línea que une el centro del tobillo con el marcador del antepie (LTOE) y la línea que une el marcador del antepie con el marcador del talón. Una vez calculado el ángulo de Plantarflexión Estática se traslada al SO para determinar la posición del marcador virtual del antepie en el plano sagital.

La segunda rotación, Rotación Estática del Pie (sfr) tiene lugar sobre el eje de rotación del pie que es perpendicular al vector del pie (después de aplicar el ángulo de plantarflexión estática) y al eje de flexión del tobillo. El ángulo se forma entre la línea que une el centro articular del tobillo con el marcador del antepie en el plano transversal con la línea que une el marcador del antepie con el marcador del talón. Una vez calculado el ángulo de Rotación Estática del Pie se traslada al SO para determinar la posición del marcador virtual del antepie en el plano transversal.

2.2.4. DESCRIPCIÓN GONIOMÉTRICA.

Una vez recogida toda la información de las cámaras referente a los marcadores y su trayectoria mientras el sujeto caminaba, se calculó la posición en tres dimensiones de cada marcador por cada secuencia o captura de las cámaras (al ser la frecuencia de 60 Hz, se produjo una secuencia o captura cada 0,016 segundos – Ecuaciones [2] y [3]). Para poder calcular la posición instantánea de cada marcador en las tres dimensiones fue necesario que al menos todos los marcadores fueran grabados por dos cámaras para cada secuencia grabada. Si los marcadores eran únicamente visionados por una cámara o por ninguna, el programa era incapaz calcular la posición en tres dimensiones de dicho marcador [273]. Dichas capturas fueron eliminadas en el análisis posterior de los datos ya que aportaban datos erróneos de la posición de algún segmento y de sus sistemas de coordenadas, produciendo gráficas anormales tanto del movimiento como de los valores cinéticos de las articulaciones. Se determinó la orientación instantánea de todos los marcadores en cada secuencia grabada por las cámaras en las tres dimensiones del espacio. A través de la posición de los marcadores se calcularon igualmente los sistemas de coordenadas cartesianos locales de la pelvis, fémur, tibia y del vector pie en las tres dimensiones del espacio para cada una de las secuencias grabadas por las cámaras. A partir de estos datos se calcularon las secuencias de rotaciones angulares de los diferentes segmentos.

Las rotaciones angulares de los segmentos en las tres dimensiones pueden analizarse y describirse en base a tres técnicas principales de estudio cinemático [274]: el método de los ángulos Euler/Cardan, [275-277] el método del eje móvil instantáneo [278, 279] y el método de los ángulos Euler/Cardan modificado por medio del “eje flotante” o sistema de coordenadas articular [280, 281]. La determinación del algoritmo de rotación de los diferentes segmentos en el presente estudio se basó en la determinación de este último método para la mayoría de las articulaciones estudiadas: ángulos Euler/Cardan modificados mediante el “eje

flotante” o sistema de coordenadas articular [265]. Actualmente éste es el sistema recomendado por la Sociedad Internacional de Biomecánica para la descripción cinemática del movimiento articular en las diferentes articulaciones del cuerpo humano [269, 271, 282].

2.2.4.a. Ángulos Euler/Cardan y Sistema de Coordenadas Articular.

Los ángulos Euler/Cardan suponen un método de describir la posición y movimiento de un cuerpo rígido en tres dimensiones y representan una forma muy usada en biomecánica de describir la orientación espacial y el movimiento de un sistema cualquiera en el espacio (Figura 19). En los ángulos Euler/Cardan, la orientación tridimensional de un sistema se describe como un conjunto de rotaciones secuenciales y ordenadas sobre los ejes de un sistema de coordenadas cartesiano (x_2, y_2, z_2) con respecto a otro sistema de coordenadas cartesiano de referencia (x_1, y_1, z_1). De esta forma se obtiene la posición del sistema (x_2, y_2, z_2) con respecto al sistema de referencia (x_1, y_1, z_1) a través de tres ángulos de rotación sobre cada uno de sus ejes [273].

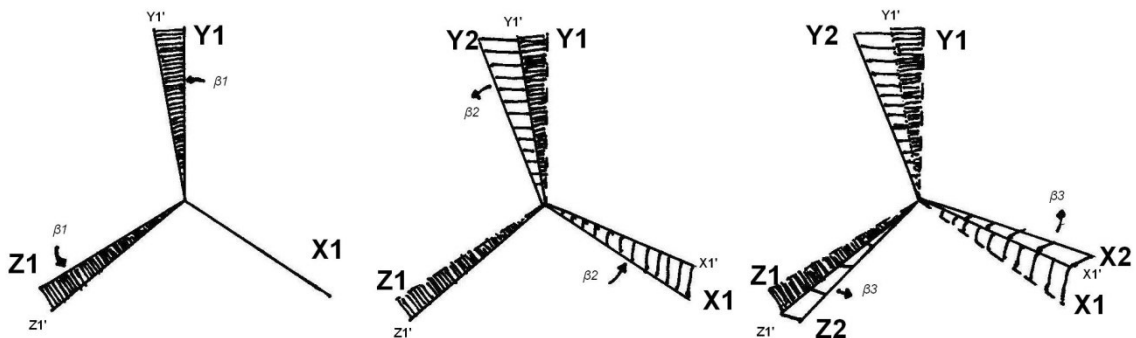


Figura 19. Secuencia de rotación de ángulos Cardan. Partiendo de la posición inicial X_1, Y_1, Z_1 se llega a la posición final de X_2, Y_2, Z_2 . Primero se realiza un giro (β_1) sobre el eje X_1 , alcanzado la posición X_1', Y_1', Z_1' . A continuación se realiza un giro (β_2) sobre el eje Z_1' , alcanzado la posición X_1'', Y_1'', Z_1'' . Finalmente se realiza un giro (β_3) sobre el eje Y_1'' , alcanzado la posición final X_2, Y_2, Z_2 .

La aplicación de este sistema a la descripción goniométrica de los segmentos del miembro inferior consiste en utilizar un sistema de coordenadas cartesianas en el segmento proximal (x_p, y_p, z_p) y un sistema de coordenadas en el segmento distal (x_d, y_d, z_d). El movimiento se puede describir a través de tres ángulos de rotación secuenciales sobre los ejes del sistema de coordenadas del segmento distal (x_d, y_d, z_d) con respecto al sistema de coordenadas del segmento proximal (x_p, y_p, z_p).

Sin embargo, este abordaje ha sido muy criticado como método de describir los movimientos articulares, ya que el uso de este método impone un orden de secuencia muy estricto en la descripción de las rotaciones que no puede ser alterado [264, 279, 283]. Cuando se realiza la primera rotación (primer ángulo) sobre el primer eje (x) del segmento distal, los otros dos ejes del sistema de coordenadas cartesianas del segmento distal (y, z) se mueven de su posición original y ya no vuelven a estar alineados con la posición inicial que tenían. El segundo ángulo (sobre el eje y) o segunda rotación se realiza entonces sobre el segundo eje del sistema de coordenadas del segmento distal que se encuentra “movido” sobre su posición original. Cuando se realiza esta segunda rotación sobre el segundo eje (y), los otros dos ejes (x, z) se mueven igualmente de su posición. El tercer ángulo o tercera rotación se realiza sobre el tercer eje (z) del sistema de coordenadas del segmento distal que ha sido “doblemente movido” de su posición original por medio de las dos rotaciones anteriores. Es por esto por lo que la descripción de las rotaciones de los ángulos Cardan tienen que seguir una secuencia ordenada ($\beta_x, \beta_y, \beta_z$) y no pueden cambiarse de orden. Si se cambia la secuencia de orden de las rotaciones, la posición final del objeto (sistema de coordenadas del segmento distal) puede ser muy diferente a la posición real obtenida.

$$\beta_x, \beta_y, \beta_z \neq \beta_y, \beta_x, \beta_z \quad \text{Ecuación [12]}$$

Debido a estos problemas con la descripción goniométrica de los ángulos Euler/Cardan, Grood y Suntay [280] propusieron una modificación de este sistema para la descripción de los movimientos tridimensionales de las diferentes

articulaciones del cuerpo humano. Esta modificación consistió en no utilizar siempre los ejes del sistema de coordenadas del segmento distal para describir las rotaciones en los tres planos, sino en combinar los ejes de rotación utilizando un eje del sistema proximal, otro eje del sistema distal y un tercer eje perpendicular a los otros dos que se denominó “eje flotante”. Para esta descripción es necesario crear un sistema de coordenadas no ortogonal propio para cada articulación que se denomina *sistema de coordenadas articular* y que es un elemento imprescindible para el cálculo de los ángulos Euler/Cardan mediante la modificación del “eje flotante”.

En el presente estudio, la construcción de los diferentes sistemas de coordenadas articulares se realizó siguiendo los modelos propuestos por Grood y Suntay [280] y Suntay y cols. [284] que fueron inicialmente creados para la descripción goniométrica de la rodilla. No obstante, en el resto de articulaciones se utilizaron las modificaciones del sistema de coordenadas articular de Cole y cols. [285] para hacerlas aplicables a cualquier articulación del cuerpo humano. Para la creación de los sistemas de coordenadas articulares se usaron tres planos corporales que vienen definidos por sistemas de coordenadas locales del segmento proximal y distal de la articulación. El sistema de coordenadas articular utiliza un eje del sistema de coordenadas local del segmento proximal, otro eje del sistema de coordenadas local del segmento distal y un tercer eje definido por los dos anteriores como el eje perpendicular a ellos dos. A este eje se le denomina “eje flotante” y es el producto cruzado de los dos anteriores ejes provenientes de los sistemas de coordenadas locales del segmento proximal y distal de la articulación [269, 286]. En la rodilla, por ejemplo, el sistema de coordenadas articular es definido usando el eje z (eje de flexión extensión) del sistema de coordenadas local del segmento muslo para definir los movimientos en el plano sagital de la rodilla, el eje y, (eje de rotación interna/externa) del sistema de coordenadas local del segmento pierna para describir los movimientos en el plano transversal de la rodilla, y el tercer eje, eje x, flotante y no ortogonal a los ejes z e y representado el eje sobre el cual se produce el movimiento en el plano frontal de la rodilla (Figura 20). Es importante señalar

que debido a que el sistema está derivado de los ejes de la pierna y muslo, cuando estos segmentos se mueven, el sistema también se mueve lo cual lo diferencia del sistema global de referencia o del laboratorio que es fijo y gracias a esto conserva la relevancia clínica y anatómica relativa a las situaciones dinámicas estudiadas. Con esta modificación introducida conseguimos evitar el problema de la secuencia de orden en las tres rotaciones (β_x , β_y , β_z) que describen el movimiento que imponían los ángulos Cardan/Euler, de tal forma que ya no es necesario seguir un orden de secuencia de giro determinado. Actualmente, la Sociedad Internacional de Biomecánica ha adoptado este sistema como el sistema de referencia para la descripción de los diferentes movimientos articulares del miembro inferior y del miembro superior [269, 271, 282].

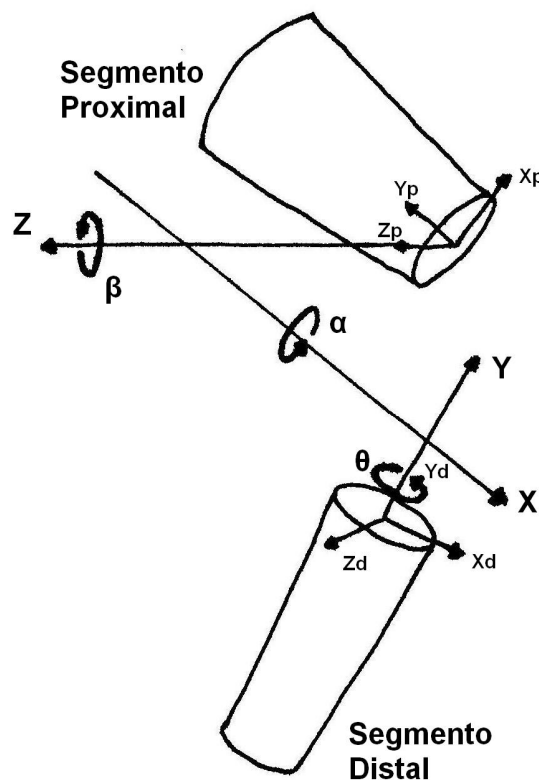


Figura 20. Sistema de coordenadas articular descrito por Grood y Suntay para la rodilla.

De esta forma, los ángulos Euler/Cardan utilizados en el sistema de coordenadas articular fueron un conjunto de tres rotaciones sobre los ejes del sistema de coordenadas articular para describir el movimiento de los diferentes segmentos óseos. El primer ángulo o primera rotación se realizó sobre el eje de flexión del segmento proximal (flexión). El segundo ángulo o segunda rotación se realizó sobre el eje de abducción-adducción o eje “flotante”. El tercer ángulo o tercera rotación se realizó sobre el eje de rotación del elemento distal [266, 287]. Debido a la configuración especial del sistema de coordenadas articular, las rotaciones se pueden describir de forma independiente sin necesidad de seguir un orden establecido lo que supone una ventaja en la descripción de movimiento [280]. A pesar de todo esto, los resultados goniométricos calculados mediante el sistema de coordenadas articular y una determinada secuencia de rotación de los ángulos Cardan (flexión, rotación, abducción) ha demostrado ser idéntica [285] pero no con otras secuencias de rotación diferentes de ángulos Cardan.

El cálculo de los valores angulares se realizó de la forma que hemos descrito en cada secuencia grabada por las cámaras (0,016 segundos – *Ecuaciones 2 y 3*) alineando el sistema de coordenadas local del segmento proximal con el sistema de coordenadas local del segmento distal por medio de rotaciones sobre los ejes del sistema de coordenadas articular. Este proceso de realineación de los segmentos locales se repitió en cada secuencia o captura realizadas por las cámaras de tal forma que al final se obtuvieron los ángulos de rotación que son interpretados como el movimiento de las diferentes articulaciones medidas en el estudio en tres planos.

Estos cálculos se utilizaron para calcular el movimiento tanto cuando se usó como referencia el sistema de coordenadas global (movimiento absoluto) como cuando se usó de referencia el sistema de coordenadas articular (movimiento relativo). En ambos casos se asume la posición de un elemento fijo. Cuando se usó como referencia un sistema de coordenadas global se asumió que los ejes del laboratorio (sistema cartesiano global) eran fijos respecto a los diferentes segmentos corporales

que se movían con respecto a él. Cuando se usó como referencia un sistema de coordenadas articular se asumió que segmento proximal era “fijo” con respecto al segmento distal que se movía con respecto a él (movimiento relativo). A continuación se detalla como se realizó el cálculo de las variables concretas utilizando los sistemas de coordenadas articulares.

2.2.5. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES CINEMÁTICAS.

Una vez que fue capturado un ciclo completo de la marcha, se obtuvieron variables cinemáticas para la articulación de la cadera y rodilla en los tres planos corporales y del tobillo en los planos sagital y transversal en forma de gráficas para un ciclo completo de la marcha (Anexo II). El cálculo de las variables concretas por medio de los ángulos Cardan/Euler modificados se realizó de la siguiente manera.

2.2.5.a. Inclinación de Pelvis.

El ángulo de inclinación de la pelvis se realizó sobre el eje transversal de laboratorio (Z_{lab}). Como en todos los estudios la dirección de progresión de la marcha del sujeto era muy cercana a la del eje sagital de laboratorio (eje X_{lab}), se utilizó este eje (X_{lab}) junto con el eje sagital de la pelvis para medir la inclinación de la pelvis. El eje sagital de la pelvis (x_p), que está en el plano transversal de la pelvis (Figura 13) se proyectó normalmente sobre el plano sagital del laboratorio. La inclinación de la pelvis se calculó entonces como el ángulo medido entre el eje sagital del laboratorio (X_{lab}) y el eje sagital del individuo (x_p) proyectados sobre el plano sagital del laboratorio. Un valor positivo corresponde con una situación normal en la que la espina ilíaca posterosuperior se encuentra más alta que la espina ilíaca anterosuperior.

2.2.5.b. Rotación de la Pelvis.

La rotación de la pelvis se calculó sobre el eje frontal del sistema de coordenadas de la pelvis (y_p). El ángulo de rotación de la pelvis se calculó como el ángulo medido entre el eje sagital del laboratorio (X_{lab}) y el eje sagital del individuo (x_{lab}) (el eje más cercano al sentido de progresión del individuo) proyectados en el plano transversal de la pelvis (perpendicular a y_p). Un valor negativo de rotación pélvica significa que el lado opuesto está más adelantado.

2.2.5.c. Oblicuidad de la Pelvis.

La oblicuidad pélvica se midió sobre un eje de rotación perpendicular a los ejes de las otras dos rotaciones (Z_{lab} , y_p). Este eje no corresponde necesariamente con ninguno de los ejes del laboratorio o de la pelvis. La oblicuidad pélvica se midió en el plano que forma el eje transversal del laboratorio con el eje frontal de la pelvis (Z_{lab} , y_p). El ángulo se mide entre la proyección en dicho plano del eje transversal de la pelvis (z_p) y del eje transversal del laboratorio (Z_{lab} : eje horizontal perpendicular al eje de progresión del sujeto).

2.2.5.d. Descripción Completa de la Posición de la Pelvis.

La pelvis en la que los tres marcadores caen en el plano horizontal y la línea que une las dos espaldas ilíacas anterosuperiores es paralela al eje transversal del laboratorio (Z_{lab}) se consideró una pelvis con inclinación, rotación y oblicuidad igual a cero. Para visualizar los ángulos de la pelvis que se utilizaron basta comenzar con la pelvis en esta posición neutra, inclinarla sobre el eje transversal del laboratorio (Z_p) la cantidad de inclinación pélvica del sujeto, rotarla sobre un eje sagital (perpendicular al eje transversal del laboratorio, Z_{lab} , y al eje frontal de la pelvis y_p) la cantidad de oblicuidad pélvica del individuo y, finalmente, rotarla sobre su eje frontal (y_p) sobre la cantidad de rotación pélvica que tenga el

individuo. Nótese que el eje frontal de la pelvis se encuentra inclinado y rotado por los movimientos de inclinación y de rotación oblicua. La pelvis se encuentra entonces en la posición descrita por los grados de inclinación, oblicuidad y rotación.

2.2.5.e. Flexión/Extensión de la Cadera.

La flexión de la cadera se calculó sobre un eje paralelo al eje transverso de la pelvis (z_p) que pasaba a través del centro articular de la cadera. Los ejes sagitales de la pelvis (x_p) y del muslo (x_t) se proyectan en un plano perpendicular al eje de flexión de la cadera (z_p). La flexión de la cadera es el ángulo formado entre los ejes sagitales de la pelvis (x_p) y del muslo (x_t) proyectados sobre dicho plano. Un valor positivo corresponde con la situación en la que la rodilla se coloca enfrente del cuerpo.

2.2.5.f. Rotación de la Cadera.

La rotación de la cadera se midió sobre el eje longitudinal del segmento muslo (y_t) y se calculó como el ángulo formado entre el eje sagital del segmento muslo (x_t) y el eje sagital de la pelvis (x_p) proyectados sobre un plano perpendicular al eje longitudinal del muslo. El signo positivo se corresponde con una cadera en rotación interna.

2.2.5.g. Abducción/Adducción de la Cadera.

La abducción y adducción de la cadera se midió en el plano definido por del eje de flexión de cadera (z_p) y el centro articular de la rodilla (TO). El ángulo se calculó entre el eje longitudinal del segmento muslo (y_t) y el eje frontal de la pelvis (y_p) proyectados en dicho plano. Un valor positivo corresponde con una posición de adducción de la cadera. Nótese que el plano formado por el eje de flexión de la

cadera (z_p) y el centro articular de la rodilla (TO) es el plano perpendicular al eje que sale como resultado del producto del eje de flexión de la cadera utilizado (x_p) por el eje de rotación de la cadera (y_t) utilizado o “eje flotante”.

2.2.5.h. Descripción Completa de la Posición de la Cadera.

El muslo cuyo eje longitudinal (y_t) es paralelo al eje frontal de la pelvis (y_p) y en el que el eje de flexión de la rodilla (z_s) es paralelo al eje transverso de la pelvis (z_p), estaría en un posición neutra (descrita como un valor cero en sus tres ángulos). Para moverse desde esa posición a cualquier otra, la posición del segmento muslo se describe por la secuencia de los tres ángulos: primero flexión de la cadera sobre el eje z_p , luego adducción de la cadera sobre el eje flotante y por último rotación del muslo sobre el eje longitudinal del muslo y_t (nótese que la última rotación del eje longitudinal del muslo éste se encuentra flexionado y adducido por las dos rotaciones anteriores) (Figura 21).

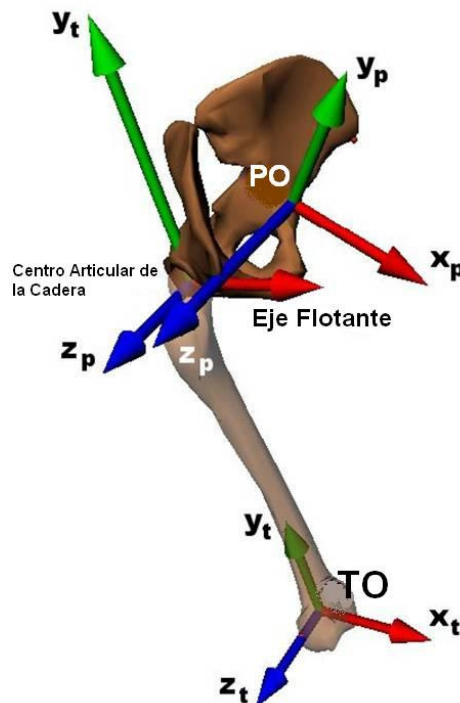


Figura 21. Sistema de coordenadas articular para la articulación de la cadera.

2.2.5.i. Flexión/Extensión de la Rodilla.

El eje sagital del muslo (x_t) y de la pierna (x_s) se proyectaron sobre un plano perpendicular al eje de flexión de la rodilla (z_t). La flexión de la rodilla es el ángulo formado en dicho plano por los ejes sagitales del muslo (x_t) y de la pierna (x_s). Un valor positivo de este ángulo corresponde con una rodilla en flexión.

2.2.5.j. Rotación de la Rodilla.

La rotación de la rodilla se mide sobre el eje longitudinal de la pierna (y_s). Se mide como el ángulo entre el eje sagital de la pierna (x_s) y el eje sagital del muslo (x_t) proyectados sobre un plano perpendicular al eje longitudinal de la pierna (y_s). Un valor positivo de dicho ángulo corresponde con rotación interna.

2.2.5.k. Varo/Valgo de Rodilla.

Este ángulo se mide en el plano formado por el eje de flexión de la rodilla (z_t) y el centro articular del tobillo (SO) y está formado por el ángulo entre el eje longitudinal de la pierna (y_s) y el eje longitudinal del muslo (y_t) proyectados en dicho plano. Un valor positivo se correspondió con una posición en varo de la rodilla. Nótese que el plano formado por el eje de flexión de la rodilla (z_t) y el centro articular del tobillo (SO) es el plano perpendicular al eje que sale como resultado del producto del eje de flexión de la rodilla utilizado (x_t) y eje de rotación de la rodilla utilizado (y_s) o “eje flotante”.

2.2.5.1. Descripción Completa de la Posición de la Rodilla.

La posición neutra de la rodilla se describe como aquella en la que el eje longitudinal de la pierna (y_s) está posicionado en línea con el eje longitudinal del muslo (y_t) y el eje de flexión de la rodilla (z_t) es paralelo al eje de flexión del tobillo (z_s). Desde esa posición se puede flexionar la rodilla sobre el eje z_t , adducir la pierna sobre el eje flotante (por la cantidad de varo o valgo de rodilla) y rotar la pierna sobre el eje longitudinal (y_s) para producir la posición actual descrita por esos tres ángulos (Figura 22).

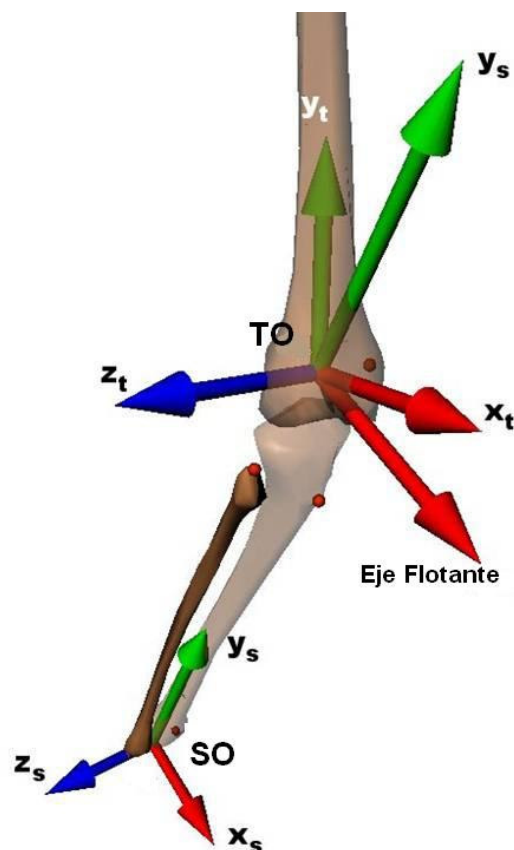


Figura 22. Sistema de coordenadas articular para la articulación de la rodilla.

2.2.5.m. Dorsiflexión/Plantarflexión del Pie.

El vector del pie (vector ff-SO) se proyectó sobre el plano sagital del pie (perpendicular al eje z_s). El ángulo formado entre el vector del pie (vector ff-SO) y el eje sagital de la pierna (x_s) es el ángulo de Flexión Dorsal/Plantar. Un valor positivo corresponde a flexión dorsal.

2.2.5.n. Rotación del Pie.

Este valor se mide sobre el plano transversal del pie. Este plano es perpendicular a un eje perpendicular al vector del pie (vector ff-SO). La rotación del pie es el ángulo formado entre el vector del pie (vector ff-SO) y el eje sagital de la pierna (x_s) proyectados sobre el plano transversal del pie definido. Un valor positivo corresponde con una rotación interna del pie con respecto a la pierna. Nótese que este valor es idéntico al de rotación tibial interna/externa de la pierna con respecto al eje del pie y este valor ha sido utilizado en diversos estudios como medidor indirecto de la pronación subastragalina durante la fase de apoyo la marcha [268, 288, 289].

2.2.5.p. Progresión del Pie.

Este es el ángulo formado entre el vector del pie (vector ff-SO) proyectado sobre el plano transversal del laboratorio y el eje sagital del laboratorio (X_{lab}). Un valor positivo corresponde con una rotación interna del pie con respecto al laboratorio. Éste fue el ángulo que se utilizó para calcular el ángulo de progresión de la marcha o ángulo de Fick [233].

La Tabla 7 resume los valores cinemáticos obtenidos, su descripción respecto al laboratorio o a otro segmento y la posición del eje sobre el que se realiza la rotación.

Tabla 7. Descripción de los valores cinemáticos de la pelvis, cadera, rodilla y pie.

Ángulo	Descripción de Rotación	Eje Movimiento
Inclinación de la Pelvis	Absoluta	Laboratorio (X_{lab})
Oblicuidad Pélvica	Absoluta	Eje Flotante
Rotación de la Pelvis	Absoluta	Pelvis (y_p)
Flexión/Extensión de Cadera	Relativa	Pelvis (z_p)
Abducción/Adducción de Cadera	Relativa	Eje Flotante
Rotación de Cadera	Relativa	Muslo (y_t)
Flexión /Extensión de Rodilla	Relativa	Muslo (z_t)
Abducción/Adducción de Rodilla	Relativa	Eje Flotante
Rotación de Rodilla	Relativa	Pierna (y_i)
Flexión/Extensión del Pie	Relativa	Pierna (z_i)
Rotación del Pie	Relativa	-
Progresión del Pie	Absoluta	-

Nótese que se describe la posición del eje sobre el que se realiza el movimiento. El plano sobre el que se realiza el movimiento es el plano perpendicular a dicho eje.

2.2.6. CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS CINÉTICOS.

El sistema Vicon Clinical Manager® calculó los momentos articulares netos que se producen sobre los centros articulares de las articulaciones del miembro inferior, (cadera, rodilla y tobillo) en los tres planos corporales. A pesar de que el cálculo de los momentos articulares se basa en cálculos complejos de dinámica inversa [290] entendemos que es importante conocer su proceso básico que a continuación explicamos, especialmente en este trabajo en el que nos hemos centrado en el estudio de los valores de los momentos de la rodilla en el plano frontal durante la deambulación.

Como ya se ha comentado en el apartado de introducción, el momento de una fuerza con respecto a un punto da a conocer en qué medida existe capacidad en una fuerza para causar la rotación del cuerpo con respecto a dicho punto o eje [130,

131]. Los momentos se miden en Newtons \times metro (Nm) y vienen definidos por la siguiente fórmula:

$$M = F \times \check{r} \quad \text{Ecuación [1]}$$

donde

M = momento de fuerza.

F = fuerza a la que está sometida el objeto.

\check{r} = distancia perpendicular desde el punto de aplicación de la fuerza al punto de giro.

Aplicado a los momentos articulares entendemos que las fuerzas que se producen durante la marcha (musculares, ligamentosas, fuerzas de reacción del suelo, etc...) tienden a provocar un giro en el segmento corporal sobre el cual se aplica la fuerza. Esa capacidad de la fuerza de hacer girar el segmento sobre la articulación es lo que se denomina momento de fuerza y es directamente proporcional a las fuerzas experimentadas y a la distancia desde el punto de aplicación de dichas fuerzas al eje articular como señala la ecuación 1 [103, 110, 112, 132-136].

En el presente estudio los momentos articulares se calcularon usando cálculos de *dinámica inversa* o de *solución inversa*. Los cálculos de dinámica inversa se basan en calcular los momentos en las diferentes articulaciones a partir de una descripción cinemática o del movimiento de dichas articulaciones, de mediciones antropométricas de los segmentos y de las fuerzas externas que actúan sobre los segmentos. A partir de todos estos datos se pueden calcular lo que se denominan momentos articulares netos a través de un proceso que se denomina *modelado de segmentos correlacionados (link-segment modelling)* [112, 119, 291].

En el presente estudio el sistema Vicon Clinical Manager® calculó los momentos articulares netos para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en los tres planos corporales mediante cálculos de dinámica inversa y siguiendo los procesos de modelado de segmentos correlacionados. No obstante, para los cálculos de los

momentos articulares el programa realizó varias asunciones que pueden considerarse ciertas en la mayoría de los casos:

- Las dos únicas fuerzas externas que actúan sobre el individuo durante la marcha son la gravedad y las mediciones de fuerza realizadas por las plataformas de fuerza. El sistema entiende que no existen más fuerzas externas que estas dos.
- Se considera que las articulaciones poseen un movimiento como “de bisagra” en los tres planos corporales.
- Cada segmento corporal presenta una masa fija no variable que se localiza en el centro de masas (CM) del segmento (que corresponde con el centro de gravedad en una dirección vertical). La localización del centro de masas no varía con el movimiento del sujeto.
- Los valores de masas segmentarias (de los diferentes segmentos corporales definidos), los centros de gravedad y los radios de giro de todos los segmentos pueden ser calculados en base a tablas ya publicadas basadas en datos antropométricos de los sujetos de estudio.

Con estas asunciones previas los momentos articulares y potencias articulares sobre el ciclo de la marcha fueron calculados a través de la combinación de los siguientes conjuntos de datos:

- La localización de los centros articulares de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. Estos valores se obtuvieron por la colocación de los marcadores anteriormente descritos y los cálculos explicados en los apartados 2.2.3., 2.2.4. y 2.2.5.

- Valor del centro de masas (CM) y su localización en los diferentes segmentos. La masa de cada segmento fue calculada como un porcentaje de la masa total del individuo siguiendo de tablas de Winter [112]. Igualmente la localización del CM de los diferentes segmentos también se obtuvo por medio de los marcadores utilizados junto con las tablas y datos de Winter [112], Chandler y cols. [292] y Liu & Wickstrom [293] en las que la localización del centro de masas viene expresada como una función en forma de porcentaje de la longitud del segmento.
- La aceleración lineal y aceleración angular del CM del muslo, pierna y pie. Estos valores fueron calculados por medio de los cálculos cinemáticos del miembro inferior descritos en los apartados 2.2.4. y 2.2.5.
- Las fuerzas reactivas del suelo y su momento vertical. Las dos plataformas AMTI ® (Advanced Medical Technology, Newton, MA; USA) utilizadas en el presente estudio calcularon las fuerzas reactivas del suelo, y el momento vertical resultante sobre las diferentes articulaciones de dicha fuerza.
- La localización del punto de aplicación de las fuerzas reactivas del suelo sobre la planta del pie. El cálculo de esta localización en la planta del pie, referida como el centro de presiones [294, 295], fue igualmente calculada por las dos plataformas de fuerza AMTI ®.

El cálculo de los momentos articulares a través de la dinámica inversa se basó en la aplicación de la segunda ley de Newton para cada segmento concreto. Para un movimiento lineal

$$F = m_i \times a_{cm} \quad \text{Ecuación [13]}$$

donde

F = suma de todas las fuerzas (internas y externas) que actúan sobre el segmento.

m_i = masa del segmento.

a_{cm} = aceleración del centro de masas del segmento.

La aplicación de la anterior fórmula a los movimientos rotatorios es

$$M = I \times \alpha \quad \text{Ecuación [14]}$$

donde

M = suma de todos los momentos (internos y externos) que actúan sobre el segmento.

I = momento de inercia.

α = aceleración angular del centro de masas del segmento.

El momento de inercia, I , es una constante de proporcionalidad que mide la habilidad del segmento para resistir los cambios en la velocidad angular. Su valor depende del punto sobre el cual se produce la rotación. Si consideramos el momento de inercia sobre el centro de masas del segmento, I_{cm} , obtenemos la siguiente ecuación

$$I_{cm} = m_i \times p_i^2 \quad \text{Ecuación [15]}$$

donde,

I_{cm} = momento de inercia del segmento (p.e. muslo, pierna o pie) sobre el centro de masas del segmento.

m_i = masa del segmento.

p_i = radio de giro del segmento sobre un eje particular.

El momento de inercia de cada segmento del miembro inferior es comúnmente calculado basándose en relaciones estadísticas del radio de giro del segmento que

viene expresado en base a la longitud del segmento y a la masa del segmento [112, 119]. Sin embargo, se entiende que los segmentos definidos en el presente estudio no rotan sobre su centro de masas sino sobre el centro articular que se encuentra localizado en el aspecto proximal del segmento. El momento de inercia sobre el centro de masas y el momento de inercia sobre el centro articular guardan la siguiente relación

$$I = I_{cm} + m_i x^2 \quad \text{Ecuación [16]}$$

donde,

- I = momento de inercia del segmento (p.e. muslo, pierna o pie) sobre un centro de rotación particular.
- I_{cm} = momento de inercia sobre el centro de masas del segmento (p.e. muslo, pierna o pie).
- m_i = masa del segmento.
- x = distancia del centro de masas al centro de rotación.

Con todas estas ecuaciones en mente se pueden calcular los momentos articulares haciendo un diagrama de cuerpo libre y agrupando las ecuaciones a través del diagrama que muestra la figura 23.

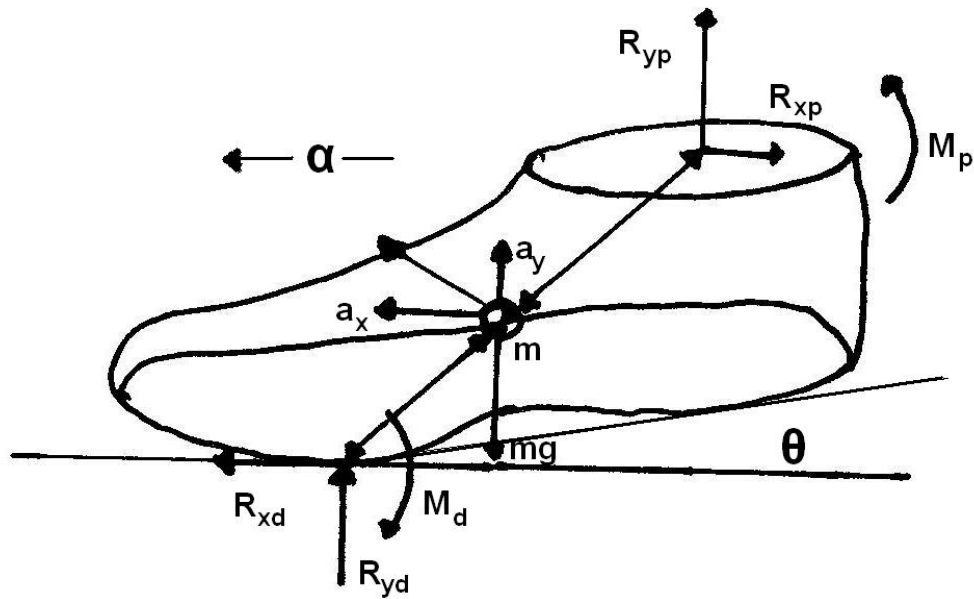


Figura 23. Diagrama de cuerpos libres para el segmento pie.

De este diagrama de cuerpos libres del pie los datos conocidos son:

- a_x, a_y = aceleración del centro de masas del segmento.
- θ = ángulo del segmento en el plano de movimiento.
- α = aceleración angular del segmento en el plano de movimiento.
- m = masa del segmento.
- R_{xd}, R_{yd} = fuerzas de reacción actuando en la parte distal del segmento.
- M_d = momento neto interno actuando en la parte distal del segmento

Los datos no conocidos del diagrama de cuerpos libres son:

- R_{xp}, R_{yp} = fuerzas de reacción actuando en la articulación proximal
- M_p = momento realizado en la parte proximal del segmento

Las ecuaciones que se pueden derivar del diagrama de cuerpos libres son:

$$\begin{aligned} F_x &= m a_x && \text{Ecuación [17]} \\ R_{xp} - R_{xd} &= m a_x \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_y &= m a_y && \text{Ecuación [18]} \\ R_{yp} + R_{yd} - mg &= m a_y \end{aligned}$$

A través de las Ecuaciones 17 y 18 se pueden calcular los valores de las fuerzas reactivas proximales R_{xp} y R_{yp} y con estos valores podemos aproximar el valor de los momentos sobre el centro articular del tobillo

$$\begin{aligned} \sum M &= I \alpha && \text{Ecuación [19]} \\ M_p + M_d + R_{xp} d_x + R_{yp} d_y &= (m p_i^2 + m x^2) \alpha \end{aligned}$$

A través de esta ecuación podemos finalmente conocer el valor de los momentos sobre la articulación del tobillo. Una vez conocemos los valores de R_{xp} y de R_{yp} se pueden repetir esta misma operación para el segmento pierna y calcular los momentos articulares en la rodilla y así el mismo proceso para la cadera. Todas estas ecuaciones se realizaron para cada ciclo o secuencia capturada por las cámaras (cada 0,016) junto con los datos de las plataformas de fuerza.

Los resultados finales fueron presentados de forma estándar en forma de gráfica de momentos netos articulares (Anexo II). Los momentos articulares finalmente obtenidos pueden entenderse como los momentos netos internos sobre el centro de masas del segmento [296, 297]. A pesar de que la convención en la mayoría de los laboratorios de biomecánica es la de reportar estos datos como momentos internos, en algunos casos los momentos son reportados como momentos externos simplemente cambiándoles el signo, ya que se asume que los momentos internos netos deben de ser iguales a momentos externos de igual magnitud en sentido contrario durante las situaciones de carga en las que el movimiento de los segmentos es prácticamente nulo. En la articulación de la rodilla los cálculos de dinámica inversa explicados anteriormente calculan los valores de los momentos

internos netos que pueden asumirse como prácticamente iguales a los momentos externos en situaciones de carga, ya que el movimiento de los segmentos es prácticamente nulo en el plano frontal. En el presente estudio se tomó la convención de utilizar la gráfica de los momentos de la rodilla como de momentos externos, ya que la gran mayoría de los estudios realizados en este campo que han estudiado los momentos de la rodilla en el plano frontal han utilizado esta convención [62, 67, 80-82, 121, 146, 152, 153, 170-173, 175, 180, 182, 183, 190, 195, 234, 237, 242, 298] siendo actualmente aceptada de forma universal la utilización de momentos adductores externos para referirse a los momentos de la rodilla en el plano frontal calculados por métodos de dinámica inversa.

Los momentos articulares calculados que hemos descrito pueden expresarse en base a diferentes sistemas de referencia. Los momentos articulares se calculan sobre el centro articular de una articulación en concreto. En dicho centro articular se instala el origen de un sistema de coordenadas (x, y, z) sobre el cual se van a calcular los momentos articulares en cada uno de los tres ejes. El programa Vicon Clinical Manager® da la opción de utilizar 3 sistemas de referencia en cada articulación para la descripción de los momentos articulares: sistema de coordenadas global, sistema de coordenadas del segmento proximal, segmento de coordenadas del segmento distal. La orientación de cada uno de estos sistemas de coordenadas es diferente y su movimiento a lo largo del ciclo de la marcha también, ya que acompañan al segmento al que definen, excepto en el sistema de coordenadas global o del laboratorio que siempre se mantiene fijo. Debido a que la localización de los ejes de los distintos sistemas de coordenadas puede ser diferente para cada instante de la marcha, la orientación de las fuerzas reactivas del suelo respecto a dichos ejes también puede ser diferente, modificando así la descripción de los momentos articulares. Aunque no existe una convención establecida sobre el mejor sistema para referenciar los momentos articulares, en el presente estudio se expresaron tomando como referencia el sistema de referencia local del segmento distal (pie para el tobillo, tibia para la rodilla y fémur para la cadera) en todos los sujetos siguiendo la pauta de la gran mayoría de los estudios que estudiando los

momentos de la rodilla en el plano frontal han utilizado el sistema de referencia distal para el cálculo de los momentos articulares [78, 80, 81, 151, 152, 177, 187, 219-221, 228, 240]. Este apartado es especialmente importante en la interpretación de los resultados y es debatido más ampliamente en el apartado de discusión del presente trabajo.

La resultante total de los componentes de los momentos en los tres planos fue normalizada en base al peso corporal de cada sujeto por lo que se midieron en las unidades Newton×metros/kilogramo. Esta normalización en base a la masa corporal de cada sujeto se realizó utilizando el método *ad hoc* descrito por Pierrinosky y Galea [143].

2.3. Protocolo del Estudio.

Antes de empezar con la toma de datos de cualquier sujeto se realizó una calibración del sistema para asegurar una mínima fragmentación de los datos y aumentar así la fiabilidad de los mismos. La calibración consistió en una captura estática y una captura dinámica utilizando dos aparatos diseñados para calibrar las cámaras. Esta calibración se realizó siempre que se comenzó una sesión nueva (una sesión por la mañana y una sesión por la tarde). En caso de estudiar varios sujetos dentro en una misma sesión (mañana o tarde) se mantuvo la calibración inicial del comienzo de la sesión. Asimismo, la calibración estática (Figura 12) sirvió en todos los casos para establecer el sistema de coordenadas global o fijo del laboratorio como se ha descrito en el punto 2.2.3.a. del presente apartado.

Una vez realizada la calibración y después de la entrevista con el paciente para observar si cumplía con los criterios de inclusión, se realizó un breve examen físico basado en mediciones del individuo. Estas mediciones tienen por objeto la obtención de una serie de datos obligadamente necesarios para el posterior

procesado de los datos en el programa Vicon Clinical Manager®. Las mediciones que se tomaron fueron:

- Altura del sujeto medida en centímetros mediante tallímetro con escala de medición vertical universal (Mod. Seca 220®, Hamburgo, Alemania)
- Peso del sujeto en kilogramos medido con una báscula digital universal (Mod. Seca 220®, Hamburgo, Alemania)
- Longitud del miembro inferior izquierdo y derecho. La longitud del miembro inferior izquierdo y derecho fue calculada como la distancia vertical entre la espina ilíaca anterosuperior y el borde distal del maleolo tibial con el sujeto en decúbito supino medida por medio de una cinta métrica. Esta medición se usó para calcular el centro articular de la cadera según las ecuaciones propuestas por Davis y cols. [111].
- Anchura de la rodilla derecha e izquierda. Esta medición se realizó en milímetros usando los brazos de un pelvímetro y midiendo la anchura obtenida posteriormente en una cintra métrica. La anchura de la rodilla se utilizó para el cálculo del centro articular de la rodilla.
- Anchura del tobillo derecho e izquierdo. Esta medición se realizó en milímetros usando los brazos de un pelvímetro y midiendo la anchura obtenida posteriormente en una cintra métrica. La anchura del tobillo se utilizó para el cálculo del centro articular del tobillo.

Otros datos utilizados en diferentes métodos de procesado de los datos como la torsión tibial, la distancia entre trocánter mayor - espina ilíaca anterosuperior y distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores no fueron recogidos ya que nunca se usó ningún aparato externo de calibración para el sujeto. Estos datos son obligatorios en el sistema Vicon Clinical Manager® cuando se utilizan elementos de calibración externa como el *Knee Alignment Device* que no fue usado en el presente estudio. Asimismo, se tomaron otros datos en algunos de los sujetos estudiados, como datos de la historia clínica y rangos de movimiento articular de

tobillo y cadera, aunque no fueron relevantes para el procesamiento de los estudios por el sistema Vicon Clínica Manager® en el presente trabajo.

2.3.1. CAPTURA ESTÁTICA.

Todos los sujetos se descalzaron y vistieron un pantalón corto (pantalón propio que portaba cada sujeto) y una camiseta ajustada que les permitía moverse con total libertad. En estas condiciones se realizaron todos los estudios. Con dicha indumentaria se colocaron todos los marcadores con cinta adhesiva de doble cara según la descripción del apartado 2.2.2. (Figuras 8 y 9; Tabla 6). Una vez que los marcadores ya estaban colocados en las localizaciones anatómicas precisas, se aumentó su fijación a la piel usando cinta adhesiva (3M™, Transpore™, Surgical Tape, 1,25cm x 9,14m) alrededor de la base plástica del marcador sin cruzar ninguna articulación de manera que no interfirieran con la marcha normal del individuo. Con el sujeto en bipedestación con su ángulo de sustentación y rodillas extendidas se realizaron las capturas estáticas. Se realizaron aproximadamente unas 4 - 5 capturas estáticas en cada individuo.

El propósito de la captura estática es crear los sistemas de coordenadas de los diferentes segmentos en su origen y calcular las cantidades de Plantarflexión Estática (spf) y Rotación Estática del Pie (sfr). El ángulo de Plantarflexión Estática es la rotación sobre el vector del pie (Figura 18). Seleccionando la opción de *Foot Flat* al comienzo de la captura estática (como se hizo en todos los sujetos en el presente estudio) la coordenada vertical del marcador del talón es ajustada para igualar la coordenada (en altura) del marcador del antepie antes de que este ángulo sea calculado. Una vez calculado el ángulo de Plantarflexión Estática, dicho ángulo se traslada al SO para determinar la posición del marcador virtual del antepie en el plano sagital. Por su parte, el ángulo de Rotación Estática es igual al ángulo formado por la línea que une el centro articular del tobillo con el marcador del

antepie y la línea que une el marcador del antepie con el marcador del talón en el plano transversal (Figura 18). Una vez calculado, dicho ángulo se trasladó al SO para determinar la posición del marcador virtual del antepie en el plano transversal.

2.3.2. CAPTURA DINÁMICA.

Posteriormente a la captura estática se realizaron las capturas dinámicas. Se pidió al sujeto que caminase descalzo durante 10-15 minutos a lo largo de un pasillo a modo de calentamiento. Se instruyó a los sujetos a que anduvieran a un ritmo confortable y cómodo para ellos. A partir de los 10-15 minutos de “calentamiento” se tomaron capturas dinámicas del sujeto. Se dio instrucciones a los sujetos de que caminaran sin mirar al suelo con objeto de no modificar su marcha o de cambiar su paso para pisar en las plataformas de fuerza que se encontraban en el centro del pasillo del laboratorio. Los datos se capturaron cuando el sujeto se encontraba en la mitad del pasillo antes de llegar a las plataformas de fuerza. Las mediciones comenzaron siempre antes de que el pie contactara con la plataforma de fuerza y continuaron hasta que el pie abandonara la plataforma de fuerza y completara como mínimo un ciclo completo de la marcha (comúnmente en cada captura dinámica se grabaron 2 – 3 ciclos completos de la marcha). De esta forma, cada captura recogió como mínimo la fase de apoyo y balanceo de un ciclo completo de la marcha del individuo. La orden de comienzo y el final de la grabación de cada captura fue realizada por el examinador desde el ordenador central del laboratorio de forma manual. Se tomaron una media aproximada de 70-90 capturas dinámicas de cada sujeto.

Se dio instrucciones a los sujetos para que caminaran a una velocidad que ellos consideraran natural. De esta forma la cadencia y longitud del paso sería lo más aproximada a la utilizada en sus actividades diarias. No se utilizó metrónomo ni

ningún otro tipo de marcador de cadencia a los sujetos durante las capturas dinámicas.

2.3.3. PROCESAMIENTO DE LAS CAPTURAS ESTÁTICAS Y DINÁMICAS.

Para el estudio de las capturas realizadas se pasó al procesamiento de los datos. Para ello se utilizaron los dos programas de software de Oxford Metrix's VICON (Oxford Metrix Inc., Oxford, UK): Vicon 370® y Vicon Clinical Manager®.

2.3.3.a. Procesado de Sujetos en el Programa Vicon 370 ®.

Inicialmente, de las 4-5 capturas estáticas realizadas se seleccionó una en la que la posición de los marcadores se veía claramente el mayor tiempo posible. Con esa captura estática se realizó una marcación manual de los marcadores reflectantes identificándolos como marcadores concretos del sistema de marcación del programa. La marcación manual de los marcadores siguió el siguiente orden: marcador del sacro (SACR), marcador de la espina ilíaca anterosuperior izquierda (LASI), marcador de la espina ilíaca anterosuperior derecha (RASI), marcador de la parte media del muslo izquierdo (LTHI), marcador de la parte media del muslo derecho (RTHI), marcador de la rodilla izquierda (LKNE), marcador de la rodilla derecha (RKNE), marcador de la parte media de la pierna izquierda (LTIB), marcador de la parte media de la pierna derecha (RTIB), marcador del tobillo izquierdo (LANK), marcador del tobillo derecho (RANK), marcador del antepie izquierdo (LTOE), marcador del antepie derecho (RTOE), marcador del talón izquierdo (LHEE) y marcador del talón derecho (RHEE). Una vez identificados los marcadores en el orden señalado se creó un perfil para ese sujeto con esa identificación concreta de los marcadores que sería utilizado posteriormente durante el procesamiento de los estudios dinámicos y se guardó esa identificación en el programa.

Posteriormente se hizo una selección de las capturas dinámicas que se iban a utilizar en el estudio. Todas las capturas tomadas de cada sujeto fueron visionadas en el programa Vicon 370® y a través de este programa se seleccionaron aquellas capturas en las que el sujeto pisaba en las plataformas de fuerza situadas en el centro del pasillo de forma uniforme y que además se observaran todas las bolas reflectantes (no se perdía ningún marcador) durante el ciclo completo de la marcha. Se desecharon todas aquellas capturas en las que uno de los dos pies no pisaba de forma completa la plataforma, aquellas capturas en las que eran evidentes modificaciones de la marcha del sujeto para pisar en las plataformas (*targeting*), variando de forma premeditada su marcha normal o cuando había pérdidas evidentes de los marcadores reflectantes durante el dicho ciclo. Finalmente, después de visionar todas las capturas de cada individuo y desechar aquellas no válidas, quedaron seleccionadas unas 6-7 capturas de cada sujeto que fueron las que se trasladaron al programa Vicon Clinical Manager® para su estudio. Del mismo modo, a pesar de que en cada captura finalmente seleccionada existían diversos ciclos completos de la marcha del individuo (2 - 3 ciclos) únicamente se eligió para el estudio el ciclo completo de dicha captura que coincidía con la pisada del sujeto en las plataformas de fuerza para poder analizar los datos de las variables cinéticas del paciente.

A todas estas capturas seleccionadas en cada sujeto se les aplicó una serie de procesos del software que fueron:

- **Reconstrucción:** Obtención de los valores “limpios” cinemáticos y cinéticos descartando las posibles modificaciones que se introdujeron durante el visionado de los datos.
- **Asignación:** Asignación de una identificación concreta a los marcadores que correspondió a la localización anatómica que representaban, basado en el modelo que se creó en el análisis estático.

- Relleno de espacios: Asignación de datos por interpolación a la falta de marcadores que eran momentáneamente perdidos. Se utilizó un filtro que restringía a 10 marcadores la extrapolación de datos.
- Filtrado de los datos: La imagen recogida por las cámaras del movimiento de los marcadores corporales fue inicialmente filtrada. Estas imágenes contienen distorsiones o “ruidos” de la imagen que pueden ser debidas a diferentes motivos como el “ruido” de los materiales optoelectrónicos, la precisión espacial de la cámara de televisión o la digitalización de las imágenes. Todos estos ruidos pueden resultar en errores aleatorios de los datos [112]. Para evitar estos problemas se aplicó un filtro de tipo Woltring [299] consistente en aplicar a los datos cinemáticos “puros”, grabados por las cámaras del movimiento de los marcadores, funciones matemáticas de interpolación polinomial de quinto orden puro, con objeto de “suavizar” la señal utilizando esta rutina para quitar distorsiones o ruidos del movimiento.
- Eliminación de prefijos de marca: Proceso por el que se eliminó el prefijo que corresponde al nombre del modelo estático que se ha asignado y que es incompatible para el posterior procesado en el programa Vicon Clinical Manager®.

Una vez realizado todo este proceso se pasó toda la información al sistema Vicon Clinical Manager® para su posterior estudio. Los datos obtenidos con el programa Vicon 370® fueron guardados como archivos de tipo *.c3d* para ser leídos por el programa Vicon Clinical Manager®.

2.3.3.b. Procesado de Sujetos en el Programa Vicon Clinical Manager®.

Para el análisis de cada sujeto de estudio se introdujeron inicialmente varios datos de filiación (nombre y apellidos, fecha de nacimiento, número de paciente y sexo), datos de la sesión y datos antropométricos previamente medidos en la exploración del sujeto (longitud del miembro derecho, longitud del miembro izquierdo, anchura de la rodilla derecha, anchura de la rodilla izquierda, anchura del tobillo derecho y anchura del tobillo izquierdo). El programa Vicon Clinical Manager® organiza los datos provenientes del programa Vicon 370® en una serie de categorías. La primera categoría corresponde al profesional que realiza el estudio. De esta categoría depende la segunda categoría que es la categoría de los sujetos de estudio. Debido a que al mismo sujeto se le pueden realizar varios estudios en distintas fechas, de la categoría de sujetos sale la tercera categoría que es la categoría de las sesiones. Finalmente dentro de una misma sesión se pueden realizar distintas capturas. De cada captura se pueden obtener varias gráficas dependiendo del ciclo que sea estudiado.

Con todos datos de filiación, de sesión y datos antropométricos insertados se pasó al procesado de las capturas seleccionadas. El primer procesado es el estudio estático. Para el procesado del estudio estático se marcó la función *Foot Flat* en todos los sujetos de estudio, con objeto de indicar que el antepie y el talón apoyaban en el mismo plano. Al marcar esta función el sistema asume que los marcadores del antepie (LTOE y RTOE) y del talón (LHEE y RHEE) están a la misma altura con respecto del suelo, lo que ayuda a los cálculos de Plantarflexión Estática. Se observó la continuidad de los marcadores durante la captura estática y finalmente se aplicó la función de procesar dicho estudio. Al procesar el estudio estático, quedan introducidos los valores angulares estáticos en el formulario de la sesión del paciente. Estos valores estáticos pueden interpretarse como la posición estática del miembro inferior del sujeto de estudio en los tres planos corporales y pueden interpretarse como la alineación angular del miembro inferior estática de

cada individuo (Anexo III). Este fue el valor que se utilizó para calcular la alineación femorotibial en el plano frontal de la rodilla en estática en el presente estudio.

A continuación se realizó el procesado de las capturas dinámicas seleccionadas de forma manual, de tal manera que es el investigador el que marcó el comienzo y el final del ciclo de la marcha sobre el cual se analizaron los datos. Para ello se utilizó la señal de la plataforma de fuerza cuando el pie contactaba o despegaba como el parámetro para identificar el comienzo y el final del apoyo de cada miembro. Se normalizó temporalmente a un 100% el ciclo completo de la marcha, de tal forma que se incluyó la fase de apoyo y de balanceo del ciclo en dicho porcentaje. El resultado final son las gráficas cinemáticas y cinéticas que aparecen en el anexo II.

En cada captura dinámica, las secuencias de los datos capturados fueron analizadas de tal manera que se dividió cada ciclo completo de la marcha en 50 valores espaciados de forma uniforme (representando el 100% de un ciclo completo) por medio de la función matemática de interpolación polinomial cuadrática para el ajuste de curvas. Esta normalización temporal implica que cada intervalo o secuencia representa un 2% del ciclo completo. Para cada secuencia de datos se realizaron las siguientes operaciones:

- Se definió el sistema de coordenadas de la pelvis.
- Se calculó el centro articular de la cadera.
- Se definió el sistema de coordenadas del muslo.
- Se definió el sistema de coordenadas de la pierna.
- Se definió el vector uniendo el centro articular del tobillo con un marcador virtual de la posición del pie. La posición exacta del marcador virtual se calculó a partir del vector que unía el centro articular del tobillo con el marcador del antepie (LTOE/RTOE) realizando dos giros ortogonales sobre dicho vector por medio de los ángulos de

Plantarflexión Estática (spf) y Rotación Estática (sfr) que se calcularon en la captura estática del sujeto (Apartado 2.2.3.b.5.; Figura 18).

Una vez procesadas las capturas dinámicas, se observaron visualmente todas las gráficas para observar que no había pérdidas o “artefactos” en las gráficas construidas. De estas capturas hubo que realizar una segunda selección desechando aquellas capturas en las que el programa no fue capaz de calcular las gráficas de forma normal o existía excesivo “ruido” en las mismas presentando curvas anormales o ilegibles.

Con las capturas dinámicas válidas de cada sujeto se realizó una media de todas ellas agrupándolas en una única captura por sujeto. Por medio de este proceso se puede calcular la gráfica media de varios ciclos de la marcha de un mismo sujeto o de varios sujetos diferentes. En el presente estudio y para el análisis de los datos se utilizó la media de las gráficas de todas las capturas dinámicas válidas de cada sujeto (6-7 capturas válidas). Para ello se creó un nuevo archivo en el programa de tipo *.gcd* que agrupaba todos los ciclos de la marcha que presentaban gráficas válidas de cada sujeto en una única gráfica que representa el valor medio de todas ellas. La idea de estudiar la media de los valores es reducir la variabilidad inherente que existe en la realización de acciones de movimiento cíclicas o repetitivas. Se ha demostrado que los sujetos sanos realizan ciclos sucesivos de movimientos rítmicos (como la marcha) de una manera similar pero no idéntica en cada repetición [300]. En otras palabras, se puede decir que no hay dos pasos idénticamente iguales. Esta variabilidad es posiblemente debida a la sobreactividad inherente de los componentes motores que permiten múltiples soluciones de coordinación y movimiento articular para llevar a cabo el mismo control en el desarrollo de la marcha. De esta forma, la variabilidad de los valores espaciotemporales, cinemáticos y cinéticos durante la marcha reflejaría cierta flexibilidad en los patrones de movimiento para controlar movimientos repetitivos como la marcha humana [298], por lo que estudiar la media de diversos ciclos teóricamente reduciría la variabilidad en los patrones de movimiento de la marcha

humana de un mismo sujeto. Este método es aceptado actualmente por la mayoría de los investigadores y laboratorios de análisis de la marcha convirtiéndose en una práctica estándar en la mayoría de estudios.

Una vez que todos los datos fueron procesados se transportaron al programa informático de Microsoft Office Excel para Windows (Microsoft Corp., ®; Redmon, Virginia, USA) por medio de una aplicación del programa Vicon Clinical Manager®. De esta forma, todos los datos gráficos se convirtieron automáticamente en un total de 50 valores cuantitativos espaciados de forma uniforme (Anexo IV y Anexo V) que conforman la gráfica final obtenida. Este proceso de trasladar los datos gráficos a una tabla de datos de Excell se realizó para las variables estáticas y para las variables dinámicas de forma separada.

2.4. Parámetros y variables estudiadas.

Los parámetros y variables estudiadas derivados del análisis de la marcha fueron las siguientes:

- Primer pico del MAER (variable cuantitativa continua), calculado como el valor máximo de la gráfica de los momentos adductores de rodilla en el plano frontal durante el primer 50% de la fase de apoyo.
- Segundo pico del MAER (variable cuantitativa continua), calculado como el valor máximo de la gráfica de los momentos adductores de rodilla en el plano frontal en el segundo 50% de la fase de apoyo.
- Área total del MAER (variable cuantitativa continua), definida como la integral de la curva de la gráfica durante la fase de apoyo de la marcha. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.

- Alineación femorotibial en carga estática (variable cuantitativa continua), definida como la media de los valores cinemáticos del ángulo femorotibial en el plano frontal durante la captura estática.
- Alineación femorotibial en carga dinámica (variable cuantitativa continua), definida como la media de los valores cinemáticos del ángulo femorotibial en el plano frontal durante la fase de apoyo de la captura dinámica. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.
- Momento articular en el plano frontal de la cadera (variable cuantitativa continua), definida como el área de la curva de los momentos articulares de la cadera en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.
- Momento articular en el plano frontal de tobillo (variable cuantitativa continua), definida como el área de la curva de los momentos articulares del tobillo en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.
- Rotación tibial interna (variable cuantitativa continua), definida como el área de la curva cinemática de la rotación tibial interna y externa (plano transversal) durante la fase de apoyo de la marcha. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.
- Ángulo de progresión de la marcha (variable cuantitativa continua). Esta variable se definió como la media de los valores cinemáticos del ángulo de progresión del pie (eje del pie con respecto del laboratorio) durante la fase de apoyo de la captura dinámica. Se desecharon los valores durante la fase de balanceo.
- Momento articular de tobillo en el plano sagital (variable cuantitativa continua), definida como el valor máximo del momento plantarflexor del tobillo durante la fase de apoyo de la marcha.
- Longitud del paso normalizada (variable cuantitativa continua), calculado como la distancia desde el marcador del antepie del miembro de estudio cuando se encuentra en la fase de apoyo y el marcador del antepie del

miembro contralateral cuando se encuentra igualmente en la fase de apoyo dentro del mismo ciclo. Este valor en metros fue normalizado al dividirlo por la altura del individuo.

- Cadencia (variable cuantitativa continua) calculada en pasos por segundo.

Estas variables fueron las variables finales de estudio en cada sujeto que se trasladaron a una base de datos para su posterior análisis estadístico.

2.5. Análisis estadístico.

A pesar de que el estudio se realizó a todos los sujetos en los dos miembros inferiores en todos los sujetos, para el análisis estadístico de los datos se utilizó únicamente un miembro por cada sujeto de estudio, es decir una observación por cada uno de los sujetos participantes en el estudio. Se descartó el uso de los dos miembros para el tratamiento estadístico ya que recientemente este abordaje ha sido criticado por los problemas metodológicos que puede ocasionar [301, 302]. Se eligió, por tanto, para el análisis de los datos de cada individuo el miembro (derecho o izquierdo) que presentaba mayor número de capturas dinámicas válidas. En los casos en los que los miembros derecho e izquierdo presentaban el mismo número de capturas válidas se eligió aleatoriamente el miembro a estudiar (tirando una moneda). Se desecharon los datos de los miembros no elegidos.

El análisis estadístico se realizó mediante el programa de software SPSS 17.0 (SPSS, Chicago, IL). Los resultados fueron expresados como media \pm desviación estándar. Inicialmente, y siguiendo las recomendaciones de Hair y cols. [303] se estudió la normalidad de todas las variables cuantitativas incluidas en el estudio mediante un análisis visual de los histogramas y mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov para comprobar el carácter de normalidad de los datos utilizados (Tabla 10; Figura 24) y se realizó un test de significación mediante la

prueba de t de Student para el análisis de los datos de edad, peso, altura e Índice de Masa Corporal (IMC), así como de todas las variables por sexos y de *Chi cuadrado* para el miembro estudiado por sexos. Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas a un nivel de significación $p \leq 0,05$.

Se realizó una media de la curva del MAER durante la marcha de todos los sujetos. Para la realización de la media se utilizó de cada individuo la gráfica media de las capturas válidas procesadas. Con esa captura media se hizo la media de toda la muestra con una desviación estándar y un intervalo de confianza al 95% para los valores del primer pico, segundo pico y área total del MAER. También se realizó la media de la gráfica para hombres y mujeres con la desviación estándar. Posteriormente se realizó un test de significación mediante la prueba de t de Student del primer pico del MAER, segundo pico del MAER e integral de la curva del MAER por sexos con objeto de valorar la presencia de diferencias de género en dichas variables. La hipótesis nula planteada para el test de significación fue que no existen diferencias en los valores medidos del MAER entre hombres y mujeres y que la diferencia de medias encontrada entre hombres y mujeres en la presente muestra con respecto al primer pico, segundo pico y área total del MAER es simplemente debida al azar. Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas a un nivel de significación $p \leq 0,05$.

Posteriormente se realizó un análisis de regresión múltiple para el primer pico del MAER durante la fase de apoyo de la marcha, el segundo pico del MAER durante la fase de apoyo de la marcha y la integral de la curva del MAER durante la fase de apoyo de la marcha. Cada una de estas tres variables fue elegida como variable dependiente y la regresión múltiple se realizó por separado para cada una de ellas. Se utilizaron las mismas variables independientes o predictivas para cada uno de los tres análisis de regresión que fueron: alineación femorotibial en carga estática, alineación femorotibial en carga dinámica, rotación tibial interna durante la marcha, ángulo de progresión de la marcha, momento articular frontal de cadera, momento articular frontal de tobillo, valor máximo del momento articular de tobillo en el

plano sagital, longitud del paso normalizada del individuo y cadencia la marcha (9 variables independientes). La hipótesis nula planteada fue que no existe ninguna asociación entre las variables independientes y la variable dependiente en los tres modelos planteados (primer pico, segundo pico y área total del MAER)[246].

El modo de selección de las variables fue la selección por pasos (*Stepwise Regression*). Inicialmente se realizó una prueba de correlación de Pearson entre las variables dependientes e independientes y se seleccionó como variable independiente aquella variable que presentaba mayor correlación con la variable dependiente para entrar como primera variable en el modelo, creando así un modelo de regresión simple con dicha variable. A continuación se calculó el coeficiente de correlación parcial con el resto de variables controlado para la variable inicialmente incluida en el análisis. Se eligió la variable independiente que presentaba la correlación más alta en el coeficiente de correlación parcial y se incluyó en el modelo. Se revisaron los valores de la variable incluida y se dejó la variable en el modelo si: 1) el valor p general del modelo (para el valor F general) era menor de 0,05; 2) el valor p individual de la variable (para el valor F parcial) era menor de 0,05; 3) si la variable incluida incrementaba un 2,5% o más el coeficiente de determinación (R^2) del modelo con respecto al modelo anterior. A continuación se revisó la primera variable incluida en el modelo para observar si se habían producido cambios sustanciales en los coeficientes de regresión con objeto de observar interacción. Si el valor p individual de ésta variable era menor de 0,10 (valor p de salida) la primera variable era eliminada del modelo. Y así se continuó el análisis sucesivamente con todas las variables independientes para determinar cuáles debían de ser incluidas en la ecuación. Cada vez que se incluía una nueva variable en el modelo, se examinaba tanto si la nueva variable independiente incluida, así como las variables independientes previamente incluidas debían mantenerse o debían de ser expulsadas del modelo de acuerdo a estos parámetros. [303-305]. Una vez que ya se había estimado el modelo de regresión, se realizaron pruebas para comprobar que no se habían violado las asunciones del modelo de regresión lineal múltiple en el modelo final (normalidad, independencia de error,

homocedasticidad y linealidad de la relación tanto para las variables independientes como para el modelo final). Finalmente, se examinaron todas las observaciones con objeto de valorar si alguna observación podría ser considerada como “influyente”.

Por último se realizó un segundo estudio completo a un total de 3 sujetos pasadas al menos dos semanas desde la realización del primer estudio con objeto de valorar la fiabilidad de los datos. En estos 3 casos los datos que se utilizaron para el estudio original fueron los del primer estudio y los datos del segundo estudio se utilizaron únicamente para las mediciones de fiabilidad de los datos. Para ello se realizó un estudio de los límites de concordancia según Bland y Altman [306-308]. La diferencia entre las dos mediciones para el primer pico, segundo pico y área total del MAER fueron puestas sobre un gráfico con el eje Y señalando las diferencias entre las mediciones y el eje X señalando la media de ambas mediciones y se creó un intervalo de confianza al 95% para las diferencias.

Resultados

Apartado 3

Resultados

3.1. Datos de la Muestra.

Se estudiaron un total de 103 sujetos sanos a los que se les hizo un análisis de la marcha informatizado. De los 103 sujetos iniciales se extrajeron los datos completos de 100 sujetos. En 3 de los sujetos estudiados no pudieron procesarse los datos debido a la mala calidad de los estudios realizados por lo que fueron desechados. La muestra final, por tanto, estuvo compuesta por 100 sujetos que fueron los datos que finalmente se analizaron. Se comprobó que todos los casos presentaban capturas estáticas y dinámicas fiables. La tabla 8 recoge los datos de edad, sexo, peso, altura, índice de masa corporal (IMC), miembro estudiado y número de capturas dinámicas por sexos y para el total de la muestra final.

De los 100 sujetos que se estudiaron 56 eran hombres (56%) y 44 eran mujeres (44%). La edad media de los sujetos estudiados fue de $31,96 \pm 12,19$ años. La edad media de los hombres de la muestra fue de $33,15 \pm 11,51$ años y la edad media de las mujeres de la muestra fue de $30,45 \pm 12,98$ años. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la edad entre los hombres y mujeres de la muestra ($p=0,281$). El peso medio de los sujetos estudiados fue de $69,31 \pm 15,81$ kilogramos (kg) y la altura fue de $169,19 \pm 8,54$ centímetros (cm). El peso medio de los hombres de la muestra fue de $78,78 \pm 12,58$ kg y la altura fue de $173,94 \pm 6,50$ cm. El peso medio de las mujeres de la muestra fue de $57,25 \pm 10,36$ kg y la altura

fue de $163,14 \pm 6,87$ cm. El Índice de Masa Corporal ($IMC = \text{peso} / \text{altura}^2$) de los sujetos de la muestra fue de $24,03 \text{ kg/m}^2$. El IMC de los hombres fue de $25,96 \text{ kg/m}^2$ y el IMC de las mujeres de la muestra fue de $21,56 \text{ kg/m}^2$. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la diferencia de peso, altura e IMC entre los hombres y mujeres de la muestra estudiada ($p < 0,001$).

Se estudiaron un total de 40 miembros derechos (40%) y 60 miembros izquierdos en la muestra (60%). En el grupo de los hombres se estudiaron un total de 26 miembros derechos (46,4%) y 30 miembros izquierdos (53,6%). En el grupo de las mujeres se estudiaron un total de 14 miembros derechos (31,8%) y 30 miembros izquierdos (68,2%). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a las diferencias entre hombres y mujeres del porcentaje de miembros derechos e izquierdos estudiados ($p = 0,139$).

Tabla 8. Datos de la muestra.

	General (n=100)	Hombres (n=56)	Mujeres (n=44)	Diferencia IC 95%	Valor p
Edad	$31,96 \pm 12,19$	$33,15 \pm 11,51$	$30,45 \pm 12,98$	2,70 -2,24 a 7,65	0,281*
Peso	$69,31 \pm 15,81$	$78,78 \pm 12,58$	$57,25 \pm 10,36$	21,52 16,97 a 26,08	<0,001*
Altura	$169,19 \pm 8,54$	$173,94 \pm 6,50$	$163,14 \pm 6,87$	10,8 8,11 a 13,4	<0,001*
IMC	$24,03 \pm 4,25$	$25,96 \pm 3,36$	$21,56 \pm 4,01$	4,40 2,90 a 5,90	<0,001*
Nº Capturas (media)	$6,19 \pm 3,92$	$5,88 \pm 3,42$	$6,59 \pm 2,75$	-0,71 -1,94 a 0,51	0,250*
Miembro					
Derecho	40	26 (46,4%)	14 (31,8%)		0,139**
Izquierdo	60	30 (53,6%)	30 (68,2%)		

*Test t Student; ** Test Chi Cuadrado.

3.2. Valores y Normalidad de las Variables Estudiadas.

La tabla 9 recoge los valores medios totales y por sexos de las variables independientes estudiadas. Por los resultados de los test de significación realizados no parece que ninguna de las variables independientes estuviera influenciada por el género exceptuando el pico del momento en el tobillo en el plano sagital.

Tabla 9. Valores de las variables independientes estudiadas.

	General (n=100)	Hombres (n=56)	Mujeres (n=44)	Diferencia IC 95%	Valor p^*
Alineación Estática	1,92 ± 3,92	1,09 ± 3,8	1,54 ± 4,0	-0,45 -2,04 a 1,13	0,571
Alineación Dinámica	1,87 ± 3,78	2,23 ± 3,8	1,14 ± 3,6	0,82 -0,68 a 2,32	0,280
Momento Frontal Cadera	15,55 ± 3,44	15,15 ± 3,3	16,05 ± 3,6	0,82 -2,28 a 0,48	0,201
Momento Frontal Tobillo	0,35 ± 0,09	0,34 ± 0,02	0,36 ± 0,03	0,02 -0,06 a 0,09	0,464
Rotación Tibial	-12,05 ± 7,59	-11,94 ± 8,0	-12,08 ± 7,4	0,13 -3,21 a 3,49	0,934
Ángulo Fick	-10,36 ± 6,63	-10,29 ± 6,9	-11,12 ± 5,7	-0,71 -1,90 a 3,55	0,549
Momento Sagital Tobillo	1,45 ± 0,29	1,53 ± 0,2	1,35 ± 0,3	0,178 0,06 a 0,29	0,004
Longitud de Paso	0,72 ± 0,07	0,71 ± 0,06	0,73 ± 0,07	-0,02 -0,49 a 0,08	0,161
Cadencia	1,06 ± 0,14	1,07 ± 0,1	1,04 ± 0,1	0,03 -0,25 a 0,08	0,281

*Test *t Student*;

Se estudió el carácter de normalidad de todas las variables cuantitativas (dependientes e independientes) incluidas en el estudio mediante un análisis visual de los gráficos de probabilidad normal y mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. La tabla 10 recoge los resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov en las variables estudiadas de cada sujeto con objeto de observar la normalidad de los datos de la muestra y la figura 24 recoge los gráficos de probabilidad normal de dichas variables. Según los resultados todas las variables cumplieron el criterio de normalidad excepto la variable del pico del momento dorsiflexor de tobillo durante

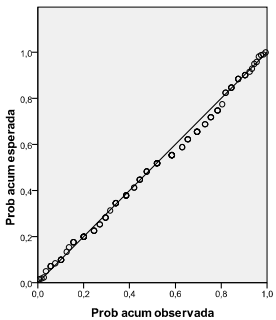
la fase de apoyo que no cumplió los criterios de normalidad como se observa por los gráficos de normalidad y por la prueba de Kolmogorov-Smirnov por lo que esta variable se excluyó del análisis de regresión multivariable, siendo finalmente un total de 8 las variables independientes estudiadas.

Tabla 10. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para las variables estudiadas.

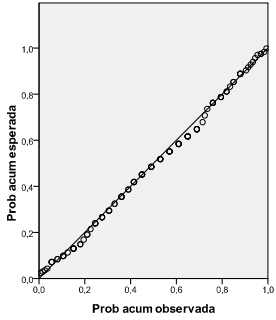
	Z de Kolmogorov-Smirnov	valor p
1º pico MAER	0,663	0,771
2º pico MAER	0,614	0,846
Área Total MAER	0,572	0,899
Alineación Frontal Estática	1,113	0,168
Alineación Frontal Dinámica	0,778	0,580
Momento Frontal Cadera	0,843	0,475
Momento Frontal Tobillo	0,510	0,957
Rotación Tibial	0,710	0,694
Ángulo Fick	0,828	0,500
Momento Sagital Tobillo	1,978	0,001*
Longitud del Paso	1,286	0,073
Cadencia	0,855	0,458

MAER: *Momento Adductor Externo de Rodilla.*

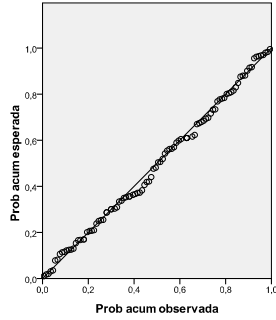
*Valor $p \leq 0,05$



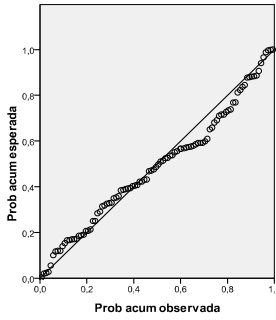
24.1. Primer Pico MAER



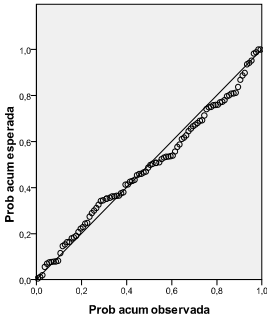
24.2. Segundo Pico MAER



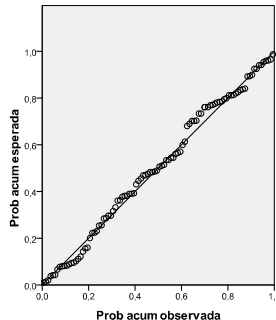
24.3. Área Total MAER



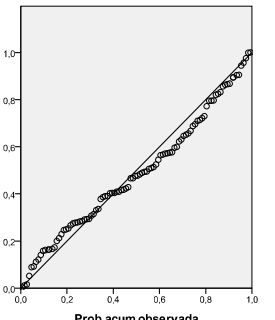
24.4. Alineación frontal Estática.



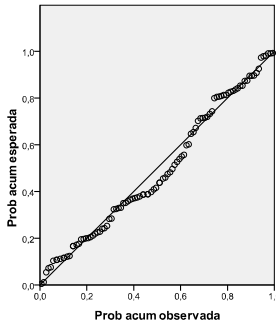
24.5. Alineación frontal Dinámica.



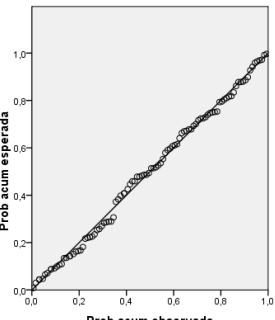
24.6. Rotación Tibial.



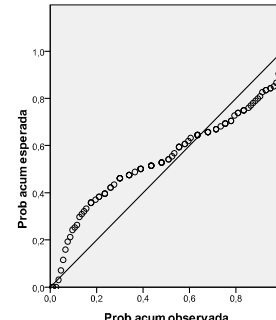
24.7. Ángulo Fick



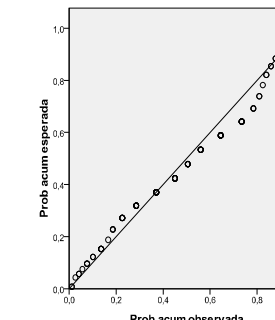
24.8. Momento Frontal Cadera



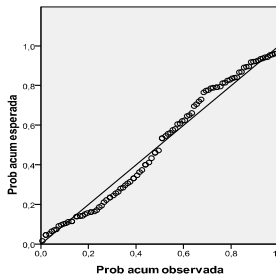
24.9. Momento Frontal Tobillo



24.10. Momento Sagital Tobillo



24.11. Longitud del Paso



24.12. Cadencia

Figura 24. Gráficos de probabilidad normal de las variables dependientes e independientes del estudio.

3.3. Gráfica del MAER.

La figura 25 muestra la gráfica media del MAER para el total de la muestra estudiada. Para calcular dicha gráfica se realizó la gráfica media de toda la muestra del valor del MAER en cada instante del ciclo de la marcha. Ya que en el presente estudio el ciclo de la marcha estaba dividido en 50 intervalos o secuencias, se realizó la media de todos los sujetos de la muestra para los 50 intervalos y se obtuvo la gráfica de la figura 25.

La gráfica mostró una doble curva bien diferenciada con dos picos característicos. El primer pico ocurrió en el 16 % del ciclo de la marcha y el segundo pico ocurrió en el 49% del ciclo de la marcha.

El valor medio del primer pico observado en los sujetos de estudio fue de $0,434 \pm 0,112$ Newtons*metro/Kilogramos (Nm/kg) (IC 95% de 0,412 a 0,457). El coeficiente de variación (CV) del primer pico del MAER fue de 0,25.

El valor medio del segundo pico del MAER observado en los sujetos de estudio fue de $0,314 \pm 0,119$ Nm/kg (IC 95% de 0,290 a 0,338). El coeficiente de variación (CV) del segundo pico del MAER fue de 0,37.

El valor medio de la integral de la curva del MAER observado en los sujetos de estudio fue de $7,311 \pm 2,420$ Nm/kg (IC 95% de 6,83 a 7,79). El coeficiente de variación (CV) del área de la gráfica del MAER fue de 0,33.

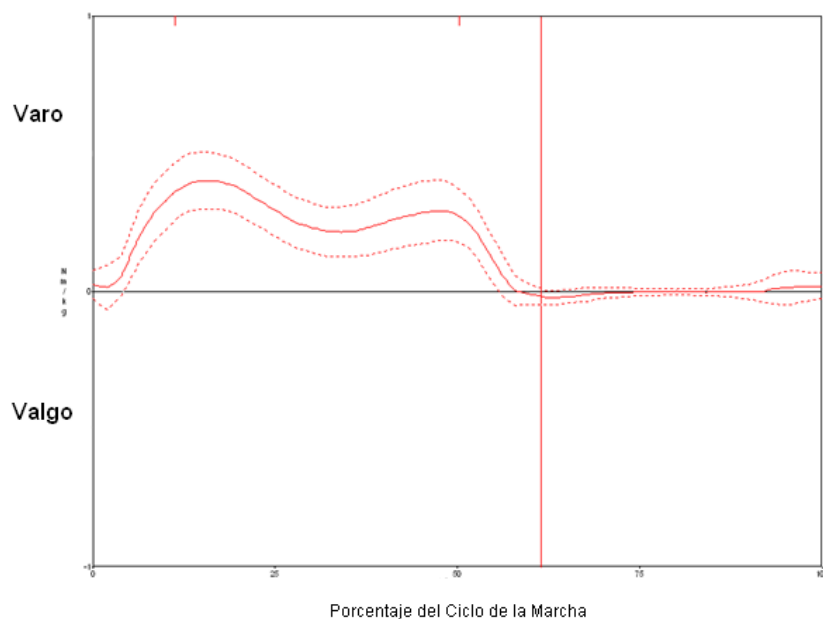


Figura 25. Gráfica del MAER para toda la muestra (n= 100). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de toda la muestra.

La figura 26 muestra la gráfica media del MAER de los hombres de la muestra. La gráfica del MAER de los hombres mostró una forma general muy similar a la gráfica del MAER de toda la población con dos picos bien definidos. El primer pico ocurrió en el 16% del ciclo de la marcha y el 27% de la fase de apoyo. El segundo pico ocurrió en el 49% del ciclo de la marcha y el 83% de la fase de apoyo.

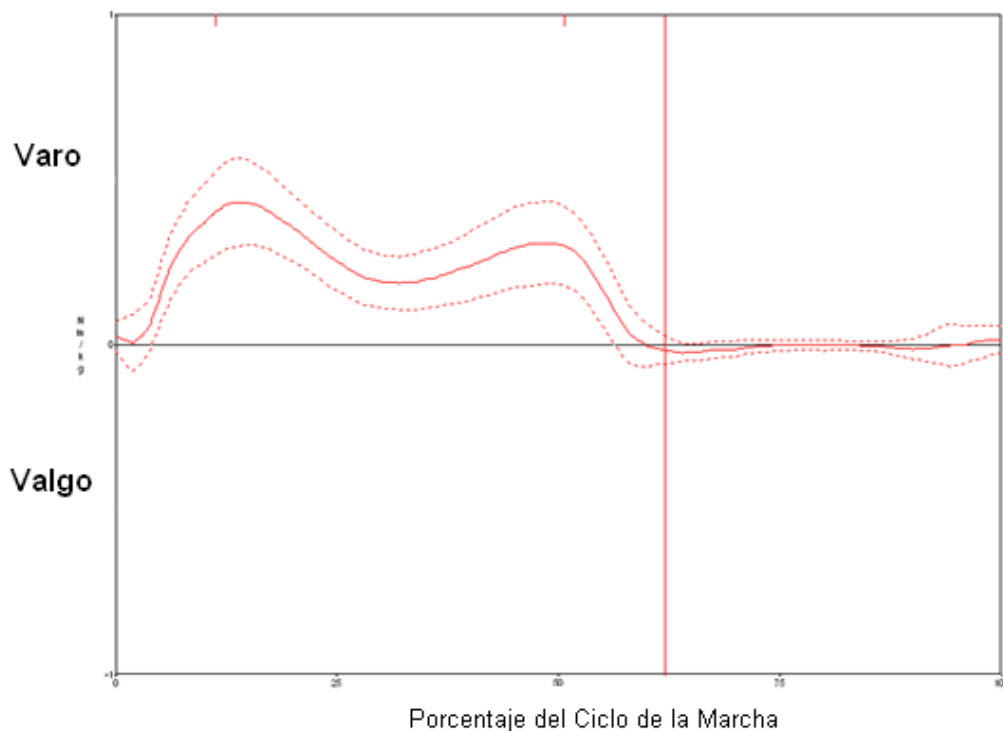


Figura 26. Gráfica del MAER para los hombres de la muestra (n=56). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de los hombres de la muestra.

La figura 27 muestra la gráfica media del MAER de las mujeres de la muestra. La gráfica del MAER de las mujeres mostró una forma general muy similar a la gráfica del MAER de los hombres con dos picos bien definidos. El primer pico ocurrió en el 17% del ciclo de la marcha y el 30% de la fase de apoyo. El segundo pico ocurrió en el 49% del ciclo de la marcha y el 83% de la fase de apoyo al igual que el de los hombres.

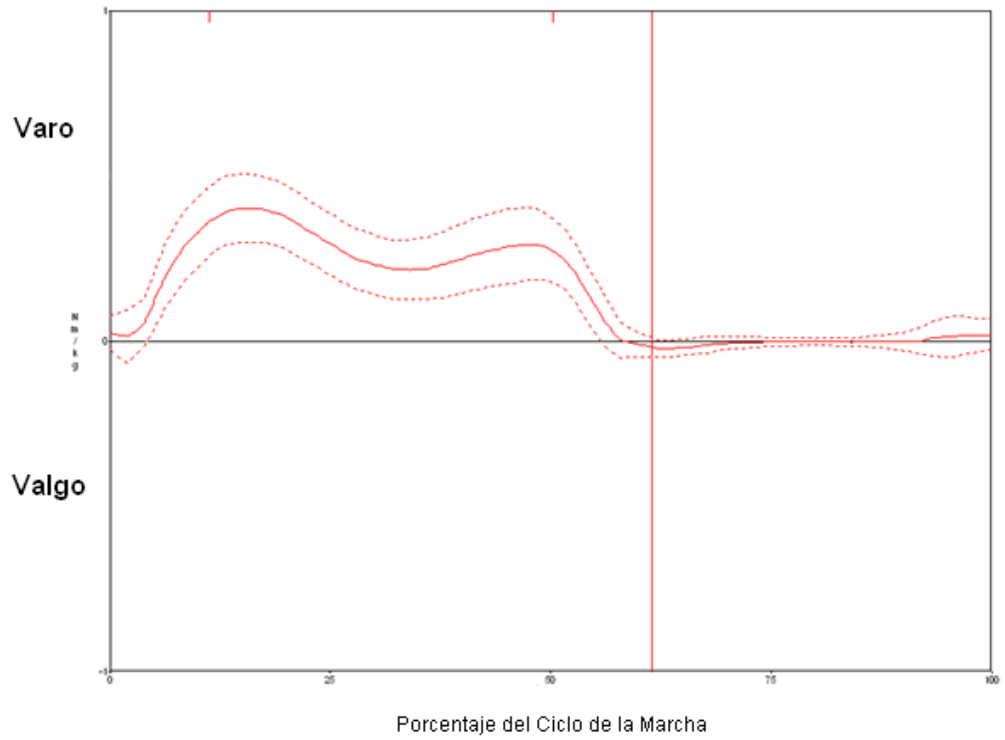


Figura 27. Gráfica del MAER para las mujeres de la muestra (n= 44). La línea discontinua muestra la desviación estándar de los valores medios de las mujeres de la muestra.

3.4. Diferencias de Género en el MAER.

La tabla 11 recoge los valores medios por sexos del primer pico, segundo pico y área total del MAER y los valores del test de significación. El valor medio del primer pico del MAER de los hombres fue de $0,434 \pm 0,128$ Nm/kg (IC 95% de 0,399 a 0,468) y el valor medio del primer pico del MAER de las mujeres fue de $0,435 \pm 0,089$ Nm/kg (IC 95% de 0,408 a 0,462). El valor del test de significación fue de $p = 0,945$ y el intervalo de confianza para la diferencia de medias al 95% fue de -0,046 a 0,043.

El valor medio del segundo pico del MAER de los hombres fue de $0,312 \pm 0,126$ Nm/kg (IC 95% de 0,279 a 0,346) y el valor medio del segundo pico del MAER de las mujeres fue de $0,316 \pm 0,111$ Nm/kg (IC 95% de 0,282 a 0,350). El valor del test de significación fue de $p = 0,883$ y el intervalo de confianza para la diferencia de medias al 95% fue de -0,050 a 0,043.

El valor medio de integral de la curva del MAER de los hombres fue de $7,179 \pm 2,590$ Nm/kg (IC 95% de 6,48 a 7,87) y el valor medio de integral de la curva del MAER de las mujeres fue de $7,479 \pm 2,202$ Nm/kg (IC 95% de 6,81 a 8,14). El valor del test de significación fue de $p = 0,532$ y el intervalo de confianza para la diferencia de medias al 95% fue de -1,252 a 0,65.

Tabla 11. Diferencias de género en el MAER.

	General (n=100)	Hombres (n=56)	Mujeres (n=44)	Diferencia IC 95%	Valor p^*
1º Pico MAER	0,434 ± 0,112	0,434 ± 0,12	0,435 ± 0,08	-0,001 -0,04 a 0,04	0,945
2º Pico MAER	0,314 ± 0,119	0,312 ± 0,12	0,316 ± 0,11	-0,003 -0,05 a 0,04	0,883
Área Total MAER	7,311 ± 2,42	7,179 ± 2,59	7,479 ± 2,20	-0,300 -1,25 a 0,65	0,532

MAER: *Momento Adductor Externo de Rodilla*

*Test *t Student*;

3.5. Modelos de Regresión Múltiple para el MAER.

3.5.1. MODELO PARA EL PRIMER PICO DEL MAER.

La tabla 12 muestra los resultados de la prueba de correlación de Pearson entre la variable del primer pico del MAER y las variables independientes del estudio.

Tabla 12. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas.

	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
1º pico MAER (X1)								
Alineación Estática (X2)	,526 [^]							
Alineación Dinámica (X3)	,438 [^]	,826 [^]						
Rotación Tibial (X4)	-,177	-,098	-,229 [*]					
Ángulo Fick (X5)	-,045	,020	,005	,374 [^]				
Mom Frontal Cadera (X6)	,209 [*]	-,426 [^]	-,460 [^]	-,030	-,043			
Mom Frontal Retropie(X7)	,308 [^]	-,015	,033	-,490 [^]	-,214 [*]	,317 [^]		
Longitud de Paso (X8)	,072	-,056	-,108	,125	,099	,057	-,049	
Cadencia (X9)	,029	-,078	-,021	,284 [^]	,090	,047	-,285 [^]	,283 [^]

MAER: Momento Adductor Externo Rodilla; Mom: Momento

*Valor $p \leq 0,05$; [^]Valor $p \leq 0,01$

Los resultados del modelo final del análisis de regresión múltiple están recogidos en la tabla 13 para el primer pico del MAER. Las variables independientes que finalmente entraron en el modelo de regresión múltiple para el primer pico del MAER fueron la alineación femorotibial en carga estática, el área de la gráfica de los momentos frontales de la articulación de la cadera y el área de la gráfica de los momentos frontales en el complejo retropié-tobillo. El análisis de regresión múltiple mostró que la alineación femorotibial en carga estática explicaba un 27,7% de la variabilidad en el primer pico del MAER ($p < 0,001$), la alineación femorotibial en carga estática junto con los momentos de la cadera en el plano frontal explicaban

un 50,6% de la variabilidad en el primer pico del MAER ($p < 0,001$) y la alineación femorotibial en carga estática junto con los momentos de la cadera y tobillo en el plano frontal explicaban un 53,2% de la variabilidad en el primer pico del MAER ($p < 0,001$). Las variables de alineación femorotibial en dinámica, rotación tibial, ángulo de Fick, longitud del paso y cadencia no consiguieron explicar mayor variabilidad en el primer pico del MAER.

Tabla 13. Análisis de regresión múltiple para el 1º Pico del MAER.

Variable Independiente	Coefficiente de Regresión IC 95%	Valor P parcial	Coefficiente β	R ²	Valor P
<i>Alineación Frontal Estática</i>	0,023 0,018 a 0,028	<0,001	0,727		
<i>Momento Frontal Cadera</i>	0,015 0,010 a 0,021	<0,001	0,464		
<i>Momento Frontal Tobillo</i>	0,014 0,002 a 0,027	0,022	0,173	0,532	<0,001

Variables eliminadas del modelo: Alineación Frontal Dinámica, Rotación Tibial, Ángulo Fick, Longitud Paso y Cadencia.

Se calcularon los estadísticos de Tolerancia y FIV con objeto de valorar la presencia de colinealidad en el modelo. Todos los valores de tolerancia estaban cercanos a 0,9 y del FIV cercanos a 1,2 (Tabla 14).

Tabla 14. Diagnósticos de colinealidad 1º pico MAER.

	Tolerancia	FIV
Alineación Frontal Estática	0,802	1,246
Momento Frontal Cadera	0,792	1,285
Momento Frontal Retropie	0,882	1,134

Posteriormente al análisis de los datos se revisaron las asunciones del modelo de regresión lineal realizado. La figura 28 muestra el gráfico de los residuos basado en la t de Student. Esta gráfica no muestra ninguna pauta no lineal de los residuos lo que asegura que la ecuación considerada es lineal. Igualmente, la figura 29 muestra los gráficos de regresión parcial para cada variable donde se observan que las variables cumplen los criterios de linealidad. Considerando la figura 28 tampoco se observa un aumento o disminución de los residuos indicando homocedasticidad. Finalmente, la figura 30 muestra un gráfico de probabilidad normal de los residuos en la que los valores se sitúan a lo largo de la diagonal sin alejamientos sustanciales o sistemáticos por lo que se considera que representan una distribución normal.

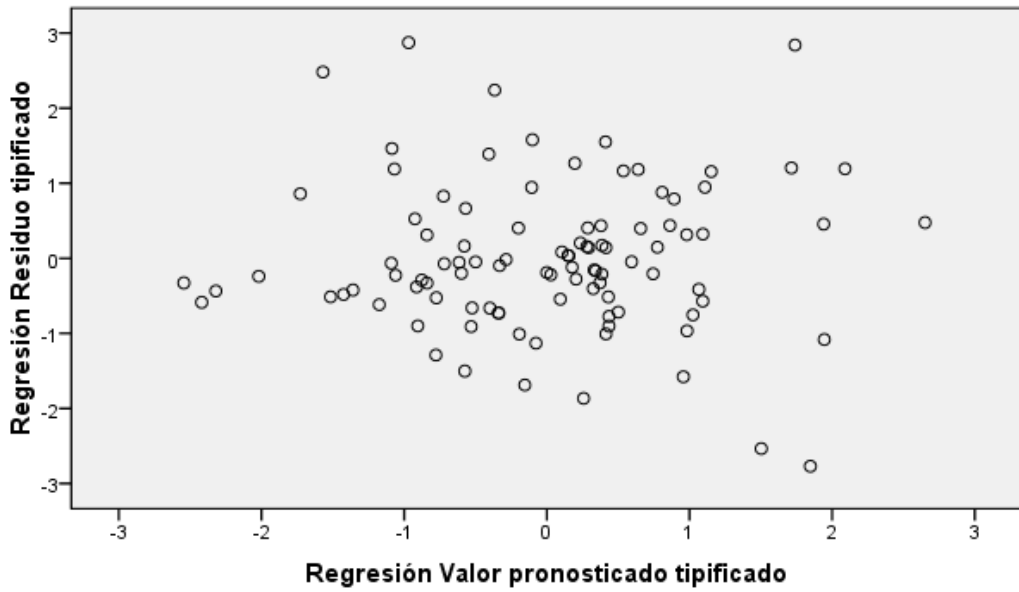


Figura 28. Análisis de los residuos basado en la *t* de Student 1º pico MAER.

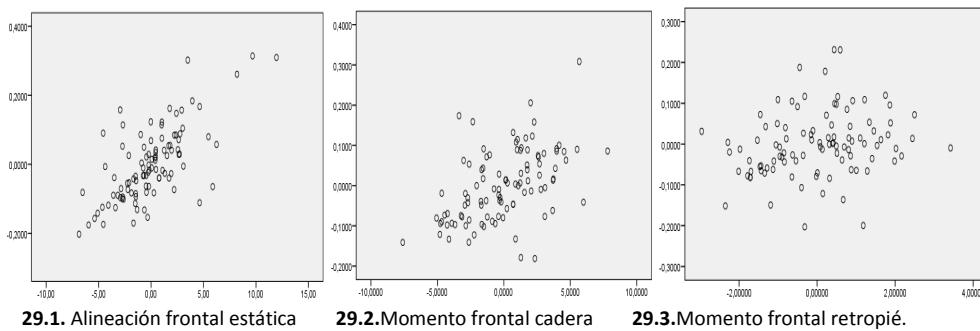


Figura 29. Gráficos de regresión parcial estandarizada 1º pico MAER.

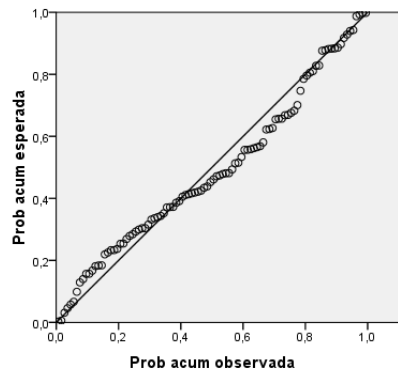


Figura 30. Gráfico de probabilidad normal: residuos estandarizados 1º pico MAER.

3.5.2. MODELO PARA EL SEGUNDO PICO DEL MAER.

La tabla 15 muestra los resultados de la prueba de correlación de Pearson entre la variable segundo pico del MAER y las variables independientes del estudio.

Tabla 15. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas.

	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
2º pico MAER (X1)								
Alineación Estática (X2)	,532 [^]							
Alineación Dinámica (X3)	,412 [^]	,826 [^]						
Rotación Tibial (X4)	,256 [^]	-,098	-,229 [*]					
Ángulo Fick (X5)	,258 [^]	,020	,005	,374 [^]				
Mom Frontal Cadera (X6)	,106	-,426 [^]	-,460 [^]	-,030	-,043			
Mom Frontal Retropie(X7)	,122	-,015	,033	-,490 [^]	-,214 [*]	,317 [^]		
Longitud de Paso (X8)	,046	-,056	-,108	,125	,099	,057	-,049	
Cadencia (X9)	-,075	-,078	-,021	,284 [^]	,090	,047	-,285 [^]	,283 [^]

MAER: *Momento Adductor Externo Rodilla*; Mom: *Momento*

*Valor $p \leq 0,05$; [^]Valor $p \leq 0,01$

Los resultados del modelo final del análisis de regresión múltiple están recogidos en la tabla 16 para el segundo pico del MAER. Las variables independientes que finalmente entraron en el modelo de regresión múltiple para el segundo pico del MAER fueron la alineación femorotibial en carga estática, el área de la gráfica de los momentos frontales de la articulación de la cadera y la rotación tibial durante la fase de apoyo. El análisis de regresión múltiple mostró que la alineación femorotibial en carga estática explicaba un 28,3% de la variabilidad en el segundo pico del MAER ($p < 0,001$), la alineación femorotibial en carga estática junto con los momentos de la cadera en el plano frontal explicaban un 41,8% de la variabilidad en el segundo pico del MAER ($p < 0,001$) y la alineación femorotibial en carga

estática junto con los momentos de la cadera y la rotación tibial durante la fase de apoyo explicaban un 54,1% de la variabilidad en el segundo pico del MAER ($p < 0,001$). Las variables de alineación femorotibial en dinámica, ángulo de Fick, momento del retropié en el plano frontal, longitud del paso y cadencia no consiguieron explicar más variabilidad en el segundo pico del MAER.

Tabla 16. Análisis de regresión múltiple para el 2º Pico del MAER.

Variable Independiente	Coefficiente de Regresión IC 95%	Valor P	Coefficiente β	R ²	Valor P
Alineación Frontal Estática	0,025 0,020 a 0,030	<0,001	0,753		
Momento Frontal Cadera	0,015 0,010 a 0,020	<0,001	0,438		
Rotación Tibial	0,004 0,0008 a 0,007	<0,001	0,352	0,541	<0,001

Variables excluidas del modelo: Alineación dinámica, momento frontal retropie, ángulo Fick, longitud paso y cadencia.

Se calcularon los estadísticos de Tolerancia y FIV con objeto de valorar la presencia de colinealidad en el modelo. Todos los valores de tolerancia estaban cercanos a 0,9 y del FIV cercanos a 1,2 (Tabla 17).

Tabla 17. Diagnósticos de colinealidad 2º pico MAER.

	Tolerancia	FIV
Alineación Frontal Estática	0,806	1,241
Momento Frontal Cadera	0,813	1,230
Rotación Tibial	0,984	1,016

Posteriormente al análisis de los datos se revisaron las asunciones del modelo de regresión lineal realizado. La figura 31 muestra los gráficos de los residuos basado en la t de Student. Al igual que en el primer pico de MAER esta gráfica no muestra ninguna pauta no lineal de los residuos lo que asegura que la ecuación considerada es lineal. Igualmente, la figura 32 muestra los gráficos de regresión parcial para cada variable donde se observan que las variables cumplen los criterios de linealidad. Considerando la figura 31 tampoco se observa un aumento o disminución de los residuos indicando homocedasticidad. Finalmente, la figura 33 muestra un gráfico de probabilidad normal de los residuos en la que los valores se sitúan a lo largo de la diagonal sin alejamientos sustanciales o sistemáticos por lo que se considera que representan una distribución normal.

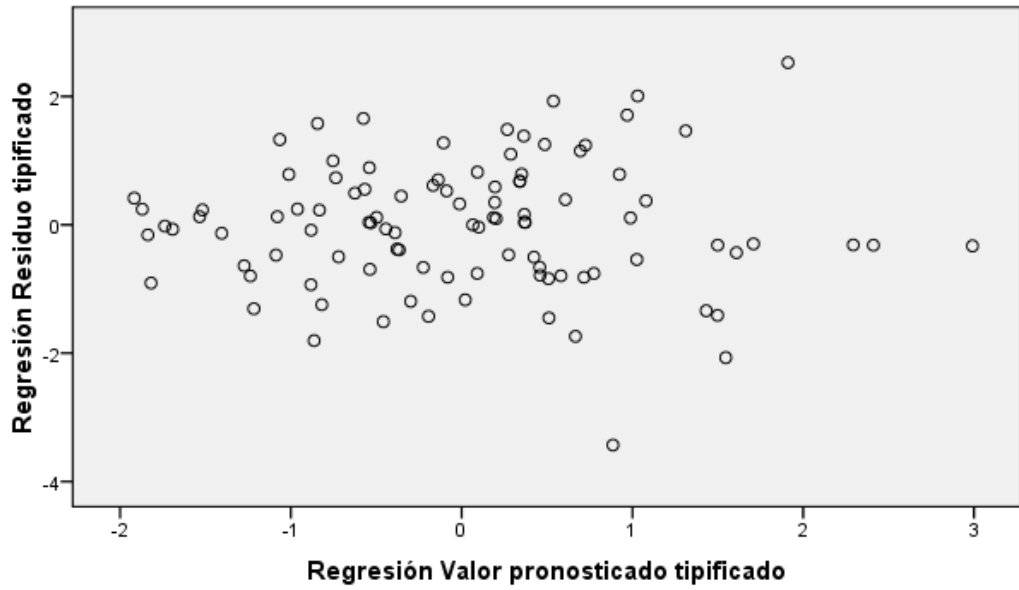


Figura 31. Análisis de los residuos basado en la *t* de Student 2º pico MAER.

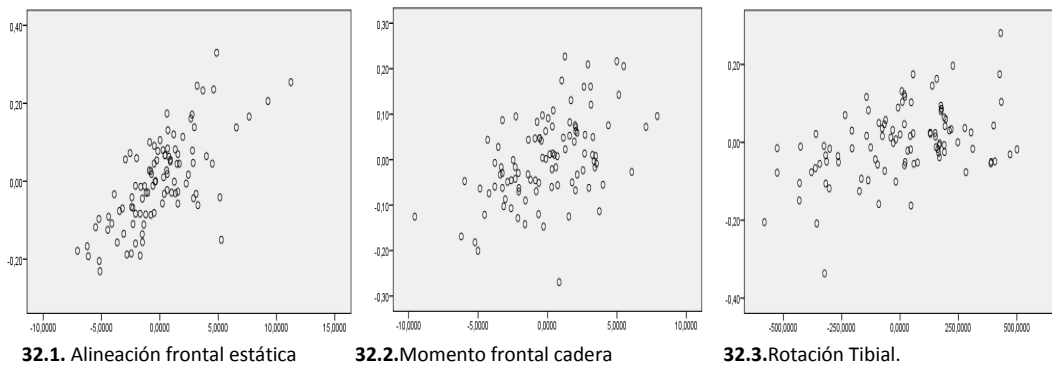


Figura 32. Gráficos de regresión parcial estandarizada 2º pico MAER.

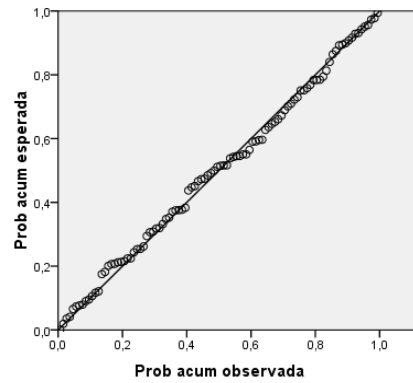


Figura 33. Gráfico de probabilidad normal: residuos estandarizados 2º pico MAER.

3.5.3. MODELO PARA EL ÁREA TOTAL DEL MAER.

La tabla 18 muestra los resultados de la prueba de correlación de Pearson entre la variable área total del MAER y las variables independientes del estudio.

Tabla 18. Coeficientes de correlación de Pearson para las variables estudiadas.

	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
Área MAER (X1)								
Alineación Estática (X2)	,562 [^]							
Alineación Dinámica (X3)	,431 [^]	,826 [^]						
Rotación Tibial (X4)	,071 [^]	-,098	-,229 [*]					
Ángulo Fick (X5)	,093 [^]	,020	,005	,374 [^]				
Mom Frontal Cadera (X6)	,267 [^]	-,426 [^]	-,460 [^]	-,030	-,043			
Mom Frontal Retropie(X7)	,250 [*]	-,015	,033	-,490 [^]	-,214 [*]	,317 [^]		
Longitud de Paso (X8)	-,072	-,056	-,108	,125	,099	,057	-,049	
Cadencia (X9)	-,113	-,078	-,021	,284 [^]	,090	,047	-,285 [^]	,283 [^]

MAER: Momento Adductor Externo Rodilla; **Mom:** Momento

*Valor $p \leq 0,05$; [^]Valor $p \leq 0,01$

Los resultados del modelo final del análisis de regresión múltiple están recogidos en la tabla 19 para el área total del MAER. Las variables independientes que finalmente entraron en el modelo de regresión múltiple para el área del MAER fueron la alineación femorotibial en carga estática, el área de la gráfica de los momentos frontales de la articulación de la cadera y la rotación tibial durante la fase de apoyo. El análisis de regresión múltiple mostró que la alineación femorotibial en carga estática explicaba un 31,6% de la variabilidad en el área del MAER ($p < 0,001$), la alineación femorotibial en carga estática junto con el área de los momentos de la cadera en el plano frontal explicaban un 63,0% de la variabilidad en el área del MAER ($p < 0,001$) y la alineación femorotibial en carga estática junto con el área de los momentos de la cadera en el plano frontal y la

rotación tibial durante la fase de apoyo explicaban un 66,0% de la variabilidad en el área del MAER ($p < 0,001$). Las variables de alineación femorotibial en dinámica, ángulo de Fick, momento del retropié en el plano frontal, longitud del paso y cadencia no consiguieron explicar más variabilidad en el área total del MAER.

Tabla 19. Análisis de regresión múltiple para el área total del MAER.

Variable Independiente	Coefficiente de Regresión IC 95%	Valor P	Coefficiente β	R ²	Valor P
Alineación MI Estática	0,572 0,484 a 0,661	<0,001	0,850		
Momento Frontal Cadera	0,446 0,354 a 0,538	<0,001	0,635		
Rotación Tibial	0,002 0,001 a 0,003	0,005	0,174	0,660	<0,001

Variables excluidas del modelo: Alineación dinámica, momento frontal del retropie, ángulo Fick, longitud paso y cadencia.

Se calcularon los estadísticos de Tolerancia y FIV con objeto de valorar la presencia de colinealidad en el modelo. Todos los valores de tolerancia estaban cercanos a 0,9 y del FIV cercanos a 1,2 (Tabla 20).

Tabla 20. Diagnósticos de colinealidad área del MAER.

	Tolerancia	FIV
Alineación Frontal Estática	0,806	1,241
Momento Frontal Cadera	0,813	1,230
Rotación Tibial	0,984	1,016

Posteriormente al análisis de los datos se revisaron las asunciones del modelo de regresión lineal realizado. La figura 34 muestra el gráfico de los residuos basado en la t de Student. Al igual que en el primer pico y segundo pico del MAER esta gráfica no muestra ninguna pauta no lineal de los residuos lo que asegura que la ecuación considerada es lineal. Igualmente, la figura 35 muestra los gráficos de regresión parcial para cada variable donde se puede observar que las variables cumplen los criterios de linealidad. Considerando la figura 34 tampoco se observa un aumento o disminución de los residuos indicando homocedasticidad. Finalmente, la figura 36 muestra un gráfico de probabilidad normal de los residuos en la que los valores se sitúan a lo largo de la diagonal sin alejamientos sustanciales o sistemáticos por lo que se considera que representan una distribución normal.

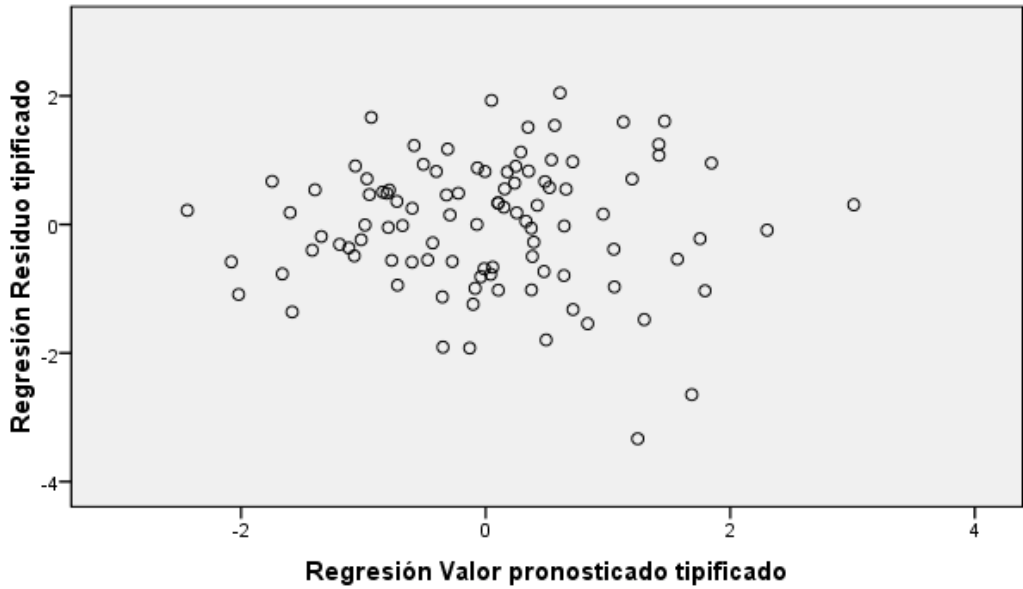


Figura 34. Análisis de los residuos basado en la *t* de Student área MAER.

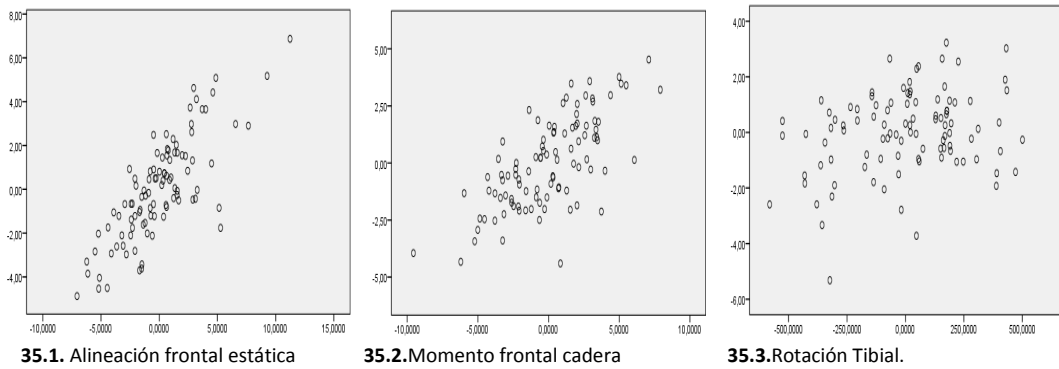


Figura 35. Gráficos de regresión parcial estandarizada área MAER.

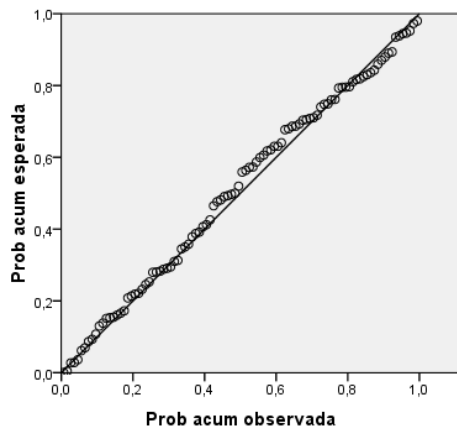


Figura 36. Gráfico de probabilidad normal: residuos estandarizados área MAER.

3.6. Fiabilidad de los datos.

Las figuras 37, 38 y 39 muestran las tres gráficas de los límites de concordancia para el primer pico, segundo pico y área total del MAER. Para el primer pico del MAER, la diferencia entre las dos mediciones de los 3 sujetos fue 0,00 con una desviación estándar multiplicada por 1,96 que iba de -0,05 a 0,05. Para el segundo pico del MAER, la diferencia entre las dos mediciones de los 3 sujetos fue -0,01 con una desviación estándar multiplicada por 1,96 que iba de -0,20 a 0,19. Para el área total del MAER, la diferencia entre las dos mediciones de los 3 sujetos fue -0,04 con una desviación estándar multiplicada por 1,96 que iba de 2,6 a -3,4.

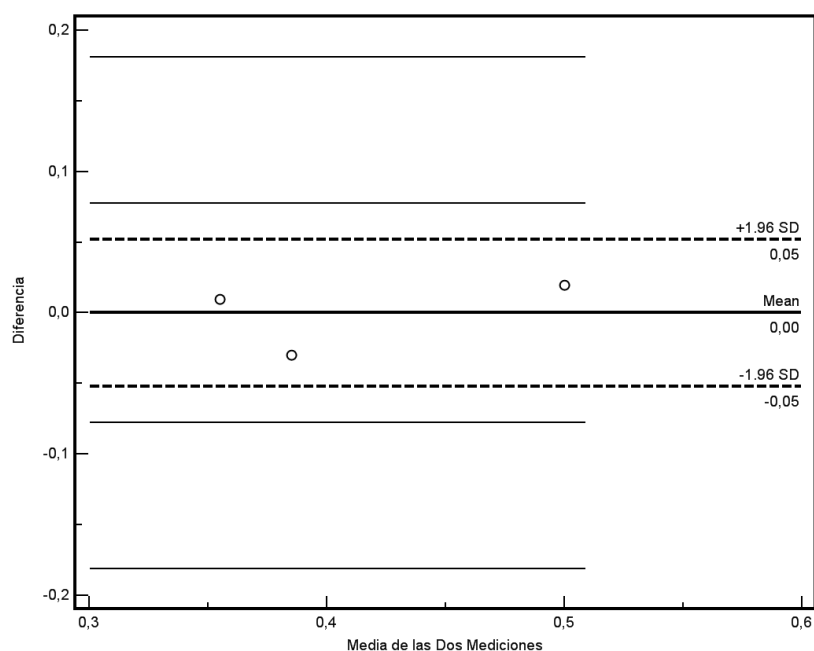


Figura 37. Gráfico de los límites de concordancia para el 1º pico del MAER.

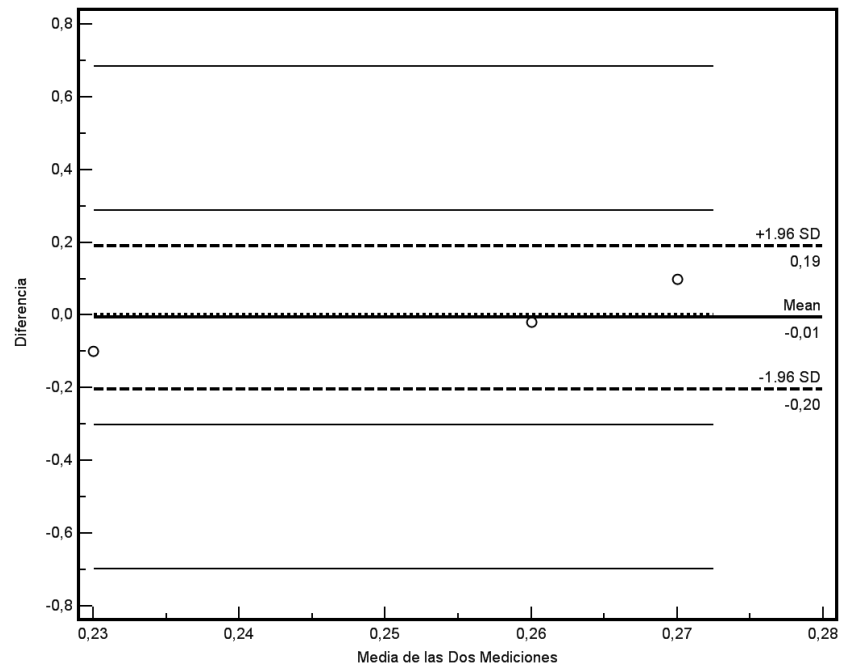


Figura 38. Gráfico de los límites de concordancia para el 2º pico del MAER.

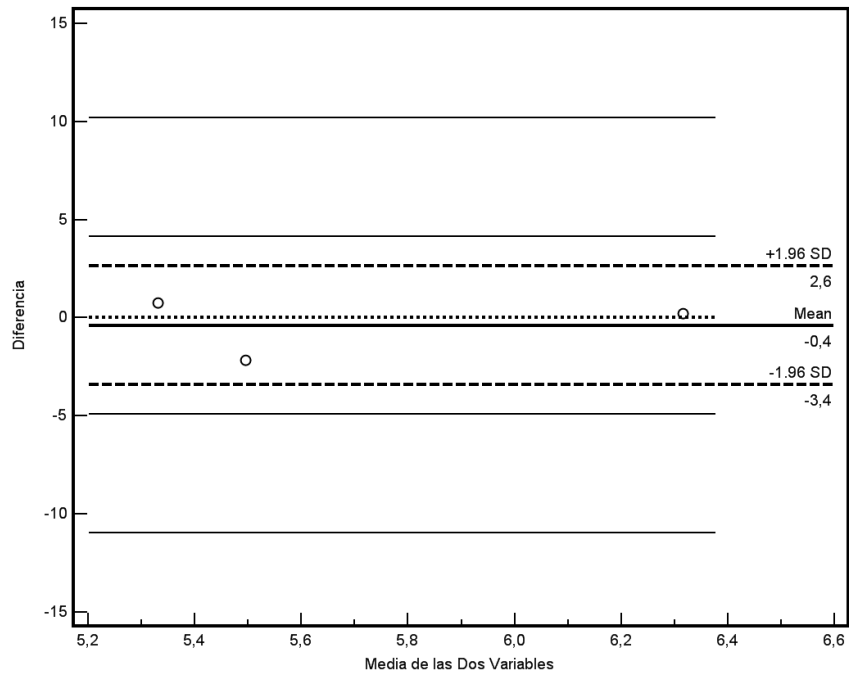


Figura 39. Gráfico de los límites de concordancia para el área total del MAER.

Discusión

Apartado 4

Discusión

4.1. El MAER en la Población Española.

El presente estudio aporta datos válidos sobre el valor de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal para la población española asintomática. Hasta la fecha no existen, bajo nuestro conocimiento, datos de una muestra representativa que aporte valores fiables sobre la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal en la población española. Los datos aquí obtenidos pueden ser entendidos como una descripción inicial que pueda servir como base para posteriores estudios sobre las cargas articulares en la articulación de la rodilla en la población española.

En el presente estudio se ha encontrado una forma general de la gráfica (Figura 25) de los momentos de la rodilla en el plano frontal muy similar a la reportada en otros estudios [67, 80, 81, 122, 145, 148, 149, 227, 234, 238, 241]. Esta forma general hace referencia a una gráfica con un primer pico que se produce entre el 15–20% del ciclo de la marcha y un segundo pico de menor magnitud que ocurre durante el 45-50% del ciclo de la marcha. Ambos picos están separados por una depresión en la gráfica que corresponde con una disminución del MAER durante la fase de apoyo medio. Los coeficientes de variación para el primer y segundo pico del MAER fueron de 0,25 y 0,37 respectivamente lo cual muestra una variabilidad no muy grande dentro de la muestra estudiada para los valores máximos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal. No obstante, la variabilidad o

dispersión del segundo pico del MAER fue mayor entre los sujetos de estudio que la del primer pico del MAER como viene reflejado por el coeficientes de variación y la desviación estándar en la curva del segundo pico del MAER. En algunos casos el segundo pico no estaba claramente definido sino que se mantenía como una continuación descendente del primer pico. Este dato es compatible con otros estudios que han mostrado mayor variabilidad del segundo pico del MAER en comparación con el primero [145, 234]. De hecho, Hurwitz y cols. [146] reportaron que un 52% de los pacientes con OA de rodilla y un 29% de los controles no tenían un segundo pico del MAER fácilmente indentificable.

Los intervalos de confianza (95%) en el presente estudio fueron de 0,412 a 0,457 para el primer pico del MAER y de 0,290 a 0,338 para el segundo pico del MAER. Estos intervalos de confianza nos dan una idea bastante precisa de los valores que alcanza el primer pico y segundo pico del MAER durante la deambulación en la población española. No obstante, la comparación con otros estudios de estos datos es bastante más complicada ya que el proceso de normalización de los momentos articulares es muy diferente en la literatura como se comentará posteriormente. Los estudios que han utilizado un sistema de normalización de los momentos igual que el nuestro (normalización en base al peso corporal) han encontrado valores más o menos cercanos en la población sana para el primer pico del MAER. Rutherford y cols. [186] y Weidow y cols. [187] refirieron valores para el primer pico del MAER levemente superiores (0,49 y 0,46 Nm/kg respectivamente) a los encontrados en el presente estudio, mientras que Lynn y cols. [177, 239] y Gök y cols. [174] encontraron valores levemente inferiores (0,36 y 0,39 Nm/kg respectivamente) a los encontrados en el presente estudio. Lynn y cols. [188] establecieron posteriormente un rango de 0,35 a 0,45 en el que se encontraba la mayor parte de los casos sanos estudiados en dicho trabajo. A pesar de que estas referencias no son exactamente iguales a los datos encontrados en el presente estudio, los datos obtenidos se encuentran en un rango muy aceptable con respecto a los estudios que utilizaron el mismo sistema de normalización por lo que podríamos entender que estos datos son perfectamente asumibles como referencia para el MAER en la población española

sana y perfectamente válidos para usarse en comparaciones con estudios posteriores.

Foroughi y cols. [227] realizaron una revisión sistemática sobre los momentos de la rodilla en el plano frontal en la literatura concluyendo que existe gran variabilidad de la gráfica del MAER con respecto a la expresión de los momentos (internos o externos), a la magnitud medida (primer pico, segundo pico, valor en apoyo medio o área total) y a las unidades en las que se expresa por el proceso de normalización de los datos. A pesar de todos estos factores, la forma general de la gráfica es muy similar en todos los estudios mostrando una doble curva prácticamente idéntica a la gráfica obtenida en el presente estudio con un primer pico durante el primer 20% del ciclo de la marcha y un segundo pico algo menos pronunciado en la fase final del apoyo medio (aproximadamente 50% del ciclo completo de la marcha). Por los resultados podemos imaginar que los datos del presente estudio son perfectamente compatibles con los datos de otros estudios en cuanto a la forma general de la gráfica de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal.

La inspección visual de las gráficas del MAER para los hombres y mujeres del presente estudio (Figuras 26 y 27) mostró una forma general de las gráficas prácticamente idéntica en la que no se aprecian diferencias notables. Esta observación fue posteriormente refrendada por el test de significación para el primer pico, segundo pico y área total del MAER por sexos.

4.2. Diferencias de Género en el MAER.

Se realizó un test de significación de los momentos aductores de rodilla por sexos. Esta comparación se realizó para las variables del primer pico del MAER, segundo pico del MAER y área total de la curva del MAER. Los resultados mostraron pequeñas diferencias entre las medias con un leve aumento tanto en el primer pico,

segundo pico y área total en las mujeres con respecto a los hombres. Sin embargo, los resultados de los test de significación realizados y los intervalos de confianza obtenidos (Tabla 11) hacen que no sea posible rechazar la hipótesis nula, por lo que no se puede descartar que las diferencias obtenidas en el presente estudio entre hombres y mujeres en los valores del MAER no sean debidas únicamente al azar. Estos datos son similares a los de Kerrigan y cols. [232] en los que tampoco se observaron diferencias entre sexos en el MAER, aunque el único valor estudiado en dicho estudio fue el pico máximo del MAER.

Como ya se ha comentado en la introducción del presente trabajo los estudios longitudinales sobre la incidencia de OA de rodilla en población sana han mostrado que el sexo femenino podría ser un factor de riesgo para el desarrollo de OA de rodilla [14, 56, 57]. Por su parte estudios epidemiológicos realizados en EEUU [13, 23, 25, 26, 56], China [29, 158], Finlandia [57] y España [5, 35] han mostrado una mayor incidencia de la OA de rodilla en mujeres que en hombres. En España concretamente ese riesgo está fijado en 2,14 ([IC 95%] 1,41 a 3,26) [1, 5]. La idea de realizar esta comparación de los MAER entre hombres y mujeres se basaba en la hipótesis de que quizás estas diferencias de género pudieran ser explicadas por diferencias en la carga articular de la rodilla durante la deambulación entre hombres y mujeres. Sin embargo, en el presente trabajo no se han encontrado diferencias entre hombres y mujeres respecto a los tres valores medidos del MAER, por lo que con los datos obtenidos en el presente estudio no podemos apoyar la teoría de que existan diferencias mecánicas en los momentos adductores de la rodilla entre hombres y mujeres y eso sea el motivo que explique la mayor prevalencia e incidencia de OA medial de rodilla en mujeres. A pesar de que existen estudios que han encontrado diferencias de género en determinados valores de la marcha [229-231], como en los momentos de la articulación de la cadera en el plano frontal mostrando un mayor momento adductor interno en las mujeres que en los hombres [230, 257], esas diferencias puede que no sean igualmente aplicables a los momentos de la rodilla en el plano frontal. Por los resultados obtenidos, es posible que las diferencias halladas en los estudios epidemiológicos sobre la OA de rodilla

puedan ser debidas a otros factores no relacionados con las diferencias de carga articular en la rodilla durante la marcha entre hombres y mujeres como pueden ser factores hormonales o de otro tipo. [309-311].

No obstante, merece la pena señalar que los resultados del estudio hacen referencia a diferencias intrínsecas de género en la carga articular de la rodilla. Este estudio no hace referencia a factores externos como los derivados del calzado. Se ha demostrado que el uso de tacón elevado, frecuente en el sexo femenino, aumenta los MAER ya que su uso produce un mayor brazo de palanca de las fuerzas reactivas del suelo sobre la articulación [217, 312, 313]. Este factor no debe de olvidarse en el comportamiento mecánico del miembro inferior ya que actualmente la marcha humana siempre se realiza con calzado y éste supone un factor externo a tener en cuenta. A pesar de que en el presente estudio no hemos encontrado diferencias entre sexos con respecto al MAER sin calzado, serían interesantes más estudios que exploren este aspecto con el calzado rutinario de hombres y mujeres aportando información sobre los factores externos que influyen en los procesos mecánicos de la marcha humana lo que daría datos más realistas en este sentido.

4.3. Determinantes Mecánicos de los MAER.

Se realizó un análisis de regresión múltiple con objeto de seleccionar los posibles determinantes del primer pico, segundo pico y área total del MAER. Esta prueba estadística posee múltiples aplicaciones aunque se pueden englobar en dos grandes clases: predicción de la variable dependiente (MAER) y/o explicación de la variable dependiente (MAER). En este caso el análisis de regresión múltiple se utilizó principalmente para realizar una explicación del MAER. Mediante esta técnica las variables son estudiadas en dos aspectos principales: la contribución conjunta de las variables independientes con respecto a la variable dependiente y la importancia relativa de las variables independientes con respecto a la variable

dependiente [303, 314]. Los factores mecánicos fueron, por tanto, estudiados en términos de su contribución conjunta e individual con respecto al primer pico, segundo pico y área total del MAER. La prueba de regresión múltiple supone una forma de valorar objetivamente la relación en cuanto a magnitud y dirección (positiva o negativa) de las variables independientes con la variable dependiente. El carácter múltiple del análisis diferencia esta prueba de otras pruebas que estudian la relación de forma univariante dando una medición simultánea y agrupada de todas las variables independientes [303].

Para la realización de esta prueba en las tres variables dependientes seleccionadas (primer pico, segundo pico y área total del MAER) se aplicó el principio de parsimonia por el que se trató de explicar el mayor porcentaje de variabilidad de las tres variables dependientes utilizando el menor número de variables independientes [303]. El objetivo fue encontrar la ecuación con el menor número de variables que explicara un porcentaje de variabilidad de la variable dependiente que fuera comparable al porcentaje explicado al introducir todas las variables en la ecuación.

4.3.1. DETERMINANTES DEL PRIMER PICO DEL MAER.

Los factores mecánicos implicados en el primer pico del MAER fueron la alineación femorotibial frontal en carga estática, los momentos articulares de la cadera en el plano frontal y los momentos articulares del complejo tobillo-retropie en el plano frontal. La unión de estas tres variables consiguió explicar un 53,2% de la variabilidad del primer pico del MAER. El valor p para la F parcial fue menor de 0,001 para la alineación femorotibial en carga estática y para los momentos de la articulación de la cadera en el plano frontal y tuvo un valor de 0,022 para los momentos del complejo tobillo-retropie en el plano frontal lo que hace muy poco probable que estos resultados sean debidos al azar o que el valor de sus coeficientes de regresión sea igual a cero. La idea del test de significación para los coeficientes

de regresión consiste en observar la probabilidad de encontrar un valor igual o mayor del coeficiente obtenido en un número determinado de muestras cuando el coeficiente debería ser igual a cero [303, 315]. En el modelo de regresión del primer pico del MAER esa probabilidad es de 1 muestra de cada 1000 muestras para la alineación femorotibial en estática y los momentos articulares de la cadera en el plano frontal y de 22 muestras de cada 1000, para los momentos articulares del retropié en el plano frontal, lo cual supone una fuerte evidencia de que los coeficientes de regresión para esas variables son diferentes de cero, especialmente para las dos primeras variables. Estos resultados hacen pensar que estas tres variables influyen sobre el primer pico del MAER de forma significativa. Igualmente, el valor p para la F total del modelo fue menor de 0,001 lo que nos permite rechazar la hipótesis nula que descarta la interacción entre el primer pico del MAER y las variables independientes. Podemos asegurar que estos resultados es muy poco probable que sean debidos al azar ya que únicamente en 1 de cada 1000 estudios encontraríamos unos resultados iguales de explicación de la variabilidad del primer pico del MAER en el caso de que la hipótesis nula fuera cierta.

De estos tres factores finales del modelo, el valor que consiguió explicar mayor variabilidad del primer pico del MAER fue la angulación femorotibial frontal en estática que fue el valor más importante de las tres variables como viene reflejado en los coeficientes estandarizados (coeficiente β) y en los coeficientes de correlación bivariados de Pearson. La alineación femorotibial frontal en carga estática presentó el mayor índice de correlación de Pearson ($r=0,526$; $p<0,001$) por delante de la alineación femorotibial en carga dinámica ($r=0,438$; $p<0,001$). Esta fue la primera variable incluida en el modelo de regresión explicando un 27,7% de la variabilidad en el primer pico del MAER. La segunda variable fueron los momentos adductores de cadera en el plano frontal aumentando un 13,1% al porcentaje de variabilidad explicado por la alineación femorotibial en carga estática y la tercera variable incluida fueron los momentos del complejo tobillo-retropie en el plano frontal aumentando un 2,6% el porcentaje de variabilidad explicado por las

dos variables anteriores. La importancia relativa de estas 3 variables sobre el primer pico del MAER queda igualmente reflejada en la figura 29 donde se observa el gráfico de regresión parcial para cada variable independiente de la ecuación. Las relaciones del ángulo femorotibial en carga estática y de los momentos frontales de cadera con el primer pico del MAER están muy bien definidas apareciendo efectos fuertes y significativos en la ecuación de regresión. La variable de los momentos frontales del tobillo-retropie durante la marcha está menos definida, tanto en la pendiente como en la distribución de los puntos, lo que explica su menor efecto sobre el primer pico del MAER (evidenciado por un menor coeficiente estandarizado).

Posteriormente a insertar estas tres variables no se encontraron más variables en los coeficientes de correlación parcial susceptibles de entrar en el modelo mejorándolo. Las variables independientes que quedaron excluidas del modelo fueron, por tanto, la alineación frontal femorotibial en dinámica, la rotación tibial durante la marcha, en ángulo de Fick, la longitud del paso y la cadencia de la marcha.

En la literatura, los estudios sobre los posibles determinantes del primer pico del MAER en carga presentan resultados algo confusos. Barrios y cols. [316] sobre pacientes sanos y Hunt y cols. [145] sobre pacientes con OA medial de rodilla consiguieron explicar ambos un 53% de la variabilidad del primer pico del MAER lo que es totalmente coincidente con los datos del presente estudio ($R^2=0,532$) mientras que Hurwitz y cols. [146] explicaron un mayor porcentaje (63%) de la variabilidad del primer pico del momento adductor en pacientes con OA del compartimento medial. No obstante, las variables utilizadas en sus modelos fueron diferentes a los del presente modelo. La única variable independiente del modelo final de este estudio en común con el resto de estudios fue la alineación femorotibial en carga estática que al igual que en los otros estudios es la variable que explica mayor grado de variabilidad del primer pico del MAER. Tanto en pacientes sanos como en enfermos, la variabilidad explicada por la alineación femorotibial ha sido mucho menor en el presente estudio que en el de Hurwitz y

cols. ($R^2=0,532$) [146] y Barrios y cols. ($R^2=0,467$) [316] y más parecida a la descrita por Hunt en pacientes con OA ($R^2=0,25$) [145]. Nuestros datos muestran una asociación entre la angulación femorotibial y el primer pico del MAER inferior a los datos encontrados en dos estudios sobre pacientes sanos y enfermos [146, 316] y muy similar al encontrado en otro estudio sobre pacientes con OA [145][146, 316, 316]. La variabilidad en los pacientes estudiados y metodologías hace muy difícil poder establecer posibles motivos para estas variaciones en el porcentaje explicado. Nuestro estudio viene a corroborar los datos de Hunt y cols. [145] que aunque realizaron el estudio sobre población con OA de rodilla posee unos resultados más parecidos a los nuestros en cuanto al efecto de la alineación femorotibial sobre el primer pico del MAER.

Otras variables mecánicas incluidas en el modelo de regresión del primer pico del MAER en los otros estudios fueron en ángulo de Fick [145] que no fue relevante en el presente estudio y la angulación del retropié en el plano frontal [316]. En el presente estudio se midió la rotación tibial como un medidor indirecto del movimiento en inversión y eversión del pie. Esta variable no fue incluida en el modelo final del primer pico del MAER. La variable de los momentos del retropié en el plano frontal explicaba mayor grado de variabilidad para el primer pico del MAER que la rotación tibial y sí fue incluida en el modelo.

En ninguno de los anteriores trabajos se estudiaron los momentos articulares de la cadera y el retropié en el plano frontal como posibles variables explicativas del primer pico del MAER. Según los datos del presente trabajo, estas dos variables explican una proporción importante de la variabilidad del primer pico del MAER y deberían de tenerse en cuenta en posteriores estudios. El presente estudio es el único que ha basado su modelo de regresión en variables puramente mecánicas diferentes de otras como el dolor y el grado de OA. Sin embargo, este estudio no ha podido encontrar mayor proporción de variabilidad en pacientes sanos que la explicada en otros estudios para el primer pico del MAER en pacientes con OA de rodilla utilizando otro tipo de variables.

4.3.2. DETERMINANTES DEL SEGUNDO PICO DEL MAER.

Los factores mecánicos implicados en el segundo pico del MAER fueron la alineación femorotibial frontal en carga estática, los momentos de la articulación de la cadera en el plano frontal y la rotación tibial durante la fase de la marcha. La unión de estas tres variables consiguió explicar un 54,1% de la variabilidad del segundo pico del MAER. El valor p para la F parcial fue menor de 0,001 para las tres variables independientes lo que hace muy poco probable que estos resultados sean debidos al azar o que el valor de sus coeficientes de regresión sea cero. Al igual que ocurre en el modelo del primer pico del MAER la probabilidad de encontrar un valor igual o mayor del coeficiente de regresión obtenido en un número determinado de muestras cuando el coeficiente debería ser igual a cero fue menor de 1 por cada 1000 muestras para las tres variables incluidas en el modelo lo cual supone una fuerte evidencia de que los coeficientes de regresión para esas variables son diferentes de cero. Estos resultados hacen pensar que estas tres variables influyen sobre el segundo pico del MAER de forma significativa [303, 315]. Igualmente, el valor p para la F total del modelo fue menor de 0,001 lo que nos permite rechazar la hipótesis nula que descarta la interacción entre en segundo pico del MAER y las variables independientes. Podemos asegurar que estos resultados es muy poco probable que sean debidos al azar ya que únicamente en 1 de cada 1000 estudios encontraríamos unos resultados iguales de explicación de la variabilidad del segundo pico del MAER en el caso de que la hipótesis nula fuese cierta.

Al igual que ocurrió para el primer pico del MAER, de los tres factores finales del modelo el valor que conseguía explicar mayor variabilidad del segundo pico del MAER fue la alineación femorotibial frontal en carga estática como viene reflejado en los coeficientes estandarizados (coeficiente β) y en los coeficientes de

correlación bivariados de Pearson. La alineación femorotibial frontal en carga presentaba el mayor índice de correlación de Pearson ($r=0,532$; $p<0,001$) por delante de la alineación femorotibial en carga dinámica ($r=0,412$; $p<0,001$). Esta fue la primera variable incluida en el modelo de regresión explicando un 28,3% de la variabilidad en el segundo pico del MAER, lo cual es un valor muy parecido al obtenido para el primer pico del MAER (27,7%). La segunda variable introducida fue el momento adductor de cadera en el plano frontal aumentando un 13,5% al porcentaje de variabilidad explicado por la angulación femorotibial en carga estática y la tercera variable fue la rotación tibial durante la fase de apoyo aumentando un 12,3% el porcentaje de variabilidad explicado por las dos variables anteriores. La importancia relativa de estas 3 variables sobre el segundo pico del MAER queda igualmente reflejada en la figura 32 donde se observa el gráfico de regresión parcial para cada variable independiente de la ecuación. Las relaciones de las tres variables con el segundo pico del MAER están bien definidas apareciendo efectos fuertes y significativos en la ecuación de regresión.

Posteriormente a insertar estas tres variables, las variables del momento articular en el plano frontal de retropié y el ángulo de Fick mostraban valores en las correlaciones parciales susceptibles de incluirse en el modelo. Sin embargo, al intentar incluir alguno de estos valores en el modelo se producía un cambio en los coeficientes de regresión y aumentaban drásticamente el valor de tolerancia y de FIV indicando alta colinealidad entre las variables independientes, por lo que se optó por no incluirlas en el modelo final. Las variables independientes que quedaron excluidas del modelo fueron, por tanto, la alineación frontal femorotibial en dinámica, el ángulo de Fick, los momentos frontales del retropié, la longitud del paso y la cadencia de la marcha.

Al igual que otros estudios la alineación estática ha sido factor más importante [145, 146] para explicar el mayor grado de variabilidad del segundo pico del MAER al igual que ocurrió con el primer pico. Igualmente, la variabilidad explicada en el presente estudio por la alineación femorotibial es menor a la

encontrada en otros estudios. Por su parte, el momento articular de la cadera en el plano frontal no fue incluido en otros estudios y en el presente estudio explica una variabilidad importante del segundo pico del MAER. La rotación tibial también explica una parte importante del segundo pico del MAER en el presente estudio. Este último factor ha sido estudiado como el ángulo de Fick por diversos estudios explicando una parte importante de la variabilidad del segundo pico del MAER [145, 146].

Al igual que en el primer pico del MAER, este es el primer estudio sobre los determinantes mecánicos del segundo pico del MAER en población sana, y el modelo de regresión está basado en variables puramente mecánicas diferentes de otras como el dolor y el grado de OA. A pesar de esto, no se ha podido explicar mayor proporción de variabilidad del segundo pico del MAER en pacientes sanos que la explicada en otros estudios en pacientes con OA de rodilla utilizando otro tipo de variables.

4.3.3. DETERMINANTES DEL ÁREA TOTAL DEL MAER.

Los factores mecánicos implicados en el área del MAER fueron la alineación femorotibial frontal en carga estática, los momentos de la articulación de la cadera en el plano frontal y la rotación tibial durante la fase de la marcha. La unión de estas tres variables consiguió explicar un 66% de la variabilidad del área total del MAER. El valor p para la F parcial fue menor de 0,001 para la alineación femorotibial en carga estática y los momentos articulares de la cadera en el plano frontal y de 0,005 para la rotación tibial lo que hace muy poco probable que estos resultados sean debidos al azar o que el valor de sus coeficientes de regresión sea cero. Al igual que ocurre en los modelos del primer pico y segundo pico del MAER la probabilidad de encontrar un valor igual o mayor del coeficiente de regresión obtenido en un número determinado de muestras cuando el coeficiente debería ser

igual a cero fue menor de 1 por cada 1000 muestras para la alineación femorotibial y los momentos articulares de la cadera en el plano frontal y de 5 por cada 1000 para la rotación tibial lo que supone una fuerte evidencia de que los coeficientes de regresión para esas variables son diferentes de cero. Estos resultados hacen pensar que estas tres variables influyen sobre el área total del MAER de forma significativa [303, 315]. Igualmente, el valor p para la F total del modelo fue menor de 0,001 lo que nos permite rechazar la hipótesis nula, que descarta la interacción entre área total del MAER y las variables independientes seleccionadas. Podemos argumentar es muy poco probable que estos resultados sean debidos al azar ya que únicamente en 1 de cada 1000 estudios encontraríamos unos resultados iguales de explicación de la variabilidad del área total del MAER en el caso de que la hipótesis nula fuera cierta.

Al igual que ocurrió para el primer pico y segundo pico del MAER, de los tres factores finales del modelo la variable que conseguía explicar mayor variabilidad del área del MAER fue la alineación femorotibial frontal en carga estática como viene reflejado en los coeficientes estandarizados (coeficiente β) y en los coeficientes de correlación bivariados de Pearson. La alineación femorotibial frontal en carga estática presentaba el mayor índice de correlación de Pearson ($r=0,562$; $p<0,001$) por delante de la alineación femorotibial en carga dinámica ($r=0,431$; $p<0,001$). Esta fue la primera variable incluida en el modelo de regresión explicando un 31,6% de la variabilidad en el área total del MAER. La segunda variable introducida fue el momento articular de cadera en el plano frontal aumentando un 21,4% el porcentaje de variabilidad explicado por la alineación femorotibial en carga estática y la tercera variable fue la rotación tibial durante la fase de apoyo aumentando un 3% el porcentaje de variabilidad explicado las dos variables anteriores. La importancia relativa de estas tres variables sobre el área total del MAER queda igualmente reflejada en la figura 35 donde se observa el gráfico de regresión parcial para cada variable independiente de la ecuación. Las relaciones de las tres variables con el área total del MAER están bien definidas apareciendo efectos fuertes y significativos en las gráficas de regresión.

Posteriormente a insertar estas variables, el momento articular en el plano frontal de retropié mostraba valores en las correlaciones parciales susceptibles de ser incluido en el modelo. Sin embargo, al intentar incluir esta variable en el modelo se producía un cambio en los coeficientes de regresión y aumentaban drásticamente el valor de tolerancia y de FIV indicando alta colinealidad entre las variables independientes, por lo que se optó finalmente por no incluirla en el modelo final. Las variables independientes que quedaron excluidas del modelo final fueron, por tanto, la alineación frontal femorotibial en dinámica, el ángulo de Fick, los momentos articulares del retropie en el plano frontal, la longitud del paso y la cadencia de la marcha.

Hasta la fecha no existen estudios que hayan estudiado de forma específica los determinantes mecánicos del área total del MAER aunque sí se han hecho para el primer y segundo pico del MAER. Es evidente que el estudio del MAER puede hacerse de diferentes enfoques ya que la gráfica del MAER varía en función del momento exacto de apoyo estudiado. La mayoría de los investigadores han optado por tomar una variable discreta de un momento concreto [246]. Sin embargo, recientemente Thorp y cols. [82, 183-185] mostraron el área de la gráfica como variable discreta para usarse en el estudio de los MAER cuyo cálculo se basa en el área de la curva de los momentos angulares durante la fase de apoyo. El estudio de esta variable permite la incorporación de la magnitud de los momentos adductores y la duración de los mismos en una única variable y ha demostrado ser mejor variable en la predicción del dolor y la severidad radiográfica de la OA de rodilla que el primer pico del MAER [183] e igualmente ha demostrado ser capaz de distinguir entre casos moderados y leves de enfermedad radiológica cuando otros valores como el primer pico del MAER no lo distinguían [82].

Los resultados del presente estudio muestran que posiblemente la alineación femorotibial y los momentos articulares de la cadera en el plano frontal sean las variables más importantes en la predicción de la carga general a lo largo del ciclo

de la marcha del compartimento medial de la articulación de la rodilla durante la fase de apoyo en sujetos sanos. La rotación tibial, entendida como alineación del pie con respecto a la rodilla, también jugaría un papel en este sentido aunque es posible que fuera más secundario. Estos valores son parecidos a los encontrados en el segundo pico del MAER y algo más diferentes para los encontrados en el primer pico del MAER. Aunque las variables del modelo fueron las mismas que en el segundo pico del MAER (alineación femorotibial estática, momentos articulares de la cadera en el plano frontal y rotación tibial), el porcentaje de variabilidad explicado por cada una de ellas parece ser diferente. La alineación femorotibial y los momentos articulares de la cadera en el plano frontal parecen ser variables más importantes cuando se tiene en consideración el total de la gráfica que cuando se estudia específicamente el primer y segundo pico. Por su parte la rotación tibial parece tener más importancia en el segundo pico del MAER dando a entender que su acción sea posiblemente más importante durante la segunda mitad de la fase de apoyo. Este efecto quedaría algo más diluido al tener en cuenta el total de la gráfica (área del MAER) y sería poco importante al principio de la fase de apoyo como se puede ver al no aparecer como variable predictiva en el primer pico del MAER.

4.3.4. ALINEACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR EN EL PLANO FRONTAL

El presente estudio analizó la influencia de la alineación de la articulación de la rodilla en el plano frontal como factor determinante de las cargas articulares de la rodilla durante la deambulación. La alineación del miembro inferior en el plano frontal en estática ha mostrado en el presente estudio ser el principal factor determinante de los momentos adductores de rodilla tanto para el primer pico, segundo pico y área total de las gráficas del MAER muy por encima del resto de variables independientes al igual que en otros estudios [145, 146, 316]. La alineación estática determinó un 27,7% de la variabilidad del primer pico del

MAER, un 28,3% de la variabilidad del segundo pico del MAER y un 31,6% de la variabilidad del área total de MAER.

Existen muchos estudios que han mostrado evidencias de la relación existente entre la alineación de la rodilla en el plano frontal y diversos aspectos relacionados con la carga articular de la rodilla. Por un lado, los grupos con OA del compartimento medial de la rodilla han mostrado tener mayor alineación femorotibial estática en varo que grupos controles en diversos estudios transversales [75, 76, 81, 171]. Igualmente en pacientes con OA medial o lateral de rodilla, la alineación en varo o valgo de la articulación ha mostrado ser un factor relacionado con su progresión radiológica en estudios longitudinales [62, 83, 84, 317] y la alineación en varo o valgo se ha mostrado como un indicador de la densidad ósea tibial medial y lateral [82, 171]. Por otro lado, diversos estudios han mostrado la relación existente entre la alineación femorotibial y diferentes valores del MAER como el primer pico [146, 171, 190, 234, 235], segundo pico [146, 184] y el valor en el apoyo medio [178] del MAER. Los resultados del presente estudio aportan más datos en este sentido resaltando la importancia que posee la alineación femorotibial en el plano frontal sobre las cargas articulares de los compartimentos medial y lateral de la rodilla.

En el presente trabajo, se estudiaron dos valores referentes a la alineación que fueron la alineación femorotibial en el plano frontal en estática y en dinámica. La alineación en el plano frontal del miembro inferior se determina generalmente mediante el análisis de radiografías de toda la extremidad inferior que contengan las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en una visión anteroposterior [83, 84, 154]. El eje de carga del miembro inferior está representado por una línea que pasa desde el centro de la cabeza femoral hasta el centro de la articulación del tobillo. En una extremidad inferior con alineación normal, el eje de carga pasa muy cercano a la articulación de la rodilla [154]. La desviación hacia medial del eje de carga con respecto al centro articular de la rodilla es lo que se denomina alineación en varo de la extremidad inferior, y consecuentemente, la desviación hacia lateral del eje de carga con respecto al centro articular de la rodilla es lo que se denomina alineación

en valgo de la extremidad inferior. El grado de alineación en varo o valgo se cuantifica por medio del ángulo Cadera-Rodilla-Tobillo, que es el ángulo formado por los ejes mecánicos del fémur y de la tibia [81, 84, 154, 235, 318]. El eje mecánico del fémur está formado por la línea que une el centro de la cabeza femoral con el centro de la articulación de la rodilla. El eje mecánico de la tibia está representado por la línea que une el centro de la articulación de la rodilla con el centro de la articulación del tobillo. El ángulo Cadera-Rodilla-Tobillo representa la alineación en el plano frontal del fémur con la tibia y se expresa en grados de desviación a partir de 180° , siendo 0° el valor de alineación neutra. La convención positiva o negativa para los valores en varo o valgo de la extremidad inferior es variable según los diferentes autores [154, 235]. Una variación de esta medición es la de utilizar los ejes anatómicos a través de una radiografía únicamente de la rodilla. En este caso, el ángulo está calculado como el ángulo formado por la intersección de dos líneas que van a través de la diáfisis del fémur y de la tibia [75, 319]. La variación de este ángulo con respecto del ángulo Cadera-Rodilla-Tobillo es de aproximadamente 5° y ha mostrado una correlación alta con éste último ángulo [318, 319]. En el presente estudio el ángulo utilizado como valor de la alineación femorotibial en estática no fue una medición radiológica sino el valor obtenido en el programa Vicon Clinical Manager® durante la captura estática. Al comienzo del estudio sobre cada individuo se realizó una captura estática del individuo y a partir de allí se calcularon las posiciones articulares en estática de la pelvis, cadera y rodilla en los tres planos corporales y del tobillo en el plano sagital y transversal (Anexo III). Esta medición de la alineación femorotibial en estática se calcula teóricamente igual que el ángulo Cadera-Rodilla-Tobillo ya que representa el ángulo formado por el eje del fémur (centro articular de la cadera-centro articular de la rodilla) y el eje de la pierna (centro articular de la rodilla-centro articular del tobillo).

El valor estático y dinámico de la alineación de la articulación de la rodilla en el plano frontal mostraron un alto nivel de correlación en el presente estudio ($r=0,826$; $p<0,001$). De estos dos valores, el valor que mostró mayor correlación

con las tres variables de estudio (primer pico, segundo pico y área total del MAER) fue la alineación estática de la extremidad a través de coeficiente de correlación de Pearson (Tablas 12, 15 y 18). Esta correlación con los valores del MAER fue levemente superior a la de la alineación dinámica de la articulación de la cadera en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha por lo que fue la alineación estática la variable que se utilizó primero para entrar en los 3 modelos de regresión. Posteriormente a su entrada, la variable de alineación dinámica de la articulación presentó una correlación parcial muy pequeña con las variables dependientes por lo que quedó posteriormente fuera del modelo, evitando así problemas de multicolinealidad. Sin embargo, sería sustancialmente incorrecto pensar que la alineación dinámica no tiene efectos sobre las tres variables del MAER cuando esta variable independiente presentaba la segunda correlación bivalente más elevada con el primer pico, segundo pico y área total del MAER. La interpretación correcta sería que tanto la alineación estática como la alineación dinámica de la articulación de la rodilla en el plano frontal muestran una elevada influencia sobre las variables dependientes, pero que la igualdad de sus efectos sobre el primer pico, segundo pico y área total del MAER hace que sólo se necesite una de ellas para explicar la variabilidad de los valores del MAER en el proceso de regresión. Este hecho viene también reflejado por la alta correlación existente entre la alineación femorotibial estática y dinámica. Según los resultados, por tanto, podemos inferir que la influencia que presentan la variable estática y dinámica de la alineación de la rodilla en el plano frontal sobre los valores estudiados del MAER es muy similar y que la alineación estática es algo mejor predictiva que la alineación dinámica sobre el primer pico, segundo pico y área total del MAER.

Estos resultados son contrarios a la hipótesis inicial en la que se pensaba que las mediciones dinámicas del varo o valgo de la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha serían mejores indicadores del MAER y de la carga articular de la rodilla que las mediciones estáticas. El MAER durante la marcha es calculado basándose en las fuerzas reactivas del suelo en el plano frontal y la distancia perpendicular desde las fuerzas reactivas del suelo al centro articular de la rodilla, conocido como

brazo de palanca. Hunt y cols. [151] mostraron que el brazo de palanca o distancia perpendicular de las fuerzas reactivas del suelo al centro articular de la rodilla se mantenía bastante estable durante la fase de apoyo de la marcha y que el momento adductor externo de rodilla está íntimamente relacionado con éste último, argumentando que la alineación dinámica sería un mejor predictor del MAER que la alineación estática. La alineación en varo o en valgo durante la marcha de la extremidad influye en este brazo de palanca y por tanto es un factor clave en los momentos de la rodilla en el plano frontal durante la marcha. Sin embargo, los resultados del presente estudio han mostrado mayor correlación del MAER con la medición estática en vez de con la medición dinámica. No obstante, como ya se ha comentado, la diferencia existente entre estas dos variables como predictivas del MAER es muy pequeña y los resultados sugieren que cualquiera de las dos mediciones puede usarse indistintamente para predecir el comportamiento articular de la rodilla. En este sentido, Specogna y cols. [235] encontraron un resultado similar cuando observaron que la correlación de los ángulos radiológicos con el primer pico del MAER era la misma si la radiografía se tomaba en estática con los dos pies o con un sólo pie simulando la situación dinámica durante la marcha. El valor utilizado en el presente estudio para el cálculo de la alineación femorotibial estática fue la media de los valores obtenidos al procesar captura estática del individuo en bipedestación, y el valor utilizado para el cálculo de la alineación femorotibial dinámica del individuo fue igualmente la media de los valores ángulo femorotibial en el plano frontal durante la fase de apoyo, que mantuvo un valor prácticamente constante durante toda la fase de apoyo en todos los individuos del estudio.

Los grados de asociación entre la alineación femorotibial y el MAER son diferentes en los estudios variando de $r=0,19$ a $r=0,79$ [227]. En el presente estudio las correlaciones fueron de 0,526 para el primer pico, 0,532 para el segundo pico y de 0,562 para el área total del MAER. Estos resultados implican que la alineación es un factor importante de las cargas articulares de la rodilla en sujetos sanos, que explicaría (según el valor de R^2) aproximadamente un tercio de la variabilidad de

las cargas articulares durante la marcha. A pesar de ser el factor más importante encontrado es necesario seguir investigando otros factores que ayuden a entender el resto del porcentaje del MAER que no es explicado por la alineación femorotibial.

4.3.5. MOMENTOS DE LA CADERA EN EL PLANO FRONTAL

En el presente estudio los momentos articulares de la cadera en el plano frontal han demostrado ser un factor importante contribuyendo a la variabilidad del MAER en el primer pico, segundo pico y en el área total del mismo. Su contribución en los diferentes valores del MAER fue de 13,1% para el primer pico, 13,5% para el segundo pico y 21,4% para el área total del MAER. Después de la alineación femorotibial en carga estática este factor ha sido el más influyente en el presente estudio de los diferentes valores medidos del MAER, como viene reflejado en los coeficientes β del modelo de regresión para el primer pico (Coeficiente $\beta = 0,464$), para el segundo pico (Coeficiente $\beta = 0,438$) y para el área total del MAER (Coeficiente $\beta = 0,635$). Resulta curioso que muy pocos estudios han tenido en cuenta esta variable a la hora de explicar los MAER cuando en el presente estudio ha demostrado ser el segundo factor más importante después de la alineación femorotibial.

Este factor ha sido relacionado con los MAER en diversos estudios aunque su correcta interpretación puede resultar algo confusa. La debilidad de los músculos abductores, medida como una disminución del momento abductor interno de cadera (o como disminución del momento adductor externo de cadera), se ha visto implicada como un factor de riesgo para el desarrollo y progresión de la OA del compartimento medial de la rodilla [242]. Los músculos abductores de la cadera mantienen la pelvis en una posición neutra durante la fase de apoyo evitando una “caída” de la cadera hacia la pierna de balanceo en el plano frontal. La presencia de debilidad de los músculos abductores puede resultar en una caída de la pelvis hacia

el miembro en balanceo durante la fase de apoyo unipodal [320]. Este movimiento de la pelvis hacia la pierna de balanceo trasladaría el centro de masas del cuerpo hacia la pierna en balanceo (alejándolo de la pierna de apoyo), lo que podría resultar en un aumento de la carga del compartimento medial de la rodilla en el miembro que se encuentra en apoyo unipodal debido a una redirección de las fuerzas reactivas del suelo hacia una posición más medial. En este sentido, Mündermann y cols. [321] observaron que la desviación intencionada del tronco sobre la pierna de apoyo reducía MAER al mover el centro de masas sobre la pierna de apoyo, disminuyendo el brazo de palanca de ambos, de la cadera y de la rodilla. Los autores estudiaron el efecto del balanceo del tronco sobre los momentos adductores de rodilla y cadera sobre un total de 19 individuos sanos sobre los que se pidió que caminaran intencionadamente moviendo el tronco hacia la pierna de apoyo. Los resultados mostraron que los momentos adductores de rodilla fueron significativamente menores ($p < 0,01$) cuando los sujetos anduvieron desviando el tronco hacia la pierna de apoyo comparado con la marcha normal.

Esta idea de que el aumento o disminución de los momentos abductores internos de la cadera se asocia con carga en el compartimento medial fue inicialmente propuesta por Chang y cols. [242] en un estudio longitudinal prospectivo, en el que estudiaron una cohorte de 57 individuos con diagnóstico clínico radiológico de OA del compartimento medial durante un total de 18 meses con objeto de determinar factores predictivos de la progresión de OA de rodilla. El aumento de los momentos abductores internos de cadera resultó un elemento “protector” contra la progresión de la OA de rodilla. Después de ajustar para variables de sexo y peso la odds ratio de la progresión de la OA del compartimento medial fue menor en participantes que tenían mayores momentos abductores internos de cadera.

Apoyando esta teoría, Mündermann y cols. [81], Astephen y cols. [182] y Briem y cols. [76] encontraron recientemente que los pacientes con OA del compartimento medial presentan una disminución de los momentos abductores internos de cadera comparado con controles de su misma edad y peso [81, 182] o con el miembro

contralateral no afectado [76]. Además, en dos de estos estudios [81, 182] observaron que aquellos que presentaban OA de rodilla más severa tuvieron momentos abductores internos de cadera más bajos que los que presentaban OA de rodilla menos severa.

Sin embargo, la acción del momento abductor interno de cadera y de los músculos adductores de cadera no termina de estar clara. Contrario a estos estudios, Huang y cols. [243] encontraron un aumento de los momentos abductores internos de cadera en un grupo de OA severa comparado con controles sustentando la hipótesis de que este aumento podría responder a una estrategia adoptada por los pacientes con OA severa de cadera con objeto de disminuir las cargas internas de la articulación. Sin embargo el carácter transversal de este estudio no permite dilucidar si este hallazgo responde a la progresión normal del paciente con OA de rodilla del compartimento medial o a una estrategia para evitar la carga articular. Igualmente, Henriksen y cols. [244] demostraron que una disminución inducida (tras inyección de suero hipertónico en el glúteo mayor) del momento abductor interno de cadera producía una disminución del MAER en sujetos sanos contrariamente a lo especulado por los anteriores estudios [81, 242] y Barrios y cols. [316] no encontraron relación entre la fuerza muscular de los músculos abductores y el primer pico del MAER en población sana.

En el presente estudio los datos encontrados sobre los momentos abductores internos de cadera y el MAER presenta una relación de carácter positivo, es decir, el signo positivo de los coeficientes de regresión hace referencia a que los momentos abductores internos de cadera explican cierta variabilidad de los MAER de la carga articular de la rodilla en sentido positivo, como viene reflejado por los coeficientes de correlación de Pearson (Tablas 12, 15 y 18). Estos datos apoyan la idea de los estudios de Huang y cols. [243], Henriksen y cols. [244] en los que un aumento de los momentos abductores internos de cadera se corresponderían con un aumento del MAER y de la carga en el compartimento medial de la rodilla y serían

contrarios a los resultados obtenidos por Chang [242], Mündermann y cols. [81], Astephen y cols. [182] y Briem y cols [76].

No obstante no debemos olvidar que el carácter no patológico de la muestra seleccionada en el presente estudio, por lo que los datos aquí obtenidos puede que no sean directamente aplicables a poblaciones con patología artrósica de la rodilla. La mayoría de los anteriores estudios citados (a excepción del de Henriksen y cols. [244]) se realizaron sobre muestras de poblaciones con OA de rodilla y puede que ese sea un aspecto importante que explique las diferencias encontradas con el presente trabajo.

En definitiva, este estudio aporta más datos sobre la relación entre los momentos de la cadera en el plano frontal sobre la carga articular del compartimento medial de la rodilla aunque a tenor de los resultados del presente estudio y de la bibliografía existente sería razonable pensar que no es posible todavía decantarse en uno u otro sentido. Sería necesaria la realización de más estudios con poblaciones sanas y enfermas para aportar un mayor grado de evidencia sobre el efecto real existente entre estos dos parámetros.

4.3.6. ROTACIÓN TIBIAL EN CARGA DINÁMICA

La rotación tibial ha mostrado en el presente estudio ser un determinante de los momentos de la rodilla en el plano frontal para el segundo pico del MAER y para el área total del MAER. Aunque su influencia parece ser menor que la de la alineación femorotibial y la de los momentos articulares de la cadera en el plano frontal (como viene reflejado por los coeficientes β), su valor como determinante no debe despreciarse ya que ha mostrado una influencia clara sobre estos valores del MAER. La rotación tibial durante la marcha explica un 12,3% de la variabilidad del segundo pico del MAER y un 3% de la variabilidad de área total del MAER. El

porcentaje de variabilidad del segundo pico del MAER en el presente estudio ha sido similar al explicado en otros estudios mediante el valor del ángulo de Fick [145, 146].

Numerosos estudios han mostrado al ángulo de Fick como un factor determinante del MAER. De hecho el ángulo de Fick puede considerarse en este sentido como el segundo factor más importante en la literatura por detrás de la alineación femorotibial. Esta relación se ha mostrado en varios estudios transversales especialmente en el segundo pico del MAER, tanto en pacientes sanos [234] como en casos de OA del compartimento medial [146, 186, 237, 240], en los que se observó que un aumento del ángulo de Fick (marcha en abducción) se acompañaba de una disminución del segundo pico del MAER y, contrariamente, una disminución del ángulo de Fick (marcha en adducción) se acompañaba de un aumento del segundo pico del MAER. Chang y cols. [237] demostraron que la marcha en abducción previene de la progresión de la OA medial de rodilla en una cohorte de 56 casos a los 18 meses. Otros estudios han estudiado de forma específica la relación del ángulo de Fick con el MAER cambiando intencionadamente el ángulo de la marcha de los sujetos de estudio con objeto de observar el efecto inmediato de esta modificación sobre el MAER. En estos estudios se observó el mismo efecto ya que aumentando voluntariamente el ángulo de Fick durante la marcha se producía una disminución del segundo pico del MAER durante la marcha normal y subiendo escaleras [177, 238, 239] y, contrariamente, disminuyendo intencionadamente el ángulo de Fick se observaba un aumento del segundo pico del MAER durante la marcha [177, 239]. Los resultados del presente estudio están totalmente de acuerdo con los resultados de estos estudios aportando más datos en este sentido. La rotación tibial externa (adducción del pie con respecto a la pierna) parece influir en el aumento del segundo pico y del área total del MAER mientras que la rotación tibial interna (abducción del pie con respecto a la pierna) muestra influencia en la disminución del segundo pico y del área total del MAER.

Se ha hipotetizado que este efecto de la posición del pie sobre la carga articular de la rodilla se debe a un cambio en la posición del centro de presiones sobre la rodilla aumentando o disminuyendo el ángulo de Fick, lo cual hace cambiar la localización de las fuerzas reactivas del suelo con respecto al centro articular de la rodilla [240]. Otra teoría descrita por Jenkyn y cols. [240] hace referencia a que un aumento del ángulo de Fick produce una transformación de los momentos de la rodilla en el plano frontal transmitiéndolos al plano sagital de la rodilla durante la fase final de apoyo de la marcha. Así la disminución obtenida en el MAER por el aumento del ángulo de Fick se vería acompañada de un aumento de los momentos extensores de rodilla [240].

Sin embargo, en el presente estudio la rotación tibial (entendida como rotación del pie con respecto a la tibia) resultó ser un determinante mejor que el ángulo de Fick para los MAER. El valor utilizado en los modelos finales de regresión del segundo pico y del área total del MAER fue la rotación del pie sobre la tibia o rotación tibial y no el ángulo de Fick como clásicamente ha sido utilizado. Los datos encontrados en el presente estudio sugieren que la rotación tibial podría ser un mejor determinante que el ángulo de Fick a la hora de explicar el MAER en el segundo pico y en el total de la gráfica. Únicamente Teichtahl y cols. [228] refirieron correlación de los MAER con la rotación tibial interna durante la marcha. Como ya se ha comentado, un aumento del ángulo de Fick haría a las fuerzas reactivas del suelo más laterales sobre el centro articular de la rodilla, disminuyendo el MAER y, al contrario, un ángulo de Fick más cerrado propiciaría que las fuerzas reactivas del suelo pasasen más mediales al centro articular de la rodilla aumentando el MAER. Sin embargo, el ángulo de Fick describe únicamente el movimiento del pie con respecto al sistema de coordenadas fijo del laboratorio y no respecto al miembro inferior. Es posible que cambios en la posición del ángulo de Fick no se acompañen siempre de cambios en la posición del pie con respecto a la rodilla, ya que el ángulo de Fick indica la rotación del pie con respecto al laboratorio sin especificar entre los diferentes segmentos del mismo. Aunque en el presente estudio existe correlación entre el ángulo de Fick y la rotación del pie con respecto a la pierna ($r=0,374$;

$p < 0,001$), el ángulo de Fick no es una variable exacta para medir la posición del pie con respecto a la rodilla. La rotación tibial o rotación del pie mide de forma exacta la relación entre el segmento pie y la rodilla en el plano transversal. La rotación tibial ha demostrado ser un mejor indicador de este fenómeno ya que describe de forma exacta la posición del pie con respecto a la rodilla, cosa que si tomamos el ángulo de Fick puede que no siempre ocurra ya que un aumento del ángulo de Fick podría producirse por una rotación en externo de todo el miembro sin modificarse la posición del pie con respecto a la rodilla y viceversa.

Este efecto de la posición del pie con respecto a la rodilla y la orientación de las fuerzas reactivas del suelo parece ser especialmente importante durante la segunda mitad del apoyo medio, ya que la rotación tibial o el ángulo de Fick no pudieron ser incluidos en el modelo de regresión del primer pico del MAER como ya ha ocurrido en otros estudios en los que el ángulo de Fick mostró correlación con el segundo pico del MAER y no con el primer pico [146, 177, 237-240]. Es muy probable que el efecto de la posición del pie sobre la carga articular de la rodilla sea únicamente importante en la segunda mitad de la fase de apoyo y no en la primera mitad. Según el pie contacta con el suelo y las fuerzas reactivas del suelo se localizan en el talón la orientación del pie con respecto a la rodilla no parece ser importante. Sin embargo, según las fuerzas reactivas del suelo progresan hacia el antepié conforme avanza la fase de apoyo, la posición del pie en el plano transversal adquiere importancia con respecto a la posición de la rodilla haciendo que las fuerzas reactivas del suelo se posicionen más o menos mediales con respecto al centro articular de la rodilla modificando así los MAER.

Finalmente cabe señalar que debido a la simplificación del pie en un solo vector, las variables cinemáticas en el pie solamente pueden ser calculadas en el plano sagital y en el plano transversal como movimiento del vector del pie con respecto a la tibia. El movimiento del pie con respecto a la tibia en el plano transversal puede definirse como rotación del pie respecto a la tibia o como rotación tibial con respecto al pie. La simplificación del modelo de marcación no permite medir los movimientos del

segmento pie en el plano frontal. Sin embargo, las mediciones de la rotación tibial en el plano transversal han sido usadas como medidores indirectos del movimiento de la articulación subastragalina en diversos estudios [268, 288, 322]. De hecho, se ha sugerido que esta medición del movimiento en el plano transversal entre el pie y la pierna aporta una referencia más completa del funcionamiento del retropie durante las actividades de carga, ya que aporta una descripción del movimiento combinado de las articulaciones mediotarsiana, subastragalina y tobillo [323]. Según estos datos, la rotación tibial externa, es decir, supinación del pie acompañada de adducción del antepie produciría un aumento del segundo pico del MAER y al contrario, la rotación tibial interna, es decir, pronación del pie acompañada de abducción del antepie produciría una disminución del segundo pico del MAER. Esta consideración es importante, ya que podría dar al movimiento de pronación y supinación del pie una nueva dimensión en las cargas articulares de la rodilla durante las situaciones de carga. No obstante, Barrios y cols. [316] midieron específicamente el movimiento en el plano frontal del calcáneo durante la marcha y el aplanamiento del arco y no encontraron ninguna relación con el primer pico del MAER. De nuevo, serían necesarios más estudios que aportaran mayor evidencia respecto al efecto de las posiciones del pie sobre las cargas articulares en la rodilla durante la marcha.

4.3.7. MOMENTOS DE RETROPIÉ EN EL PLANO FRONTAL

Los momentos articulares del retropie en el plano frontal fueron incluidos en el modelo de regresión para la variable del primer pico del MAER explicando cierta variabilidad de este valor, aunque no ocurrió lo mismo para el segundo pico y para el área total del MAER. De las tres variables independientes incluidas en el primer pico del MAER, los momentos del retropie en el plano frontal fue la última variable incluida, explicando un porcentaje pequeño del primer pico del MAER (2,6%) en comparación con las otras dos variables del modelo. Hasta la fecha no tenemos

conocimiento de estudios que hayan examinado esta variable como posible determinante del MAER y los datos del presente estudio muestran que los momentos del retropié en el plano frontal ejercen un efecto pequeño pero significativo a la hora de explicar la variabilidad del primer pico del MAER.

Para las técnicas de análisis de la marcha convencionales no es fácil medir los movimientos y momentos de las pequeñas articulaciones del pie, debido a la imposibilidad de utilizar marcadores específicos en el astrágalo y a la posible distorsión al utilizar muchos marcadores en una localización anatómica muy pequeña. Por todo esto, los modelos de análisis de la marcha han tendido a simplificar el pie combinando los huesos individuales en segmentos más grandes y accesibles para formar unidades funcionales [324-326]. En el presente estudio el modelo de pie utilizado estaba simplificado en un solo vector por lo que los valores obtenidos de los movimientos y de los momentos articulares deben de entenderse como un global de todas las articulaciones comprendidas en el pie. Así los momentos calculados en el plano frontal para el segmento pie hacen referencia al global de los momentos del complejo retropié-tobillo (*ankle-rearfoot complex*) [324]. De esta forma los momentos obtenidos en el plano frontal son principalmente debidos a los momentos articulares en la articulación subastragalina ya que la articulación del tobillo muestra poca influencia en este sentido y al contrario ocurre para interpretar los momentos del complejo retropié-tobillo en el plano sagital.

En el presente estudio se calcularon los momentos internos netos del retropié por medio del proceso de dinámica inversa utilizando un sistema de referencia del segmento distal. El valor usado en los modelos de regresión fue el área total de la gráfica de los momentos articulares del retropie. La gráfica de los momentos articulares del retropié en el plano frontal muestra un predominio de los momentos internos netos en valgo del retropié, especialmente durante la segunda mitad de la fase de apoyo (Anexo II). Por los resultados obtenidos el aumento de los momentos

internos netos en valgo puede estar relacionado con el aumento del primer pico del MAER.

Estos momentos articulares son el resultado de un aumento de los momentos externos en varo provenientes de las fuerzas reactivas del suelo durante esta fase sobre el eje x del complejo del retropié, que en este caso hace referencia la bisectriz del pie (al tomar el sistema de referencia distal). Si observamos el centro de presiones sobre la planta del pie, vemos que comienza en una posición posterolateral al comienzo del apoyo dirigiéndose hacia una posición anteromedial en la fase final del apoyo (Figura 40). Teniendo en cuenta la posición del eje x en la fase final, las fuerzas reactivas del suelo ejercerían un momento supinador sobre la articulación subastragalina. Este momento supinador externo debe de ser controlado por un momento interno en valgo como representa la gráfica de los momentos del retropié en el plano frontal (Anexo II). Por los datos obtenidos, una localización más medial respecto al pie de las fuerzas reactivas del suelo estaría relacionada con un aumento en el primer pico del MAER, posiblemente al aumentar la distancia de las fuerzas reactivas del suelo con respecto al centro articular de la rodilla. Este mecanismo es análogo al efecto de la rotación del pie y ángulo de Fick con respecto al MAER como se ha explicado en el anterior apartado. Sin embargo, la posibilidad de cambiar la orientación medial o lateral de las fuerzas reactivas del suelo con respecto al pie es muy escasa (ya que la anchura del pie no permite grandes variaciones en este sentido) en comparación con la posible variación que existe al cambiar el ángulo de marcha que es mucho mayor. Este aspecto podría explicar el efecto mucho más limitado que presentan los momentos articulares del pie sobre el MAER en comparación con la rotación tibial o el ángulo de Fick.

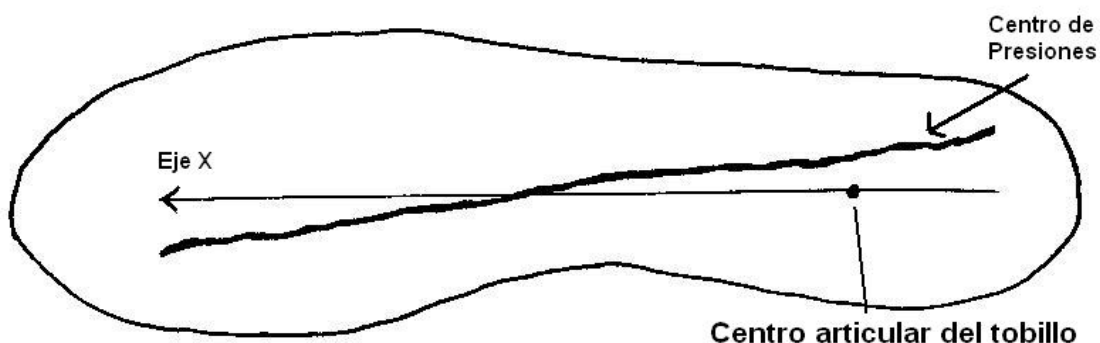


Figura 40. Representación en la planta del pie del recorrido del centro de presiones con el centro articular del tobillo y con el eje X del segmento pie.

Respecto a la no presencia de este factor en el segundo pico y área total del MAER, cabe señalar que en la regresión por pasos este factor podría haber sido incluido como última variable en el modelo ya que inicialmente cumplía los valores de inclusión. No obstante, su inclusión en los dos modelos producía un fenómeno de colinearidad, ya que presenta una alta correlación con la variable de rotación tibial ($r=-0,490$; $p<0,001$), distorsionando el modelo, por lo que finalmente se decidió no incluirlo tanto en el segundo pico como en el área total del MAER.

4.3.8. FACTORES ASOCIADOS A LA VELOCIDAD DE LA MARCHA

En el presente estudio los factores asociados a la velocidad de la marcha como la longitud del paso y la cadencia no demostraron asociación con el primer pico, segundo pico y área total del MAER cuando el efecto de otros factores mecánicos fue controlado. Por los resultados obtenidos no podemos apoyar la idea de que la cadencia del paso y la longitud del mismo sean factores que expliquen una variabilidad a tener en cuenta de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal.

Es comúnmente aceptado que diversas variables de la marcha espacio temporales cinemáticas y cinéticas pueden cambiar de forma predictiva con cambios de velocidad en la marcha [112, 251, 252], así como las fuerzas reactivas del suelo [249]. Sin embargo, el efecto de la velocidad en el MAER es mucho más controvertido. Rutherford y cols. [186] demostraron que la velocidad explica cierta variación de los MAER en grupos de OA severa y Zeni y Higginson [253] recientemente han señalado que los valores del primer pico del MAER aumentan en sujetos sanos y con OA moderada cuando caminan más rápido. Sin embargo, es muy probable que este efecto de la velocidad sobre los MAER durante la marcha no sea muy grande o sea más pequeño de lo que afecta a otras variables. De hecho, el mismo estudio de Zeni y Higginson [253] también mostró que si el aumento de velocidad era pequeño el primer pico del MAER prácticamente no variaba y los cambios se producían cuando la velocidad era realmente elevada. Igualmente, Moisis y cols. [257] determinaron que la velocidad explicaba entre un 2% y un 18% de la variabilidad de las variables cinéticas de la marcha y Mündermann y cols. [80] concretamente sobre el MAER observaron que la velocidad explica menos de un 9% de la variabilidad del primer pico del MAER, concluyendo que los cambios en el primer pico del MAER pueden no estar determinados por la velocidad de los individuos ya que ésta se encuentra sujeta a una amplia variación individual [80]. Es este mismo sentido, Kirtley y cols. [258] estudiaron específicamente los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal y su relación con la velocidad demostrando que el primer pico del MAER no presenta correlación con la cadencia de la marcha y sí presenta una correlación débil con la velocidad de la marcha y la longitud del paso. Finalmente Hunt y cols. [145] en un análisis de regresión múltiple sobre pacientes con OA medial de rodilla encontraron que la velocidad no explicó ningún porcentaje de la variabilidad del primer pico y del segundo pico del MAER.

Debido a los resultados contradictorios respecto a la velocidad de la marcha con respecto al MAER la hipótesis que se planteó en el presente estudio consistía en si

quizás otros factores más secundarios de la marcha como la longitud del paso o la cadencia podrían ejercer una influencia mayor en los MAER de la que tiene la velocidad de la marcha propiamente como variable. Sin embargo, por los resultados obtenidos no se pueden sacar conclusiones de que la longitud del paso o la cadencia influyan en los momentos de la rodilla en el plano frontal de forma significativa. De hecho, la variabilidad explicada por estos factores tanto del primer pico, segundo pico y área total del MAER era prácticamente nula. Estos datos apoyan los resultados de otros estudios que han mostrado que la velocidad de la marcha tiene una influencia escasa sobre los valores del MAER [80, 253, 258]. Es posible que a pesar de que la velocidad tiene gran influencia sobre los momentos articulares durante la marcha, esa influencia sea escasa en el caso específico de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal.

La cadencia media de los sujetos de marcha durante el estudio fue de $1,06 \pm 0,14$ pasos por segundo es decir, aproximadamente un paso por segundo, y esta cadencia se mantuvo muy estable entre todos los sujetos (rango de 0,7 a 1,2). Por su parte la longitud del paso normalizada por la altura del individuo fue de 0,72. Durante el estudio se estudiaron individuos con diferentes alturas (rango de 150 cm a 190 cm) lo que condiciona la longitud del paso y requiere algún tipo de normalización con la altura del individuo o con su longitud de piernas ya que los individuos más altos tienden a caminar con longitudes de paso mayores y los individuos más pequeños tienden a caminar con longitudes de paso menores. Este parámetro de la longitud del paso normalizada se mantuvo igualmente muy estable entre los diferentes individuos del estudio (rango de 0,61 a 0,93). Es posible que la relativa poca variabilidad entre individuos haya condicionado el resultado de estas variables en el análisis de regresión. No estamos seguros de que si las variaciones en la cadencia y longitud del paso hubieran sido mayores entre individuos, el resultado podría haber sido diferente. No obstante, este no es un problema de fácil resolución ya que los sujetos del estudio anduvieron a su velocidad normal y ésta suele ser bastante constante en la población presentando como norma general pocas variaciones. Estandarizar los parámetros de velocidad de la marcha como la longitud del paso y

la cadencia en todos los sujetos es realmente complicado y cuestionable como método para estudiar la marcha normal del individuo. Es muy probable que la velocidad represente un patrón de marcha y cambiar la velocidad de la marcha durante el estudio es posible que fuerce al sujeto a realizar un cierto patrón de marcha que no usa casi nunca, excepto durante la realización del estudio. Intentar ampliar los rangos en la velocidad para conseguir mayor variación implicaría, por tanto, modificar posiblemente el patrón de marcha normal del individuo. En este sentido, creemos que son necesarios más estudios para poder extraer conclusiones más claras sobre este aspecto.

4.4. Posibles Aplicaciones Respecto al Tratamiento de la OA de Rodilla

El análisis cinético del miembro inferior, más concretamente de los momentos articulares, aporta una información muy directa de las fuerzas y momentos articulares que están actuando internamente en el miembro inferior durante diversas actividades como por ejemplo la deambulación. El análisis de estas fuerzas permite un enfoque más directo y una mayor comprensión del estrés al que se encuentran sometidos los diferentes tejidos y que zonas corporales tienen más riesgo de sufrir lesiones por dicho estrés. El presente estudio se realizó mediante el uso de la dinámica inversa que es un método capaz de medir el efecto neto de todas las fuerzas internas y momentos de fuerza que actúan sobre las articulaciones. De esta forma, el investigador puede inferir cuáles son las fuerzas y momentos a las que se encuentra sometida cada articulación durante diversas actividades [291].

Con respecto a los momentos en el plano frontal de la rodilla, los momentos articulares explican el estrés en varo al que está sometida la articulación durante la situaciones de marcha o carrera. Este momento articular está contrarrestado por

fuerzas musculares, ligamentosas, capsulares y de choque óseo entre las dos superficies articulares. En ausencia de fuerza antagonista como es el caso de la rodilla en el plano frontal, el choque óseo entre la superficie articular medial del fémur y la tibia es el medio que absorbe la mayor cantidad de este momento articular.

McPoil and Hunt propusieron una teoría para explicar la patología del pie y miembro inferior conocida como “Teoría del Estrés de Tejidos” (*Tissue Stress Theory*) [327] que ha cogido gran popularidad en los últimos años e intentar dar una explicación desde el punto de vista mecánico de la patología del miembro inferior. Esta teoría ha sido más recientemente discutida por Kirby [134-136] y Fuller [295] sugiriendo que las terapias mecánicas en este campo deben de ir encaminadas a aliviar o reducir el estrés en zonas dañadas para permitir una curación del tejido lesionado y mejorar la deambulación del individuo. Aunque la teoría fue inicialmente descrita para una mejor comprensión y tratamiento mecánico de las alteraciones del pie y tobillo sus postulados básicos son extrapolables a la patología mecánica del miembro inferior y más concretamente de la OA de rodilla.

Algunos autores han aplicado este enfoque mecánico en la patología de la OA de rodilla sugiriendo que la OA puede definirse mejor como un fallo en el proceso de reparación del daño tisular que se ha ejercido por un estrés mecánico excesivo sobre el tejido lesionado. La piedra angular del tratamiento de esta alteración consiste, por tanto, en disminuir el estrés al que se encuentra sometido el tejido para permitir al cuerpo que funcionen los mecanismos de reparación adecuados. Si el estrés sobre el tejido se mantiene, esta reparación nunca puede llevarse a cabo [46, 47].

Mediante el presente estudio se ha intentado identificar la importancia de una serie de factores en el aumento de la carga y del estrés sobre el compartimento medial de la rodilla durante la marcha en la población sana. Un mejor conocimiento de estos factores ayudará a identificar factores de riesgo para la OA de rodilla y medidas

más eficaces para su tratamiento y prevención. Según los resultados de este estudio los principales factores implicados en la carga articular de la rodilla son por orden de importancia: la alineación femorotibial en el plano frontal en varo, el aumento de los músculos abductores de cadera o debilidad de los adductores de cadera durante la marcha, el aumento de la rotación del pie en interno con respecto a la rodilla y el aumento de las fuerzas supinadoras sobre la articulación subastragalina durante el apoyo.

Los resultados del presente estudio apoyan algunos de los tratamientos existentes para la OA medial de rodilla como son las osteotomías altas de tibia valgizantes. Según los datos del presente estudio este tratamiento podría ser el más efectivo en la disminución de la carga articular en pacientes con OA de rodilla del compartimento medial ya que la alineación de la rodilla en el plano frontal es el principal factor mecánico determinante de la carga articular en los compartimentos medial y lateral de la rodilla. La realineación quirúrgica del miembro inferior en el plano frontal produciría una disminución del primer pico, segundo pico y área total del MAER reduciendo así la carga transferida en el compartimento medial y reduciendo el estrés al que está sometido el tejido cartilaginoso del compartimento medial de la rodilla.

Igualmente el fortalecimiento de la musculatura adductora de la cadera o el uso de férulas o plantillas para abrir la marcha podrían ser de gran ayuda en la reducción de la carga del compartimento medial tanto en pacientes con OA instaurada como en la prevención de la misma. Es posible que estas últimas tengan probablemente un efecto más limitado en el tratamiento de la OA de rodilla y deberían de ser investigadas en futuros estudios para observar su posible aplicación clínica.

4.5. Consideraciones y Limitaciones Asociadas al Estudio.

El presente estudio tiene ciertas limitaciones y consideraciones especiales que deben de tenerse en cuenta por lo que la interpretación de los resultados debe de hacerse con cierta cautela. Estas consideraciones especiales hacen referencia a varios factores como los aspectos de la fiabilidad de los datos, el tamaño muestral y potencia del estudio, la edad de la muestra, el carácter unilateral de los datos, los sistemas de referencia usados para la descripción de los momentos articulares y el tipo de normalización usada en los momentos articulares. Todos estos aspectos son explicados más detenidamente a continuación.

4.5.1. FIABILIDAD DE LOS DATOS.

Cualquier estudio debe de garantizar la calidad de sus mediciones ya que condiciona en gran medida la validez de las conclusiones [328]. Las mediciones repetidas sobre un mismo aspecto en el mismo sujeto generalmente nunca darán el mismo valor. Esto puede ser debido a la variación natural en el sujeto o a variaciones (o errores) en el proceso de medición. En el presente estudio, los valores estudiados acerca de los movimientos articulares de los segmentos corporales y de los momentos articulares están igualmente sujetos a cierto grado de variabilidad. Esta variabilidad está determinada por las variaciones naturales del sujeto al caminar por un lado y por las variaciones o errores introducidos en el proceso de medición por otro [329].

Las variaciones naturales del sujeto al caminar son especialmente importantes en el presente estudio, ya que la marcha humana estudiada como tal presenta un alto grado de variabilidad dentro del mismo sujeto. Es evidente que aunque los

movimientos cíclicos de la marcha humana tienden a ser muy similares no tienen por qué ser exactamente iguales en el mismo sujeto, es decir, no existen dos ciclos iguales para un mismo sujeto. Para evitar esta variabilidad inherente a la marcha humana se utilizó para cada variable de cada sujeto la media de varias capturas (o ciclos) estudiados, y esos valores (la media de varias capturas para cada sujeto) fueron los que se utilizaron finalmente en el análisis estadístico de los datos. La media total de las capturas fue aproximadamente de unas 6 capturas ($6,19 \pm 3,92$; hombres: $5,88 \pm 3,42$ y mujeres: $6,59 \pm 2,75$). Esta forma de trabajo es universalmente aceptada por la mayoría de los laboratorios de análisis de la marcha y ayuda a paliar en cierto grado la variabilidad de las mediciones que es inherente o natural a la marcha humana como movimiento repetitivo cíclico.

El segundo apartado hace referencia a los errores introducidos en el proceso de medición. En el presente estudio las potenciales fuentes de error en el proceso de medición podrían estar causadas por una mala calibración de las cámaras de video o plataformas de fuerza y/o por la colocación errónea de los marcadores por parte del examinador. Durante los últimos 25 años el modelo de marcación utilizado en el presente estudio (modelo modificado de Helen Hayes) ha sido ampliamente utilizado a nivel mundial en los laboratorios de análisis de la marcha ganando gran popularidad. La descripción original del modelo de marcadores para el análisis de la marcha mediante sistemas ópticos computacionales fue inicialmente descrito por Kadaba y cols. [265, 329] y posteriormente fue modificada por Davis y cols. [111]. Las razones de su amplia utilización son debidas, en parte, a la adopción de este sistema como un modelo rutinario o de partida por la mayoría de los principales sistemas de análisis de la marcha del mercado (ej. Vicon Motion Systems®). Los principales motivos detrás de su desarrollo fueron básicamente su simplicidad y la utilización de un número pequeño de marcadores para definir los segmentos del miembro inferior (pelvis, fémur, tibia y pie) ya que en aquella época los sistemas de análisis de la marcha presentaban limitaciones en su habilidad para capturar el recorrido de muchos marcadores a la vez. Este sistema suponía, por tanto, una gran ventaja ya que limitaba el número de marcadores y ayudaba a simplificar los

cálculos informáticos acelerando a la vez el tiempo de las exploraciones y la toma de datos.

Sin embargo, existe un precio a pagar por la simplicidad del modelo. Algunos de los marcadores óseos utilizados en el modelo (ej. el centro articular de la rodilla) no son fácilmente identificables en el contexto clínico y la colocación de dichos marcadores es especialmente problemática y sujeta a error entre observadores o por el mismo observador. Los laboratorios son conocedores de las asunciones y limitaciones del modelo y, por lo tanto, prestan especial atención a la colocación de los marcadores, ya que pequeñas modificaciones pueden producir modificaciones en las gráficas cinemáticas y cinéticas de las articulaciones estudiadas. Esta problemática ha sido puesta de manifiesto por diferentes autores [266, 329], señalando las limitaciones que esta falta de fiabilidad podrían tener en la interpretación final de los resultados.

Diversos estudios han estudiado este aspecto de la fiabilidad sobre estos sistemas de análisis de la marcha computacionales similares a los del presente estudio mostrando que las variaciones debidas a la colocación errónea de los marcadores son menos importantes sobre los datos cinéticos en comparación con los errores obtenidos sobre los datos cinemáticos tanto en niños [330] como en población adulta [266, 329]. Concretamente sobre el MAER, Kadaba y cols. [329] mostraron una buena fiabilidad de la forma general de la curva tanto en la misma sesión como en sesiones en días diferentes (coeficiente de correlación múltiple de 0,9); Andrews y cols. [234] mostraron buena fiabilidad del primer pico del MAER sobre 11 sujetos sanos; Birmingham y cols. [247] estudiaron la fiabilidad y repetitividad del primer pico del MAER sobre una población de 31 casos con OA de rodilla a los que se les realizaron dos estudios separados 3-4 días. Los resultados mostraron una fiabilidad excelente para el primer pico del MAER (coeficiente de correlación intraclass de 0,86). Igualmente Me Me y cols. [331] realizaron un estudio sobre la fiabilidad de diversas variables mediante un sistema VICON a 20 personas sanas en

las que encontraron una fiabilidad del momento articular de la rodilla excelente para el primer pico del MAER (coeficiente de correlación intraclase superior a 0,8).

En el presente estudio se realizó una prueba de fiabilidad de los resultados utilizando el método de los límites de concordancia de Bland y Altman [306]. A 3 sujetos se les repitió el estudio de la marcha en las mismas condiciones que en el primer estudio con una media de 30 días entre un estudio y otro. Los resultados (Figuras 36, 37 y 38) mostraron una diferencia de medias de 0,00 para el primer pico del MAER, -0,01 para el segundo pico del MAER y 0,4 para el área total del MAER. Estos valores de diferencia son bastante aceptables para las tres variables medidas en el estudio. La desviación estándar y la gráfica de los límites de concordancia dan una idea de la fiabilidad de la prueba en los 3 sujetos estudiados.

La gráfica realizada de los límites de concordancia fue inicialmente propuesta por Bland y Altman como un método de estimación de la concordancia entre dos instrumentos de medida para una misma variable [306]. No obstante, esta prueba puede ser aplicada también para observar la variación de la variable con el mismo método de medición [306, 307, 332], es decir, la fiabilidad de la prueba como se ha realizado en el presente estudio. Es importante señalar que este método de comparación es una estimación de la fiabilidad de la prueba y no un test de significación, por lo tanto debe de ser interpretada como una prueba cualitativa que realiza una estimación sobre los intervalos de confianza que se pueden encontrar entre las dos mediciones en días separados. Básicamente consiste en la realización de un gráfico que representa las diferencias entre las dos mediciones realizadas (eje y) sobre la media de las dos mediciones (eje x). Una vez calculada la diferencia de las dos mediciones se obtiene un intervalo de confianza para la diferencia añadiendo ± 2 veces la desviación estándar (más concretamente 1.96). De esta forma esperaremos encontrar el 95% de las diferencias entre las dos medidas ya que deberían de estar comprendidas en estos valores (media $\pm 2 \times$ desviación estándar de la media [307]). Los límites de concordancia obtenidos en el presente estudio fueron de -0,05 a 0,05 para el primer pico del MAER, de -0,20 a 0,19 para el

segundo pico del MAER y de 2,6 a -3,4 para el área total del MAER (Figuras 36, 37 y 38). Estos resultados implican una fiabilidad excelente para el primer pico del MAER como ya se ha demostrado en otros estudios [234, 247, 329, 331], una fiabilidad buena para el área total del MAER y una fiabilidad más reducida para el segundo pico del MAER. Esta menor fiabilidad el segundo pico del MAER viene a corroborar los hallazgos encontrados de una mayor desviación estándar intraindividual en el segundo pico del MAER indicando mayor variabilidad entre los sujetos en esta medida.

Este aspecto es especialmente importante y debe tenerse en cuenta en la interpretación final de los resultados sobre todo en los referentes al segundo pico y al área total del MAER. Estos resultados deberían de ser analizados con mayor precaución ya que la fiabilidad podría tener cierto impacto sobre los valores normativos propuestos y las comparaciones de género. El efecto de esta menor fiabilidad sobre los modelos de regresión múltiple es mucho más escaso ya que las variaciones de las medidas tienden a producirse de forma constante en todas las variables utilizadas en los modelos [266, 303, 329].

4.5.2. POTENCIA DEL ESTUDIO.

El tamaño de la muestra que se usa para las pruebas de regresión múltiple es uno de los elementos más influyentes bajo el control del investigador y afecta directamente a la potencia del estudio [333]. En el presente estudio el número de sujetos de la muestra se eligió previamente mediante el cálculo de la potencia del estudio para las pruebas de regresión múltiple. Siguiendo recomendaciones generales [334, 335] el presente estudio acerca de los determinantes mecánicos de los MAER se diseñó para conseguir un nivel α de 0,05 con una potencia del estudio de 0,8 ($\alpha = 0,05$, $\beta = 0,20$). Por medio de las tablas de Hair y cols. [303] y el programa de software para el cálculo de muestras de Lenth [336] se realizó una estimación del tamaño

muestral con objeto de conseguir dichos niveles de potencia del estudio para la prueba estadísticas de regresión múltiple. Teniendo en cuenta que el número de variables independientes a estudiar fue finalmente de 8 variables (alineación femorotibial en carga estática, alineación femorotibial en carga dinámica, ángulo de rotación tibial, ángulo de Fick, momento articular de cadera en el plano frontal, momento articular del retropié en el plano frontal, longitud del paso y cadencia de la marcha) y considerando un mínimo de R^2 detectable de 0,15 con los valores α y β especificados ($\alpha = 0,05$, $\beta = 0,20$) la población mínima de la muestra a estudiar debería de ser 100 individuos.

Ya que finalmente se estudiaron un total 100 sujetos de los 103 estudiados, (se descartaron 3 sujetos del análisis final) la potencia final del estudio fue efectivamente de 0,82 para detectar un R^2 de 0,15 con el valor $\alpha = 0,05$ [336]. Es decir, por medio del presente estudio había un 82% de probabilidades de rechazar la hipótesis nula si ésta fuera falsa y un 18% de probabilidades de no rechazar la hipótesis nula si ésta fuera falsa (error tipo II). Se puede considerar que los niveles α y β del estudio son bastante aceptables en el presente trabajo por lo que los resultados son fiables en cuanto a la potencia estadística y tamaño muestral utilizado y las conclusiones del mismo pueden ser aceptadas en términos de potencia estadística [335]. Así mismo, la generalización de los resultados para las pruebas de regresión múltiple también se encuentra relacionada con el tamaño de la muestra estudiada. Las recomendaciones de Hair y cols. [303] recomiendan no menos de 5 observaciones para cada variable independiente ya que aumentaría mucho el riesgo de ajustar en exceso la variable dependiente a la muestra haciendo los resultados muy específicos a la muestra y poco generalizables a la población general. En el presente estudio se estudió un total de 8 variables independientes. Ya que la muestra final fue de 100, la media final de observaciones por variable independiente fue de 12,5 observaciones por cada variable independiente. Entendemos que ya que la muestra es representativa de la población sana y que con dichos niveles de casos por variables independientes estudiadas, los resultados no

son específicos de la población estudiada y pueden ser generalizados a con cierto grado de confianza a la población española sana.

Sin embargo, es necesario señalar una posible limitación del estudio referente a la potencia estadística del análisis del MAER entre sexos. Para la comparación de los valores de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal por sexos se realizó un test de significación mediante la prueba de *t* de Student para los cuales se fijaron un nivel de significación α de 0,05. Según el tamaño de efecto calculado y con el tamaño muestral utilizado ($n_{\text{hombres}} = 56$ y $n_{\text{mujeres}} = 44$) las potencias obtenidas fueron bajas para (en torno a 0,3) para los tres valores. [335, 337]. Estos valores bajos de la potencia del estudio hacen que el valor del error tipo II sea mayor, aumentando la posibilidad de no rechazar la hipótesis nula si ésta fuera falsa [315]. Los valores del efecto de tamaño fueron especialmente pequeños por lo que la muestra ideal para el cálculo de diferencias con una potencia del 80% hubiera sido de 656 individuos en cada grupo [336]. Por tanto, los resultados del test de significación en las diferencias entre hombres y mujeres en cuanto a los valores medidos del MAER deben de tomarse con cierta precaución por el error tipo II que podría estar asociado a esta parte del estudio.

4.5.3. EDAD DE LA MUESTRA Y MOMENTOS ARTICULARES.

La edad de la muestra fue de 31,96 años con una desviación estándar de 12,19. La edad media de los hombres de la muestra fue de $33,15 \pm 11,51$ años y la edad media de las mujeres de la muestra fue de $30,45 \pm 12,98$ años. El valor del test de significación ($p=0,281$) nos hace pensar que es posible que las diferencias de edad obtenidas entre hombres y mujeres sean debidas únicamente al azar. Diversos estudios han demostrado que las variables espaciotemporales, cinemáticas y cinéticas de estos individuos presentan variaciones con respecto a individuos de edades más jóvenes. Especialmente en los parámetros espaciotemporales de

velocidad, cadencia, longitud del paso y diversas variables cinemáticas y cinéticas [338-340]. Además, incluso cuando en trabajos en los que se ha estudiado la marcha de individuos ancianos con un ritmo de marcha forzado similar a individuos más jóvenes, los valores de los momentos articulares también han sido diferentes, [341, 342] postulando la teoría de que la edad produce un cambio redistributivo en los momentos articulares del miembro inferior disminuyendo los momentos de algunas articulaciones y aumentando los de otros. Estos estudios han dado a entender que la edad podría ser un factor de confusión en el estudio cuantitativo de la marcha y que grupos de edades extremos, especialmente ancianos y niños, deberían de estudiarse de forma separada. No obstante, en la articulación de la rodilla en el plano frontal Liu y Lockhart [147] no encontraron diferencias en la gráfica de los momentos articulares en el plano frontal para jóvenes, adultos y ancianos, aunque la escasa muestra estudiada en este estudio no hace posible sacar conclusiones fiables en este sentido.

En el presente estudio, y para evitar que los datos referentes a los momentos articulares obtenidos estuvieran influenciados por el factor edad se intentó realizar el estudio sobre un grupo homogéneo de individuos sanos cuya edad media fue de $31,96 \pm 12,19$. Entendemos que esta muestra es una muestra representativa de la población adulta y no de los grupos extremos de edad como ancianos o niños por lo que las posibles consideraciones antes mencionadas con respecto a la edad no son aplicables a este estudio.

Sin embargo, es importante señalar que los datos referentes a las curvas del MAER de la población española pueden ser entendidas como curvas de normalidad que serían únicamente aplicables a sujetos comprendidos en un rango de edad cercano al del presente estudio. Advertimos que quizá estas gráficas no sean representativas de la población infantil o anciana y debe de tenerse especial cuidado al comparar las gráficas de dichas poblaciones con las del presente estudio. Son necesarios más estudios en este sentido para establecer mejor la presencia o no de diferencias en las gráficas de los momentos articulares entre diferentes grupos de edad.

4.5.4. UNILATERALIDAD DE LA MUESTRA.

En el presente estudio únicamente se tomó un miembro para el análisis de los datos, por lo que la muestra final fue de 100 miembros inferiores (100 individuos - 1 observación por individuo) descartándose el análisis de los 2 miembros de cada individuo lo que hubiera supuesto una muestra final de 100 individuos y 200 miembros.

Los estudios epidemiológicos y clínicos sobre el sistema musculoesquelético muestran a menudo la valoración de una enfermedad o condición sobre localizaciones anatómicas muy correlacionadas lo que puede presentar un problema estadístico. Uno de los requerimientos fundamentales en la gran mayoría de los procedimientos estadísticos es que cada dato obtenido debe representar una observación independiente [343-345]. El procedimiento más común, pero menos apropiado, para analizar los datos suele ser el considerar los datos de las extremidades como observaciones independientes, doblando así el tamaño de la muestra. Sin embargo, con este procedimiento no se mantiene el principio de independencia ya que las mediciones obtenidas del miembro derecho suelen presentar una alta correlación con los datos obtenidos en el miembro izquierdo lo que puede ser problemático con el tratamiento estadístico ya que el principio de independencia de las observaciones no se mantiene de forma estricta [343, 344]. Es por esto que las diferencias o asociaciones “significativas” obtenidas que se obtienen al juntar los datos de los miembros derechos y izquierdos como observaciones independientes pueden ser artificiales (Error Tipo I) [346].

En la literatura existen ejemplos que han demostrado que hallazgos no significativos pueden transformarse en hallazgos estadísticamente significativos

simplemente por mezclar los datos de ambos miembros [302, 344, 346]. En otras palabras, juntando los miembros derechos e izquierdos es como si el estudio “doblara” los datos pero a base de contar cada participante como doble y no aumentando el número de participantes. Este abordaje no es compatible con el principio de independencia de cada observación por lo que en nuestro estudio optamos por usar/contar a cada sujeto como una observación estudiando un solo miembro y no cada miembro del sujeto como una observación independiente lo que posiblemente hubiera violado el principio de independencia.

Respecto a sobre que miembro debe de ser estudiado en cada sujeto, Menz [301] reconoce que no existe una respuesta clara a dicha cuestión, por lo que sería deseable cierto grado de flexibilidad en este aspecto del análisis dependiendo del objetivo del estudio. En el presente trabajo se realizó el estudio de la marcha sobre los dos miembros inferiores de cada paciente, sin embargo, se eligió uno solo para el análisis de los datos, concretamente el miembro (derecho o izquierdo) que presentaba mayor número de capturas dinámicas válidas. En los casos en los que los miembros derecho e izquierdo presentaron el mismo número de capturas válidas se eligió aleatoriamente (tirando una moneda) el miembro a estudiar desechándose los datos de los miembros no elegidos. De los 100 sujetos finalmente estudiados el número total de sujetos a los que se les estudió el miembro izquierdo fue de 60 y el número total de sujetos a los que se les estudió el miembro derecho fue de 40.

4.5.5. SISTEMA DE REFERENCIA DE LOS MOMENTOS.

Numerosos estudios han medido los momentos tridimensionales sobre las articulaciones del miembro inferior durante la marcha humana [133, 147, 150, 230, 347, 348] e independientemente de la convención adoptada (momentos externos o los momentos internos opuestos) la mayoría de estos estudios ha mostrado una forma de la gráfica muy regular para la mayoría de los momentos medidos del

miembro inferior. Sin embargo, y a pesar de que ésta es muy similar, existen algunas diferencias en los valores de la misma en los diferentes estudios que diversos autores han achacado al sistema de coordenadas o sistema de referencia utilizado para describir los momentos por los diversos investigadores [147-149, 349]. Las gráficas de los momentos en el plano sagital parecen ser menos sensibles a estas diferencias, mientras que los planos frontal y especialmente el plano transversal parecen ser mucho más sensibles a los diferentes sistemas de coordenadas usados para la descripción de los momentos articulares [147-149].

Existen cuatro posibles sistemas de coordenadas diferentes que pueden utilizarse para la expresión del vector de los momentos netos articulares en el análisis cuantitativo de la marcha. Tres de ellos hacen referencia a sistemas ortogonales que son el sistema de coordenadas global (o del laboratorio), sistema de coordenadas local del segmento proximal y sistema de coordenadas local del segmento distal. Otra posibilidad es un sistema articular no ortogonal o sistema de coordenadas articular [269]. Es importante señalar que los momentos se calculan en base a las masas inerciales y fuerzas reactivas del suelo sobre el centro articular de una articulación en concreto. Sobre el centro articular (determinado en base a la localización de los marcadores colocados sobre el miembro inferior) se instala el origen de un sistema de coordenadas (-x,-y,-z) sobre el cual se van a calcular los momentos articulares en cada uno de los tres ejes. Dicho sistema de referencia puede ser uno de los cuatro anteriormente descritos: sistema de coordenadas global, del segmento proximal, del segmento distal y sistema de coordenadas articular (no ortogonal). La orientación de cada uno de estos sistemas de coordenadas es diferente y su movimiento a lo largo del ciclo de la marcha también, ya que acompañan al segmento al que definen, excepto en el sistema de coordenadas global o del laboratorio que se mantiene siempre fijo. Debido a que la localización de los ejes de los distintos sistemas de coordenadas puede ser diferente para cada instante de la marcha, la orientación de las fuerzas reactivas del suelo respecto a dichos ejes también puede ser diferente, modificando así el cálculo de los momentos articulares. Por ejemplo, es posible que los momentos articulares de la

rodilla en el plano frontal sean diferentes tomando el sistema de coordenadas distal de la tibia o el sistema de coordenadas fijo del laboratorio. El eje anteroposterior de la rodilla (sobre el que se calculan los momentos en el plano frontal) del sistema de coordenadas del laboratorio y del sistema de coordenadas local de la tibia presenta una localización espacial diferente durante los diversos instantes concretos del ciclo de la marcha. Esta diferente localización espacial del eje $-x$ de la rodilla hace que las fuerzas reactivas del suelo puedan tener una orientación abductora o adductora sobre la rodilla dependiendo de la posición del eje, por lo que la forma de la gráfica puede ser diferente [148]

Como ya se ha comentado, aunque la forma general de la gráfica es muy similar utilizando los diferentes sistemas, sí que se han observado ciertas diferencias en alguna característica de la gráfica de los momentos articulares y en los valores concretos de los mismos cuando se realizan sobre un sistema de coordenadas global o cuando se realizan sobre los diferentes sistemas de coordenadas locales para las articulaciones del miembro inferior [147-149, 241, 348, 349]. Este aspecto puede conllevar varios problemas en la interpretación y valoración de los resultados del presente estudio. Por un lado, el sistema de coordenadas articular puede conllevar un problema de validez interna de los resultados si los momentos articulares de los sujetos del presente estudio no han sido calculados con el mismo sistema de referencia. Por otro lado, los resultados obtenidos puede que no sean comparables con otros estudios y finalmente en el contexto del presente estudio interesa que el sistema de referencia utilizado sea el que más se acerque a la representación clínica real de las cargas articulares en el compartimento medial, ya que si no los determinantes mecánicos calculados tendrán menos importancia.

Diversos estudios han comparado pormenorizadamente la gráfica de los momentos en el plano frontal de rodilla en los diferentes sistemas de referencia y aunque la forma general de la gráfica es muy similar, se han encontrado diferencias significativas en el primer pico del MAER cuando los momentos se describen respecto al sistema de referencia global en comparación con los sistemas de

referencia locales. Parece ser que los momentos calculados en el primer pico del MAER son levemente menores cuando se utiliza el sistema de referencia global o del laboratorio que cuando se utiliza cualquiera de los sistemas de referencia locales. [147, 149]

Esta observación ha sido recientemente ampliada por los estudios de Newell y cols. [349] y Schache y cols. [241] que demostraron que diferencias en el primer pico del momento adductor entre pacientes con OA medial y controles asintomáticos pueden o no aparecer dependiendo del sistema de referencia utilizado para describir los momentos. Es decir, que utilizando el sistema de referencia local se observan diferencias entre los dos grupos mientras que si se utilizaba un sistema de referencia global, las diferencias no eran estadísticamente significativas [349]. Por su parte, Schache y cols. [241] demostraron igualmente que mecanismos utilizados para disminuir el MAER durante la marcha como son el uso de bastones o el aumentar conscientemente el valgo de rodilla dinámico durante la deambulación dependían del sistema de coordenadas utilizado. Mientras que estos mecanismos disminuían la magnitud del MAER cuando se usaba el sistema local de coordenadas del segmento distal, estos mismos mecanismos producían cambios menores en la magnitud del MAER cuando se usaba el sistema local de coordenadas del segmento proximal o el sistema global de coordenadas.

Estos estudios llaman la atención sobre la importancia del sistema de coordenadas utilizado especialmente en la comparación de los resultados de diversos estudios. Es posible que la falta de acuerdo encontrado en los resultados de los estudios acerca del MAER (mencionadas en la introducción) sean debidas simplemente al hecho de que hayan utilizado diferentes sistemas de referencia para la descripción de los momentos articulares. Desgraciadamente, la mayoría de los estudios que han estudiado los determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal en grupos de pacientes sanos o con OA medial de rodilla no describen cual fue el sistema de referencia utilizado para la descripción de los momentos articulares [62, 67, 82, 121, 146, 153, 170-175, 179, 183, 184, 186, 222,

223, 234, 235, 238, 239, 247]. Los pocos estudios que citan el sistema de referencia, utilizaron principalmente el sistema de coordenadas del segmento distal [78, 80, 81, 151, 152, 177, 187, 219-221, 228, 240] y únicamente Astephen y cols. [182] y Amin y cols. [189] utilizaron el sistema de coordenadas articular y sistema de coordenadas del segmento proximal respectivamente. Este es un aspecto muy importante que no se ha tenido muy en cuenta en la literatura, especialmente a la hora de comparar los resultados con otros estudios.

En el presente estudio se utilizó el sistema de coordenadas local del segmento distal (tibia) en todos los sujetos, lo que permite la posibilidad de realizar comparaciones de forma consistente entre los sujetos dentro de este estudio, igual que si se hubiera utilizado otro sistema de referencia para todos los sujetos. Al utilizar de forma sistemática el mismo sistema de referencia para representar los momentos articulares en todos los sujetos, los datos del presente estudio mantienen una coherencia que nos permite obtener comparaciones y conclusiones de los datos de forma consistente dentro del presente estudio sin restar validez a los datos obtenidos del análisis de los determinantes mecánicos. Sin embargo, este aspecto es importante en la comparación de los resultados del presente estudio con los de otros estudios. En este sentido, hay que señalar que los datos de los momentos articulares de la rodilla obtenidos en el presente estudio fueron expresados en torno al sistema de referencia local distal de la rodilla (sistema de coordenadas del segmento tibial) y puede que no sean comparables (especialmente estudiando el primer pico del MAER) con otros estudios que hayan utilizado un sistema de referencia global o del laboratorio, un sistema de referencia de la articulación proximal o un sistema de coordenadas articular. En la interpretación clínica de los determinantes mecánicos calculados y las potenciales modificaciones sobre el MAER que se puedan realizar en el futuro debe de tenerse en cuenta este aspecto.

Si se estudia la bibliografía referente a los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal, al menos cada sistema de referencia ha sido utilizado en algún estudio [80, 81, 182, 189, 321]. Es importante señalar que todos los sistemas alternativos de

referencia son válidos y matemáticamente correctos. Las diferencias observadas entre ellos no representan “errores” en la determinación de los momentos articulares sino más bien diferencias “subjetivas” que son debidas al sistema de referencia utilizado para describir los momentos articulares. La cuestión más importante en este sentido es determinar cuál es el sistema de referencia más apropiado para calcular los momentos articulares tridimensionales de las diferentes articulaciones y cual nos aporta información más fiable desde el punto de vista clínico. Esta importante consideración ha recibido muy poca atención en la literatura biomecánica hasta la fecha. Actualmente no existe una convención establecida sobre el mejor sistema para referenciar los momentos articulares en las diferentes articulaciones del miembro inferior y muy pocos estudios han intentado justificar un determinado sistema de referencia para articulaciones concretas [348]. La decisión de adoptar un sistema de referencia u otro se ha basado típicamente en motivos de preferencia de los investigadores más que en evidencias objetivas de un sistema sobre otro. En el contexto del presente estudio los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal se usan como un indicador indirecto de las cargas articulares en el compartimento medial. Por lo tanto, la convención ideal para usar en el presente estudio sería aquella que mejor refleje los cambios de las fuerzas de contacto en el compartimento medial. Fisher y cols. [213] mostraron su rechazo a utilizar el sistema de coordenadas del segmento proximal ya que teóricamente no se mantiene estático con respecto a la meseta tibial. Actualmente el único sistema de referencia que se ha utilizado para estudiar la correlación del MAER con la carga articular medida *in vivo* ha sido el sistema de coordenadas local del segmento distal [123], que ha mostrado una alta correlación con las cargas articulares del compartimento medial medidas *in vivo*. Por este motivo en el presente estudio se utilizó este sistema de referencia distal ya que ha sido el único que ha mostrado una alta correlación con las cargas articulares *in vivo*. Hasta la fecha no hay estudios que hayan estudiado la correlación de otros sistemas de referencia con las cargas articulares.

4.5.6. NORMALIZACIÓN DE LOS MOMENTOS.

Una de las características del análisis de la marcha consiste en poder distinguir entre formas fisiológicas y alteraciones patológicas en la marcha. Para esto la mayoría de los métodos de evaluación de la marcha calculan las diferencias existentes entre distintos grupos de pacientes o poblaciones [350]. Se identifican posibles alteraciones de la marcha si los resultados determinan que los valores de un grupo de sujetos para una variable concreta o grupo de variables son muy diferentes de los valores normales del resto de la población. La comparación debe de realizarse con individuos de similares características. No obstante el análisis de la marcha, y más concretamente de los momentos articulares como es el objetivo de este estudio, presenta ciertas peculiaridades a tener en consideración.

Los individuos con altura y peso mayor pueden presentar ciertas alteraciones en la valoración de sus momentos articulares. Personas más altas presentan mayor longitud y peso de los diferentes segmentos corporales lo que les confiere mayores momentos de inercia de los segmentos y mayores brazos de palanca sobre las articulaciones [351]. Sus masas segmentarias mayores se reflejan en mayores fuerzas y momentos articulares cuando contactan con el suelo. A través de las ecuaciones de dinámica inversa los individuos más altos o con más peso presentan mayores fuerzas articulares internas, momentos y potencias articulares que aquellos individuos más bajos o con menos peso [112, 352].

En el presente estudio se realizó un análisis de regresión multivariable sobre los valores de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal. Para la realización de esta prueba se requiere que los valores de los sujetos sean uniformemente comparables entre los sujetos de estudio [303]. Se han ideado varias formas para normalizar los parámetros derivados del cálculo de los momentos articulares para la población general como dividir los momentos articulares entre el

peso del sujeto, entre el peso por la altura, entre el peso por la altura al cuadrado, etc. [143]. El objetivo de realizar esta normalización se basa en obtener valores absolutos de los momentos articulares que sean comparables de unos individuos a otros independientemente de su altura o peso. La idea es obtener diferencias entre los sujetos que sean debidas a las características biomecánicas intrínsecas de la marcha del sujeto y no dependientes de sus datos antropométricos.

En el presente estudio se realizó una normalización de los momentos articulares dividiéndolos por el peso del sujeto. Este método de normalización de los momentos articulares de los sujetos de estudio ha sido utilizado por diversos estudios en el MAER [174, 177, 186-188, 222, 223, 238, 239, 257] y ha mostrado ser muy eficaz para la comparación de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal [143, 257]. Moisisio y cols. [257] estudiaron de forma específica el efecto de la normalización de los momentos articulares en el MAER. Sus resultados mostraron que tanto la normalización por el peso como por el peso y la altura reducen drásticamente la variabilidad de los resultados. En su estudio, la comparación del MAER entre hombres y mujeres sin normalizar los datos presentó diferencias de género en el primer y segundo pico del MAER. Sin embargo, cuando los valores del MAER eran normalizados con el peso del sujeto o con el peso y la altura, las diferencias entre géneros desaparecían.

Entendemos, por tanto, que la normalización realizada en el presente estudio es válida y sirvió para disminuir la variabilidad de los momentos articulares debida a datos antropométricos, lo que confiere validez a las comparaciones realizadas en el presente estudio (tanto de diferencias de género, como de regresión múltiple). No obstante, es importante señalar que los datos numéricos del presente estudio son únicamente comparables con estudios que hayan usado el mismo método de normalización y no con aquellos que hayan usado variables antropométricas diferentes para la normalización de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal.

Conclusiones

Apartado 5

Conclusiones

En el presente estudio se investigaron los determinantes mecánicos del momento adductor externo de rodilla (MAER) durante la fase de apoyo marcha de 100 individuos sanos usando un sistema de análisis informatizado de la marcha tridimensional (Oxford Metrix's VICON, Oxford, UK). Las conclusiones obtenidas del estudio son las siguientes:

PRIMERA.- Se han identificado patrones de referencia de los momentos de la rodilla en el plano frontal sobre la muestra del presente trabajo que podrían ser representativos del comportamiento mecánico de la rodilla en la población española que hasta la fecha no habían sido descritos. La gráfica del MAER en los momentos adductores presenta una doble curva diferenciada con un primer pico en el 16% del ciclo de la marcha y un segundo pico en el 49% del ciclo de la marcha. La forma general de la gráfica es muy similar a la descrita por otros investigadores en otros países. Los valores obtenidos en el presente estudio pueden servir de referencia para estudios posteriores.

SEGUNDA.- A pesar de que la estimación de la incidencia de la OA de rodilla es mayor en mujeres que en hombres para la población española, en el presente estudio no se observaron diferencias en cuanto a la magnitud del primer pico,

segundo pico y área total de MAER entre sexos. Es posible que las diferencias de género en la incidencia de OA de rodilla puedan deberse a factores no relacionados con diferencias en la carga articular de la rodilla durante la marcha entre hombres y mujeres.

TERCERA.- Se han identificado una serie de variables mecánicas que están relacionadas con la carga articular del compartimento medial de la rodilla en la población sana y se ha estudiado su contribución relativa. La alineación del miembro inferior es la variable más importante para explicar la variación de la carga articular de los compartimentos medial o lateral de la rodilla durante la marcha, explicando una variabilidad en torno a un 30% para el primer pico, segundo pico y área total del MAER. Los resultados muestran que la alineación femorotibial en varo de la extremidad aumenta la carga del compartimento medial de la rodilla y al contrario, la alineación en valgo la disminuye. El momento articular de la cadera en el plano frontal ha sido la segunda variable más importante en el presente estudio mostrando que un aumento de los momentos articulares internos de cadera en abducción durante la marcha aumenta la carga articular en el compartimento medial de la rodilla explicando entre un 13% a un 21% de la variabilidad del MAER durante la fase de apoyo de la marcha. La rotación del pie entendida como la posición del pie con respecto a la tibia durante la marcha también se encuentra implicada en la carga articular de la rodilla de forma que una posición del pie en rotación externa sobre la tibia durante la marcha se asocia con una disminución de los valores del MAER y una posición del pie en rotación interna sobre la tibia durante la marcha se asocia con un aumento de los mismos. La variabilidad explicada por este factor fue de un 12,3% para el segundo pico del MAER y de un 3% para el área total del MAER. Finalmente los momentos articulares externos supinadores de retropié aumentan levemente la carga articular en el compartimento medial de la rodilla explicando un 2,6% de la variabilidad del primer pico del MAER no mostrando asociación con el segundo pico y con el área total del MAER.

CUARTA.- A pesar de que el diseño transversal del estudio presenta ciertas limitaciones creemos que este trabajo aporta información de referencia sobre los MAER en la población española sana que no existía hasta el momento que será de gran utilidad para posteriores estudios, a la vez que complementa los datos existentes, realizados en estudios en otros países, respecto al comportamiento mecánico de la rodilla durante la marcha y sus determinantes mecánicos planteando nuevas hipótesis y líneas de trabajo para el futuro en la investigación del tratamiento y prevención de la OA de rodilla.

Bibliografía

Bibliografía

1. Sociedad Española de Reumatología. Estudio EPISER: Prevalencia de las enfermedades reumáticas en la población española. España: Merck, Sharp & Dohme; 2001.
2. Batlle-Gualda E, Jovani Casano V, Ivorra Cortés J, Pascual Gómez E. Las enfermedades del aparato locomotor en España. Magnitud y recursos humanos especializados. *Rev Esp Reumatol* 1998;25(3):91-105.
3. National Arthritis Data Group. Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part I. *Arthritis Rheum* 2008;58(1):15-25.
4. Carmona L, Gabriel R, Ballina FJ, Laffon A, Grupo de Estudio EPISER. Proyecto EPISER 2.000: Prevalencia de enfermedades reumáticas en la población española. Metodología, resultados del reclutamiento y características de la población. *Rev Esp Reumatol* 2001;28(1):18-25.
5. Carmona L, Ballina FJ, Gabriel R, Laffon A, EPISER Study Group. The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: Results from a nation-wide study. *Ann Rheum Dis* 2001;60(11):1040-5.
6. Dieppe P. Osteoarthritis. En: Klippel JH, Dieppe PA, editores. *Rheumatology*. Hong Kong: Mosby-Doyma; 1994. p. 72.1-72.6.
7. National Arthritis Data Group. Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum* 2008;58(1):26-35.
8. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Prevalence of disabilities and associated health conditions among adults-United States, 1999. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 2001;50:120-5.
9. Pope AM, Tarlow AR. Institute of medicine committee on a national agenda for prevention of disabilities. *Disability in America: Toward a national agenda for prevention*. Washington: National Academy Press; 1991.

10. Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH, Heyse SP, Hirsch R, Hochberg MC, Hunder GG, Liang MH, Pillemer SR, Steen VD, Wolfe F. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum* 1998;41(5):778-99.
11. D'Ambrosia RD. Epidemiology of osteoarthritis. *Orthopedics* 2005;28(2 (Suppl)):s201-5.
12. Helmick CG, Lawrence RC, Pollard RA, Lloyd E, Heyse SP, National Arthritis Data Workgroup. Arthritis and other rheumatic conditions: Who is affected now, who will be affected later? *Arthritis Care Res* 1995;8(4):203-11.
13. Oliveira SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum* 1995;38(8):1134-41.
14. Grotle M, Hagen KB, Natvig B, Dahl FA, Kvien TK. Obesity and osteoarthritis in knee, hip and/or hand: An epidemiological study in the general population with 10 years follow-up. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:132.
15. McAlindon TE, Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Aliabadi P, Weissman B, Rush D, Wilson PW, Jacques P. Relation of dietary intake and serum levels of vitamin D to progression of osteoarthritis of the knee among participants in the framingham study. *Ann Intern Med* 1996;125(5):353-9.
16. Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ, Anthony JM, Zhang Y, Wilson PW, Kelly-Hayes M, Wolf PA, Kreger BE, Kannel WB. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham study. *Am J Public Health* 1994;84(3):351-8.
17. Ware JE, Kosinski M, Keller SD. A 12-item short-form health survey: Construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Medical Care* 1996;34(3):220-33.
18. Bruce B, Fries JF. The health assessment questionnaire (HAQ). *Clin Exp Rheumatol* 2005;23(5 Suppl. 39):s14-8.
19. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, Kington RS, Lane NE, Nevitt MC, Zhang Y, Sowers M, McAlindon T, Spector TD, Poole AR, Yanovski SZ, Ateshian G, Sharma L, Buckwalter JA, Brandt KD, Fries JF. Osteoarthritis: New insights. part I: The disease and its risk factors. *Ann Intern Med* 2000;133(8):635-46.
20. Dieppe P. Osteoarthritis. *Acta Orthop Scand Suppl* 1998;281:2-5.

21. Huch K, Kuettner KE, Dieppe P. Osteoarthritis in ankle and knee joints. *Semin Arthritis Rheum* 1997;26(4):667-74.
22. Sharma L, Kapoor D, Issa S. Epidemiology of osteoarthritis: An update. *Curr Opin Rheumatol* 2006;18(2):147-56.
23. Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly: The framingham osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 1987;30(8):914-8.
24. Zhang Y, Niu J, Kelly-Hayes M, Chaisson CE, Aliabadi P, Felson DT. Prevalence of symptomatic hand osteoarthritis in the elderly: The Framingham osteoarthritis study. *Am J Epidemiol* 2002;156(11):1021-7.
25. Dillon CF, Rasch EK, Gu Q, Hirsch R. Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: Arthritis data from the third national health and nutrition examination survey 1991-1994. *J Rheumatol* 2006;33(11):2271-9.
26. Jordan JM, Helkic CG, Renner JB, Luta G, Woodard J, Dragomir AD, Woodard J, Fang F, Schwartz TA, Abbate LM, Callahan LF, Kalsbeek WD, Hochberg MC. Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in african-americans and caucasians: The johnston county osteoarthritis project. *J Rheumatol* 2007;34(1):172-80.
27. Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum* 1998;41(8):1343-55.
28. Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG, Renner JB, Tudor G, Koch G, Dragomir A, Kalsbeek WD, Luta G, Jordan JM. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2008;59(9):1207-13.
29. Zhang Y, Xu L, Nevitt MC, Aliabadi P, Yu W, Qin M, Lui LY, Felson DT. Comparison of the prevalence of knee osteoarthritis between the elderly chinese population in beijing and whites in the united states: The beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 2001;44(9):2065-71.
30. Zhang N, Shi Q, Zhang X. An epidemiologic study of knee osteoarthritis. *Chin J Int Med* 1995;34(3):84-7.
31. Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: A review of community burden and current use of health care. *Ann Rheum Dis* 2001;60(2):91-7.

32. Badley E, Tennant A. Impact of disablement due to rheumatic disorders in a british population: Estimates of severity and prevalence from the calderdale rheumatic disablement survey. *Ann Rheum Dis* 1993;52(1):6-13.
33. Cunningham LS, Kelsey JL. Epidemiology of musculoskeletal impairments and associated disability. *Am J Public Health* 1984;74(6):574-9.
34. van Saase JL, van Romunde LK, Cars A, Vandenbroucke JP, Valkenburg HA. Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis* 1989;48(4):271-80.
35. Fernandez-Lopez JC, Laffon A, Blanco FJ, Carmona L. Prevalence, risk factors, and impact of knee pain suggesting osteoarthritis in Spain. *Clin Exp Rheumatol* 2008;26(2):324-32.
36. Calcerrada-Díaz Santos N, Gracia San Román FJ, Blasco Amaro JA, Andradas Aragonés E, Pla-Mestre R. Sistema de clasificación de patologías en rehabilitación en pacientes ambulatorios. *Rehabilitación* 2006;40(4):180-7.
37. Proceso de rehabilitación ambulatoria en el área sanitaria 1 de la Comunidad de Madrid [Internet] [acceso 2009 Mayo/13]. Disponible en: http://www.madrid.org/cs/Satellite?c=CM_Actuaciones_FA&cid=1142285691985&idTema=1109266526431&language=es&pagename=ComunidadMadrid%2FEstructura&pid=1109181527641&pv=1142286483551&segmento=1&sm=1.
38. Felson DT. The course of osteoarthritis and factors that affect it. *Rheum Dis Clin North Am* 1993;19(3):607-15.
39. Doherty M. Risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Lancet* 2001;358(9284):775-6.
40. Seedhom BB. Conditioning of cartilage during normal activities is an important factor in the development of osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 2006;45(2):146-9.
41. Carter DR, Beaupré GS, Wong M, Smith RL, Andriacchi TP, Schurman DJ. The mechanobiology of articular cartilage development and degeneration. *Clin Orthop* 2004;427 Suppl:S69-77.
42. Beaupré GS, Stevens SS, Carter DR. Mechanobiology in the development, maintenance, and degeneration of articular cartilage. *J Rehabil Res Dev* 2000;37(2):145-51.

43. Griffin TM, Guilak F. The role of mechanical loading in the onset and progression of osteoarthritis. *Exerc Sport Sci Rev* 2005;33(4):195-200.
44. Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dirby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *An Biomed Engineering* 2004;32(3):447-57.
45. Cooper C, Snow S, McAlindon TE, Kellingray S, Stuart B, Coggon D, Dieppe PA. Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2000;43(5):995-1000.
46. Brandt KD, Dieppe P, Radin E. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Med Clin North Am* 2009;93(1):1-24.
47. Brandt KD, Dieppe P, Radin EL. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2008;34(3):531-59.
48. Martin DF. Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26(12):1429-34.
49. Radin EL, Rose RM. Role of subcondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop Relat Res* 1986;213:34-9.
50. Wu DD, Burr DB, Boyd RD, Radin EL. Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. *J Orthop Res* 1990;8(4):572-85.
51. Carlson CS, Loeser RF, Jayo MJ, Weaber DS, Adams MR, Jerome CP. Osteoarthritis in cynomolgus macaques: A primate model of naturally occurring disease. *J Orthop Res* 1994;12(3):331-9.
52. Dedrick DK, Goldstein SA, Brandt KD, O'Connor BL, Goulet RW, Albrecht M. A longitudinal study of subchondral plate and trabecular bone in cruciate-deficient dogs with osteoarthritis followed up for 54 months. *Arthritis Rheum* 1993;36(10):1460-7.
53. Dieppe P, Cushnaghan J, Young P, Kirwan J. Prediction of the progression of joint space narrowing in osteoarthritis of the knee by bone scintigraphy. *Ann Rheum Dis* 1993;52(8):557-63.
54. Dieppe PA, Lohmander LS. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet* 2005;365(9463):965-73.
55. Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2008;34(3):515-29.

56. Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Naimark A, Weissman B, Aliabadi P, Levy D. Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly. The framingham study. *Arthritis Rheum* 1997;40(4):728-33.
57. Manninen P, Riihimaki H, Heliiovaara M, Makela P. Overweight, gender and knee osteoarthritis. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20(6):595-7.
58. Hart DJ, Doyle DV, Spector TD. Incidence and risk factors for radiographic knee osteoarthritis in middle-aged women: The chingford study. *Arthritis Rheum* 1999;42(1):17-24.
59. Dougados M, Gueguen A, Nguyen M, Thiesce A, Listrat V, Jacob L, Nakache JP, Gabriel KR, Lequesne M, Amor B. Longitudinal radiologic evaluation of osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol* 1992;19(3):378-84.
60. Ledingham J, Regan M, Jones A, Doherty M. Factors affecting radiographic progression of knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1995;54(1):53.
61. Wolfe F, Lane NE. The longterm outcome of osteoarthritis: Rates and predictors of joint space narrowing in symptomatic patients with knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002;29(1):139-46.
62. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2002;61(7):617-22.
63. Sharif M, Saxne T, Sherpstone L, Kirwan JR, Wilson CJ, Heinegard D, Dieppe PA. Relationship between serum cartilage oligomeric matrix protein levels and disease progression in osteoarthritis of the knee joint. *Br J Rheumat* 1995;34(4):306-10.
64. Spector TD, Dacre JE, Harris RA, Huskinson EC. Radiological progression of osteoarthritis: An 11 year follow up study of the knee. *Ann Rheum Dis* 1992;51(10):1107-10.
65. Schouten JSAG, van den Ouweland FA, Valkenburg HA. A 12 year follow up study in the general population on prognostic factors of cartilage loss in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis* 1992;51(8):932-7.
66. Belo JM, Berger MY, Reijman M, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. Prognostic factors of progression of osteoarthritis of the knee: A systematic review of observational studies. *Arthritis Rheum* 2007;15(1):13-26.

67. Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EJMA, Sum JA, Lenz ME, Dunlop DD, Schnitzer TJ, Kirwan-Mellis G, Andriacchi TP. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 1998;41(7):1233-40.
68. Hochberg MC, Lethbridge-Cejku M, Scott WWJ, Reichle R, Plato CC, Tobin JD. The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: Data from the Baltimore longitudinal study of aging. *J Rheumatol* 1995;22(3):488-93.
69. Reijman M, Pols HAP, Bergink AP, Hazes JMW, Belo JN, Lievense AM, Bierma-Zeinstra SMA. Body mass index with onset and progression of osteoarthritis of the knee but not of the hip: The rotterdam study. *Ann Rheum Dis* 2007;66(2):158-62.
70. Spector TD, Hart DJ, Doyle DV. Incidence and progression of osteoarthritis in women with unilateral knee disease in the general population: The effect of obesity. *Ann Rheum Dis* 1994;53(9):565-8.
71. Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ. Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The framingham study. *Ann Intern Med* 1992;116(7):535-9.
72. Messier SP, Loeser RF, Mitchell MN, Valle G, Morgan TP, Rejeski WJ, Ettinger WH. Exercise and weight loss in obese older adults with knee osteoarthritis: A preliminary study. *J Am Geriatr Soc* 2000;48(9):1062-72.
73. Felson DT, Goggins J, Niu J, Zhang Y, Hunter DJ. The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment. *Arthritis Rheum* 2004;50(12):3904-9.
74. Sharma L, Lou C, Cahue S, Dunlop DD. The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: The mediating role of malalignment. *Arthritis Rheum* 2000;43(3):568-75.
75. Teichtahl AJ, Cicuttini FM, Janakiraman N, Davis SR, Wluka AE. Static knee alignment and its association with radiographic knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2006;14(9):958-62.
76. Briem K, Snyder-Mackler L. Proximal gait adaptations in medial knee OA. *J Orthop Res* 2009;27(1):78-83.
77. Janakiraman N, Teichtahl AJ, Wluka AE, Ding C, Jones G, Davis SR, Cicuttini FM. Static knee alignment is associated with the risk of unicompartmental knee cartilage defects. *J Orthop Res* 2008;26(2):225-30.

78. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72(6):905-9.
79. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. Axial lower-limb alignment: Comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage* 1997;5(1):39-47.
80. Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. *Arthritis Rheum* 2004;50(4):1172-8.
81. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2005;52(9):2835-44.
82. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA, Moio KC, Shott S, Goker B, Sumner DR. Bone mineral density in the proximal tibia varies as a function of static alignment and knee adduction angular momentum in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone* 2006;39(5):1116-22.
83. Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 2002;46(10):2632-6.
84. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 2001;286(7):188-95.
85. Hunter DJ, Niu J, Felson DT, Harvey WF, Gross KD, McCree P, Aliabadi P, Sack B, Zhang Y. Knee alignment does not predict incident osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2007;56(4):1212-8.
86. Felson DT, Niu J, Clancy M, Sack B, Aliabadi P, Zhang Y. Effect of recreational physical activities on the development of knee osteoarthritis in older adults of different weights: The Framingham study. *Arthritis Rheum* 2007;57(1):6-12.
87. Lane NE, Bloch DA, Wood PD, Fries JF. Aging, long-distance running, and the development of musculoskeletal disability. A controlled study. *Am J Med* 1987;82(4):772-80.
88. Lane NE, Oehlert JW, Bloch DA, Fries JF. The relationship of running to osteoarthritis of the knee and hip and bone mineral density of the lumbar spine: A 9 year longitudinal study. *J Rheumatol* 1998;25(2):334-41.

89. Lane NE, Michel B, Bjorkengren A, Oehler J, Shi H, Block DA, Fries JF. The risk of osteoarthritis with running and aging: A 5-year longitudinal study. *J Rheumatol* 1993;20(3):461-8.
90. Felson DT, Hannan MT, Naimark A, Berkeley J, Gordon G, Wilson PW, Anderson J. Occupational physical demands, knee bending, and knee osteoarthritis: Results from the Framingham study. *J Rheumatol* 1991;18(10):1587-92.
91. Kujala UM, Kettunen J, Paanannen H, Aalto T, Battie MC, Impivaara O, Videman T, Sarna S. Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters and shooters. *Arthritis Rheum* 1995;38(4):539-46.
92. Spector TD, Harris PA, Hart DJ, Cicuttini FM, Mandra D, Etherington J, Wolman RL, Doyle DV. Risk of osteoarthritis associated with long-term weight-bearing sports: A radiologic survey of the hips and knees in female ex-athletes and population controls. *Arthritis Rheum* 1996;39(6):988-95.
93. Radin EL, Burr DB, Caterson B, Fyhrie D, Brown RD, Boyd RD. Mechanical determinants of osteoarthrosis. *Semin Arthritis Rheum* 1991;21(3 Suppl 2):12-21.
94. Frost F. Perspectives: A biomechanical model of the pathogenesis of arthroses. *Anat Rec* 1994;240(1):19-31.
95. Maly MR. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2008;20(5):547-52.
96. Andriacchi TP, Mündermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2006;18(5):514-8.
97. Radin EL, Swann DA, Paul IL, McGrath PJ. Factors influencing articular cartilage wear in vitro. *Arthritis Rheum* 1982;25(8):974-80.
98. Arokoski JP, Jurvelin JS, Vaatainen U, Helminen HJ. Normal and pathological adaptations of articular cartilage to joint loading. *Scand J Med Sci Sports* 2000;10(4):186-98.
99. Jurvelin JS, Arokoski JPA, Hunziker EB, Helminen HJ. Topographical variation of the elastic properties of articular cartilage in the canine knee. *J Biomech* 2000;33(6):669-75.

100. Radin EL, Martin RB, Burr DB, Caterson B, Boyd RD, Goodwin C. Effects of mechanical loading on the tissues of the rabbit knee. *J Orthop Res* 1984;2(3):221-34.
101. Radin E, Paul I. Response of joints to impact loading. *Arthritis Rheum* 1971;14(3):356-62.
102. Olney SJ. Gait. En: Levangie PK, Norkin CC, editores. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. 4ª ed. Philadelphia (PA): FA Davis Co.; 2005. p. 517-68.
103. Inman VT, Ralston D, Todd F. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.
104. Seibel MO. *Función del pie. texto programado*. Madrid: Ortocen, SA Editores; 1994.
105. Root ML, Orion WP, Weed JH. *Normal and abnormal function of the foot*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation; 1977.
106. Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare (NJ): Slack, Inc.; 1992.
107. Ropa Moreno JM. Estudio de la marcha: Avances en técnica ortésica. En: Levy Benasuly AE, Cortés Barragán JM, editores. *Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo*. Barcelona: Masson SA; 2003. p. 417-48.
108. Whittle MW. *Gait analysis: An introduction*. 4ª ed. Philadelphia (PA): Elsevier, Ltd; 2007.
109. Michaud TC. Foot orthoses and other forms of conservative foot care. In: Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.
110. Nigg BM. Mathematically determinate systems. En: Nigg BM, Herzog W, editores. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 2ª ed. Sussex: John Wiley & Sons; 1999. p. 458-532.
111. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;10(5):575-87.
112. Winter DA. *Biomechanics and motor control of the human movement*. 3ª ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.; 2005.
113. Özcaya N, Nordin M. *Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion and deformation*. 2ª ed. New York: Springer; 1999.

114. Stauffer RN, Chao EY, Gvory AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clin Orthop* 1977;126:246-55.
115. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. part II kinematics. *Gait Posture* 2002;16(2):159-79.
116. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg* 2002;20(3):222-31.
117. Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 2: Instrumental errors. *Gait Posture* 2005;21(2):197-211.
118. Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(2):216-25.
119. Ounpuu S, Davis R, DeLuca PA. Joint kinetics: Methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelo meningocele. *Gait Posture* 1996;4(1):62-78.
120. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3(1):51-61.
121. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 1991;9(1):113-9.
122. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25(3):395-403.
123. Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, D'Lima DD, Colwell CW, Fregly BJ. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *J Orthop Res* 2007;25(6):789-97.
124. Mündermann A, Dyrby CO, D'Lima DD, Colwell CW, Andriacchi TP. In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *J Orthop Res* 2008;26(9):1167-72.
125. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Contributions of muscle, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J Orthop Res* 2006;24(10):1983-90.
126. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 2004;22(3):635-2.

127. Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg* 1983;65(2):247-59.
128. Johnson F, Leith S, Waung W. The distribution of load across the knee: A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg* 1980; 62(3):346-9.
129. Víctor Hoyos J, Lafuente R, Sánchez Lacuesta J, Prat J, Soler Gracia C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. En: Instituto Biomecánico de Valencia, editor. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Publicaciones IBV; 2005. p. 331-78.
130. Abraham R, Marsden JE. *Foundations of mechanics*. 2ª ed. Reading (MA): Addison Wesley; 1978.
131. Goldstein H, Poole CP, Safko JL. *Mecánica clásica*. 3ª ed. Barcelona: Reverté; 2002.
132. Rose J, Gamble JG. *Human walking*. 2ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994.
133. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 1995;28(6):753-8.
134. Kirby KA. *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997-2002*. Payson (AZ): Precision Intricast, Inc.; 2002.
135. Kirby KA. *Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters*. Payson (AZ): Precision Intricast, Inc.; 1997.
136. Kirby KA. *Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002-2008*. Payson (AZ): Precision Intricast, Inc.; 2009.
137. Serway RA, Jewett JW. *Physics for scientists and engineers with modern physics*. 7ª ed. California: Thomson Brookes/Cole.; 2008.
138. Tipler P, Mosca G. *Physics for scientist and engineers: Mechanics, oscilations and waves, thermodynamics*. 5ª ed. New York: W.H. Freeman; 2004.
139. Glitsch U, Baumann U. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech* 1997;30(11):1123-31.
140. Duoglas G. *Physics: Principles with applications*. 3ª ed. Philadelphia: WH Thems; 1991.

141. Özcaya N, Nordin M. Fundamentals of biomechanics, equilibrium, motion and deformation. New York: Van Nostrand Reinhold; 1991.
142. Mikosz RP, Andriacchi TP, Andersson GBJ. Model analysis of factors influencing the prediction of muscle forces at the knee. *J Orthop Res* 1988;6(2):205.
143. Pierrinowski MR, Galea V. Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups: Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 2001;13(3):193-201.
144. Siegler S, Moskowitz GD, Freedman W. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *J Biomech* 1984;17(9):647-52.
145. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, Vanderwoort AA. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2008;16(5):591-9.
146. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res* 2002;20(1):101-7.
147. Liu J, Lockhart TE. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. *Gait Posture* 2006;23(4):480-5.
148. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture* 2007;25(3):440-52.
149. Schache AG, Baker R, Vaughan CL. Differences in lower limb transverse plane joint moments during gait when expressed in two alternative reference frames. *J Biomech* 2007;40(1):9-19.
150. Andriacchi TP, Mikosz RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. En: Mow VC, Hayes WC, editores. *Basic orthopaedic biomechanics*. New York: Raven Press; 1991. p. 51-92.
151. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2006;39(12):2213-20.

152. Hurwitz DE, Summer DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 1998;31(5):423-30.
153. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. *Am J Sports Med* 1992;20(6):707-16.
154. Cooke T, Li J, Scudamore R. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am* 1994;25(3):387-93.
155. Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee: A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1968;Suppl 277:7-72.
156. Windsor RE, Insall JN. Surgery of the knee. En: Sledge CB, Ruddy S, Harris ED, Kelley WN, editores. *Arthritis surgery*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1994. p. 794-817.
157. Dieppe P, Lim K. Osteoarthritis: Clinical features and diagnostic problems. En: Klippel JH, Dieppe PA, editores. *Rheumatology*. London (UK): Mosby; 1998. p. 74.1-74.16.
158. Felson DT, Newitt MC, Zhang Y, Aliabadi P, Baumer B, Gale D, Li W, Yu W, Xu L. High prevalence of lateral knee osteoarthritis in beijing chinese compared with framingham caucasian subjects. *Arthritis Rheum* 2002;46(5):1217-22.
159. Cicuttini FM, Wluka AE, Wang Y, Davis SR, Hankin J, Ebeling P. Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults. *J Rheumatol* 2002;29(3):554-6.
160. Riegger-Krugh C, Gerhart TN, Powers WR, Hayes WC. Tibiofemoral contact pressures in degenerative joint disease. *Clin Orthop* 1998;348:233-45.
161. Hunter DJ, Niu JB, Zhang Y, LaValley M, McLennan CE, Hudelmaier M, Eckstein F, Felson DT. Premorbid knee osteoarthritis is not characterized by diffuse thinness: The framingham osteoarthritis study. *Ann Rheum Dis* 2008;67(11):1545-9.
162. Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone* 1998;23(5):399-407.
163. Wolff J. The law of bone remodeling [das gesetz der transformation der knochen]. Berlin: Springer-Verlag; 1986.

164. Bauman WA, Spungen AM, Wang J, Pierson RN, Schwartz E. Continuous loss of bone during chronic immobilization: A monozygotic twin study. *Osteoporos Int* 1999;10(2):123-7.
165. Zerwekh JE, Ruml LA, Gottschalk F, Pak CYC. The effects of twelve weeks of bed rest on bone histology, biochemical markers of bone turnover, and calcium homeostasis in eleven normal subjects. *J Bone Miner Res* 1998;13(10):1594-601.
166. Heinonen A, Oja P, Kannus P, Sievänen H, Haapasalo H, Mänttari A, Vuori I. Bone mineral density in female athletes representing sports with different loading characteristics of the skeleton. *Bone* 1995;17(3):197-203.
167. Jones HH, Priest JD, Hayes WC, Tichenor CC, Nagel DA. Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Joint Surg Am* 1977;59(2):204-8.
168. Moisio KC, Hurwitz DE, Summer DR. Dynamic load are determinants of peak bone mass. *J Orthop Res* 2004;22(2):339-45.
169. Hurwitz DE, Foucher KC, Summer DR, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *J Biomech* 1998;31(10):919-25.
170. Jackson BD, Teichtahl AJ, Morris ME, Wluka AE, Davis SR, Cicuttini FM. The effect of the knee adduction moment on tibial cartilage volume and bone size in healthy women. *Rheumatology (Oxford)* 2004;43(3):311-4.
171. Wada M, Maezawa Y, Baba H, Shimada S, Sasaki S, Nose Y. Relationship among bone mineral densities, static alignment and dynamic load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 2001;40(5):449-505.
172. Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A. A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee* 2004;11(3):225-31.
173. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increase knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2002;10(7):573-9.
174. Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand* 2002;73(6):647-52.

175. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2004;12(9):745-51.
176. Shimada S, Kobayashi S, Wada M, Uchida K, Sasaki S, Kawahara H, Yayama T, Kitade I, Kamei K, Kubota M, Baba H. Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87(11):1436-41.
177. Lynn SK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2008;23(6):779-86.
178. Weidenhielm L, Svenson OK, Brostrom LA, Mattson E. Adduction moment of the knee compared to radiological and clinical parameters in moderate medial osteoarthrosis of the knee. *Ann Chir Gynaecol* 1994;83(3):236-42.
179. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech* 2007;40(8):1754-61.
180. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech* 2005;20(2):209-17.
181. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(7):1465-71.
182. Astephen JL, Deluzio KJ, Calwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 2008;26(3):332-41.
183. Thorp LE, Summer DR, Block JA, Moision KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2006;54(12):3842-9.
184. Thorp L, Summer DR, Block JA, Moision K, Shott SW, Wimmer MA. Knee adduction angular momentum is a more sensitive predictor of severity of radiographic knee osteoarthritis than peak joint moments. *Trans ORS* 2006;52:196.

185. Thorp LE, Sumner DR, Wimmer MA, Block JA. Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2007;57(7):1254-60.
186. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Stanish WD, Dunbar M. Foot progression angle and the knee adduction moment: A cross-sectional investigation in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2008;16(8):883-9.
187. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Kärrholm J. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: Gait analysis of 30 patients and 15 controls. *J Orthop Res* 2006;24(9):1890-9.
188. Lynn SK, Reid SM, Costigan PA. The influence of gait pattern on signs of knee osteoarthritis in older adults over a 5-11 year follow-up period: A case study analysis. *Knee* 2007;14(1):22-8.
189. Amin SA, Luepongsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum* 2004;51(3):371-6.
190. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, Genge R, Sharma L. Trust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2004;50(12):3897-903.
191. Maquet P. Surgical treatment of femoro-tibial arthrosis. *Acta Orthop Belg* 1982;48(1):172-89.
192. Maquet P. The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop Relat Res* 1980;146:102-10.
193. Kettelkamp DB, Wenger DR, Chao EY, Thompson C. Results of proximal tibial osteotomy. The effects of tibiofemoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial-plateau force. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58(7):952-60.
194. Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67(8):1188-94.
195. Wada M, Imura S, Nagatani K, Baba H, Shimada S, Sasaki S. Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 1998;354:180-8.
196. Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek MD, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2007;57(3):389-7.

197. Sasaki T, Yasuda K. Clinical evaluation of the treatment of osteoarthritic knees using a newly designed wedged insole. *Clin Orthop Relat Res* 1987;221:181-7.
198. Wolfe SA, Brueckmann FR. Conservative treatment of genu valgus and varum with medial/lateral heel wedges. *Indiana Med* 1991;84(9):614-5.
199. Tohyama H, Yasuda K, Kaneda K. Treatment of osteoarthritis of the knee with heel wedges. *Int Orthop* 1991;15(1):31-3.
200. Keating EM, Faris PM, Ritter MA, Kane J. Use of lateral heel and sole wedges in the treatment of medial osteoarthritis of the knee. *Orthop Rev* 1993;22(8):921-4.
201. Rubin R, Menz HB. Use of laterally wedged custom foot orthoses to reduce pain associated with medial knee osteoarthritis. *J Am Podiatr Med Assoc* 2005;95(4):347-52.
202. Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: What are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum* 2008;59(3):408-15.
203. Brouwer RW, van Raaij TM, Jakma TT, Verhagen AP, Verhaar JAN, Bierma-Zeinstra SMA. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2005(1):CD004020.
204. Maillefert JF, Hudry C, Baron G, Kieffert P, Bourgeois P, Lechevalier D, Coutaux A, Dougados M. Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis: A prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage* 2001;9(8):738-45.
205. Pham T, Maillefert JF, Hudry C, Kieffert P, Bourgeois P, Lechevalier D, Dougados M. Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis. A two-year prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage* 2004;12(1):46-55.
206. Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandya MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. *Clin Biomech* 2008;23(6):814-21.
207. Butler RJ, Marchesi S, Royer T, Davis IS. The effect of a subject-specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 2007;25(9):1121-7.

208. Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2000;375:185-92.
209. Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(7):889-93.
210. Kakihana W, Torii S, Akai M, Nakazawa K, Fukano M, Naito K. Effect of a lateral wedge on joint moments during gait in subjects with recurrent ankle sprain. *Am J Phys Med Rehabil* 2005;84(11):858-64.
211. Kakihana W, Akai M, Yamasaki N, Takashima T, Nakawaza K. Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. *Am J Phys Med Rehabil* 2004;83(4):273-8.
212. Erhart JC, Mündermann A, Mündermann L, Andriacchi TP. Predicting changes in knee adduction moment due to load altering interventions from pressure distribution at the foot in healthy subjects. *J Biomech* 2008;41(14):2989-94.
213. Fisher DS, Dyrby CO, Mündermann A, Morag E, Andriacchi TP. In healthy subjects without knee osteoarthritis, the peak knee adduction moment influences the acute effect of shoe interventions designed to reduce medial compartment knee load. *J Orthop Res* 2007;25(4):540-6.
214. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. *Clin Biomech* 2006;21(6):631-9.
215. Williams III DS, McClay Davis I, Baitch SP. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(12):2060-8.
216. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech* 2003;18(3):254-62.
217. Kerrigan DC, Johansson JL, Bryant MG, Boxer JA, Della Croce U, Riley PO. Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(5):871-5.
218. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2002;17(8):603-10.

219. Schnitzer TJ, Popovich JM, Andersson GBJ, Andriacchi TP. Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 1993;36(9):1207-13.
220. Hurwitz DE, Ryals AR, Block JA, Sharma L, Schnitzer TJ, Andriacchi TP. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 2000;18(4):572-9.
221. Teichtahl AJ, Wluka AE, Morris ME, Davis SR, Cicuttini FM. The relationship between the knee adduction moment and knee pain in middle-aged women without radiographic osteoarthritis. *J Rheumatol* 2006;33(9):1845-8.
222. Maly MR, Costigan PA, Olney SJ. Role of knee kinematics and kinetics on performance and disability in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2006;21(10):1051-9.
223. Maly MR, Costigan PA, Olney SJ. Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2008;23(6):796-805.
224. Hill C, Gale D, Chaisson C, Skinner K, Kazis L, Gale M, Felson D. Periarticular lesions detected on magnetic resonance imaging. Prevalence in knees with and without symptoms. *Arthritis Rheum* 2003;48(10):2836-44.
225. Torres L, Dunlop D, Petery C, Guermazi A, Prasad P, Hayes K, Song J, Cahue S, Chang A, Marshall M, Sharma L. The relationship between specific tissue lesions and pain severity in persons with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2006;14(10):1033-40.
226. Kornaat P, Bloem J, Ceulemans R, Riyazi N, Rosendaal F, Nelissen R, Carter W, Graverand M, Kloppenburg M. Osteoarthritis of the knee: Association between clinical features and MR imaging findings. *Radiology* 2006;239(3):811-7.
227. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: A systematic review. *The Knee* 2009;16(5):303-9.
228. Teichtahl AJ, Morris ME, Wluka AE, Baker R, Wolfe R, Davis SR, Cicuttini FM. Foot rotation. A potential target to modify the knee adduction moment. *J Sci Med Sport* 2006;9(1-2):67-71.
229. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: Normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77(1):2-7.

230. Boyer KA, Beaupre GS, Andriacchi TP. Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers. *J Biomech* 2008;41(16):3360-5.
231. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Rehabil Res Dev* 1993;30(2):210-32.
232. Kerrigan DC, Riley PO, Nieto TJ, Della Croce U. Knee joint torques: A comparison between women and men during barefoot walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(9):1162-5.
233. Viladot Pericé A. *Patología del antepie*. 4ª ed. Barcelona: Springer-Verlag Iberica; 2001.
234. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: A critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res* 1996;14(2):289-95.
235. Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ, Giffin RJ. Radiographic measures of knee alignment in patients with varus gonarthrosis. Effect of weightbearing status and associations with dynamics joint load. *Am J Sports Med* 2007;35(1):65-70.
236. Fregly BJ, D'Lima DD, Colwell CW. Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee. *J Orthop Res* 2009;27(8):1016-21.
237. Chang A, Hurwitz D, Dunlop D, Song J, Cahue S, Hayes K, Sharma L. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2007;66(10):1271-5.
238. Guo M, Axe MJ, Manal K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait Posture* 2007;26(3):436-41.
239. Lynn SK, Kajaks T, Costigan PA. The effect of internal and external foot rotation on the adduction moment and lateral-medial shear force at the knee during gait. *J Sci Med Sport* 2008;11(5):444-51.
240. Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, Giffin JR, Birmingham TB. Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: A tri-planar kinetic mechanism. *J Biomech* 2008;41(2):276-83.

241. Schache AG, Fregly BJ, Crossley KM, Hinman RS, Pandy MG. The effect of gait modification on the external knee adduction moment is reference frame dependent. *Clin Biomech* 2008;23(5):601-8.
242. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, Sharma L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum* 2005;52(11):3515-9.
243. Huang SC, Wei IP, Chien HL, Wang TM, Liu YH, Chen HL, Lu TW, Lin JG. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys* 2008;30(8):997-1003.
244. Henriksen MH, Aaboe J, Simonsen EB, Alkjaer T, Bliddal H. Experimentally reduced hip abductor function during walking: Implications for knee joint loads. *J Biomech* 2009;42(9):1236-40.
245. Robon MJ, Perell KL, Fang M, Guerrero E. The relationship between ankle plantar flexor muscle moments and knee compressive forces in subjects with and without pain. *Clin Biomech* 2000;15(7):522-7.
246. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech* 1998;13(3):204-15.
247. Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Giffin JR. Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2007;57(6):1012-7.
248. Fregly BJ, Reinbold JA, Rooney KL, Mitchell KH, Chmielewski TL. Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007;54(9):1687-95.
249. Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture* 2007;25(3):385-92.
250. White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30(10):1537-42.
251. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med* 1966;45(1):8-23.
252. Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture* 2003;17(2):106-12.

253. Zeni JA, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clin Biomech* 2009;24(4):372-8.
254. Messier SP. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: Effects on gait. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26(12):1446-52.
255. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977;10(4):261-8.
256. Brinkmann JR, Perry J. Rate and range of knee motion during ambulation in healthy and arthritic subjects. *Phys Ther* 1985;65(7):1055-60.
257. Moio KC, Sumner DR, Shott S, Hurwitz DE. Normalization of joint moments during gait: A comparison of two techniques. *J Biomech* 2003;36(4):599-603.
258. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 1985;7(4):282-8.
259. Chen CP, Chen MJ, Pei YC, Lew HL, Wong PY, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil* 2003;82(4):307-12.
260. Mathieson I, Upton D. A podiatrist's guide to using research. Philadelphia: Churchill Livingstone, Elsevier; 2008.
261. Campbell J. A guide to research for podiatrist. London: M&K Update; 2007.
262. Sackett D. The principles behind the tactics of performing therapeutic trials. En: Haynes RB, Sackett DL, Guyatt GH, Tugwell P, editores. *Clinical Epidemiology. How to do clinical practice research*. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins; 2006. p. 173-243.
263. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Clin Biomech* 1996;11(2):90-100.
264. Woltring HJ. Representation and calculation of 3-D joint movement. *Hum Move Sci* 1991;10(5):603-16.
265. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurements of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990;8(3):383-92.

266. Ramakrishnan HK, Kadaba MP. On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech* 1991;24(10):969-77.
267. Kidder SM, Abuzzahab FS, Harris GF, Johnson JE. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. En: Harris GF, Smith PA, Marks RM, editores. *Foot and ankle motion analysis: Clinical treatment and technology*. Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group; 2008. p. 367-81.
268. Nester CJ, Hutchins S, Bowker P. Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot Ankle Int* 2001;22(2):133-9.
269. Wu G, Cavanagh PR. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 1995;28(10):1257-61.
270. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech* 1995;10(4):171-8.
271. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I, International Society of Biomechanics. Standardization and terminology committee of the international society of biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: Ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002;35(4):543-8.
272. Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial Educational and Research Purposes. D3.2. Technical Report on Data Collection Procedure. ANNEX I. [Internet]: International Societies Technology (IST); c1999 [acceso 2009 4/Junio]. Disponible en:
http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/public_dataset/Doc/VAKHUM-3-Frame_Convention.pdf.
273. Nigg BM, Cole GK, Wright IC. Measuring techniques. optical methods. En: Nigg BM, Herzog W, editores. *Biomechanics of the musculoexqueletal system*. 2ª ed. San Francisco: John Wiley & Sons Inc.; 1999. p. 302-31.
274. Cheng PL. A spherical rotation coordinate system for the description of three-dimensional joint rotations. *Annals of Biomedical Engineering* 2000;28(11):1381-92.
275. Greenwood DT. *Principles of dynamics*. Englewood Cliffs (NJ): Prentice-Hall; 1965.
276. An KN, Browne AO, Korinek S, Tanaka S, Morrey BF. Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *J Orthop Res* 1991;9(1):143-9.

277. Tupling SJ, Pierrinowski MR. Use of cardan angles to locate rigid bodies in three dimensional space. *Med Biol Eng Comput* 1987;25(5):527-32.
278. Kinzel GL, Hall AS, Hillberry BM. Measurement of total motion between two body segments-I. analytical development. *J Biomech* 1972;5(1):93-105.
279. Woltring HJ. 3-D attitude representation of human joints: A standardization proposal. *J Biomech* 1994;27(12):1399-414.
280. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;105(2):136-44.
281. Chao EYS. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J Biomech* 1980;13(12):989-1006.
282. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B. International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005;38(5):981-92.
283. Andrews JG. On the specification of joint configurations and motions. *J Biomech* 1984;17(2):155-8.
284. Suntay WJ, Grood ES, Hefzy MS, Butler DL, Noyes FR. Error analysis of a system for measuring three dimensional joint motion. *J Biomech Eng* 1983;105(2):127-35.
285. Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR. Application of the joint coordinate system to 3-D joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J Biomech Eng* 1993;115(4A):344-9.
286. Nester CJ, Findlow AH. Clinical and experimental models of the midtarsal joint. Proposed terms of reference and associated terminology. *J Am Podiatr Med Assoc* 2006;96(1):24-31.
287. Van der Bogert AJ, Smith GD, Nigg BM. In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: An optimization approach. *J Biomech* 1994;12(27):1477-88.
288. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 2003;17(2):180-7.

289. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van Den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stüssi E. Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(2):311-9.
290. Hof AL. An explicit expression for the moments in multibody systems. *J Biomech* 1992;25(10):1209-11.
291. Whittlesey SN, Robertson DGE. Two-dimensional inverse dynamics. En: Robertson DGER, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN, editores. *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Edwards Brothers; 2004. p. 103-24.
292. Chandler RF, Clauser CE, McConville JT, Reynolds HM, Young JW. Investigation of inertial properties of the human body. Air Force Base, Ohio: Wright-Patterson; 1975.
293. Liu YK, Wickstrom JK. Human kinetics. En: Kenedy RM, editor. *Perspectives in biomedical engineering*. London: Mac Millan Press; 1973.
294. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999;89(6):278-91.
295. Fuller EA. Computerized gait evaluation. En: Valmassy RL, editor. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby-Year Book; 1996. p. 179-205.
296. Trew M, Everett T. *Fundamentos del movimiento humano*. 5ª ed. Barcelona: Masson, SA; 2006.
297. Kirtley C. *Clinical gait analysis: Theory and practice*. London: Elsevier Churchill Livingstone; 2006.
298. Lewek MD, Scholz J, Rudolph KS, Snyder-Mackler LS. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture* 2006;23(4):505-11.
299. Woltring HJ. On methodology in the study of human movement. En: Whiting HTA, editor. *Human motor actions*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers; 1984. p. 35-73.
300. Turvey MT. Coordination. *Am Psychol* 1990;45(8):938-53.
301. Menz HB. Analisis of paired data in physical therapy research: Time to stop double-dipping? *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35(8):477-8.

302. Menz HB. Two feet, or one person? problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *Foot* 2004;14(1):2-5.
303. Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. *Multivariate data analysis*. 5ª ed. New Jersey: Prentice-Hall, Inc.; 1998.
304. Pértega Díaz S, Pita Fernández S. Técnicas de regression: Regresión lineal múltiple. *Cad Aten Primaria* 2000;7:173-6.
305. Mauricio Salinas F, Claudio Silva Z. Modelos de regresión y correlación II. regresión lineal múltiple. *Ciencia & Trabajo* 2007;23:39-41.
306. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;8(1(8476)):307-10.
307. Bland JM, Altman DG. Applying the right statistics: Analyses of measurement studies. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003;22(1):85-93.
308. Bland JM, Altman DG. Measurement error. *BMJ* 1996;21(313(7059)):744.
309. de Klerk BM, Schiphof D, Groeneveld FP, Koes BW, van Osch GJ, van Meurs JB, Bierma-Zeinstra SM. No clear association between female hormonal aspects and osteoarthritis of the hand, hip and knee: A systematic review. *Rheumatology (Oxford)* 2009;48(9):1160-5.
310. Cirillo DJ, Wallace RB, Wu L, Yood RA. Effect of hormone therapy on risk of hip and knee joint replacement in the women's health initiative. *Arthritis Rheum* 2006;54(10):3194-204.
311. Song YJ, Lin SQ, Wu ZH, Weng XS, Qiu GX, Chen FL. Effect of combined continued hormone replacement therapy on knee osteoarthritis symptoms of postmenopausal women. *Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao* 2004;26(5):571-5.
312. Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet* 1998;351:1399-401.
313. Kerrigan DC, Karvosky ME, Lelas JL, Riley PO. Men's shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 2003;30(3):529-33.
314. Martínez González MA, de Irala Estévez J, López Azpiacu I. Introducción a los modelos multivariados. En: Martínez González MA, de Irala Estévez J, Faulín Fajardo FJ, editores. *Bioestadística amigable*. Madrid: Díaz de Santos; 2001. p. 465-94.

315. Prieto Valiente P, Herranz Tejedor I. ¿Qué significa "estadísticamente significativo"? La falacia del criterio del 5% en la investigación científica. España: Díaz de Santos; 2005.
316. Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clin Biomech* 2009;24(10):850-4.
317. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2002;61(7):617-22.
318. Moreland JR. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg* 1987;69(5):745-9.
319. Kraus VB, Vail TP, Worell R, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum* 2005;52(6):1730-5.
320. MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech* 1993;26(6):633-44.
321. Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech* 2008;41(1):165-70.
322. Woodburn J, Helliwell PS, Barker S. Changes in 3D joint kinematics support the continuous use of orthoses in the management of painful rearfoot deformity in rheumatoid arthritis. *J Rheumatol* 2003;30(11):2356-64.
323. Nester CJ, Hutchins S, Bowker P. Shank rotation: A measure of rearfoot motion during normal walking. *Foot Ankle Int* 2000;21(7):578-83.
324. Woodburn J, Nelson KM, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH. Multisegment foot motion during gait: Proof of concept in rheumatoid arthritis. *J Rheumatol* 2004;31(10):1918-27.
325. Wolf P, Stacoff A, Liu A, Nester C, Arndt A, Lundberg A, Stuessi E. Functional units of the human foot. *Gait Posture* 2008;28(3):434-41.
326. Lundgren P, Nester C, Liu A, Arndt A, Jones R, Stacoff A, Wolf P, Lundberg A. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture* 2008;28(1):93-100.

327. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21(6):381-8.
328. La fiabilidad de las mediciones clínicas: el análisis de concordancia para variables numéricas [Internet]; c2004 [acceso 2009 Octubre/22]. Disponible en: http://www.fisterra.com/mbe/investiga/conc_numerica/conc_numerica.asp.
329. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989;7(6):849-60.
330. Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000;15(2):134-9.
331. Vicon Reliability [Internet]; c1998 [acceso 2009 Octubre/28]. Disponible en: <http://www.univie.ac.at/cga/faq/reliability/>.
332. Hamilton C, Stamey J. Using bland-altman to assess agreement between two medical devices--don't forget the confidence intervals! *J Clin Monit Comput* 2007;21(6):331-3.
333. Kelley K, Maxwell SE. Sample size for multiple regression: Obtaining regression coefficients that are accurate, not simply significant. *Psychological Methods* 2003;8(3):305-21.
334. Argimón Pallas JM, Jiménez Villa J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 2º ed. Madrid: Harcourt; 2000.
335. Cohen J. *Statistical power analysis for the behaviour sciences*. Hillsdale (NJ): Lawrence Erlbaum Associates.; 1998.
336. Russ Lenth's power and sample-size page [Internet] [acceso 2009 Julio/7]. Disponible en: <http://www.stat.uiowa.edu/~rlenth/Power/index.html>.
337. Quezada C. Potencia estadística, sensibilidad y tamaño de efecto: ¿Un nuevo canon para la investigación? *Onomázein* 2007;16(2):159-70.
338. Crowinshield RD, Brand RA, Johnston RC. The effect of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin Orthop* 1994;132:140-4.
339. Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991;238(1):1-5.

340. Finley FR, Cody KA, Finizie RV. Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehab* 1969;50(3):140-6.
341. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000;88(5):1804-11.
342. Riley PO, Della Croce U, Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* 2001;14(3):264-70.
343. Altman DG, Bland JM. Statistics notes. Units of analysis. *BMJ* 1997;314(7098):1874.
344. Bland JM, Altman DG. Correlation, regression and repeated data. *BMJ* 1994;308(6933):896.
345. Glynn RJ, Rosner B. Comparison of alternative regression models for paired binary data. *Stat Med* 1994;13(10):1023-36.
346. Zhang Y, Glynn RJ, Felson DT. Musculoskeletal disease research: Should we analyze the joint or the person? *J Rheumatol* 1996;23(7):1130-4.
347. Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Voigt M, Aagaard P, Fallentin N. Mechanism contributing to different joint moments observed during human walking. *Scand J Med Sci Sports* 1997;7(1):1-13.
348. O'Connor KM, Hamill J. Frontal plane moments do not accurately reflect ankle dynamics during running. *J Appl Biomech* 2005;21(1):85-95.
349. Newell RS, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model. *Gait Posture* 2008;27(3):485-92.
350. Cappozzo A. Considerations on clinical gait evaluation. *J Biomech* 1983;16(4):302.
351. Roebuck JA, Kroemer KHE, Thompson WG. Engineering anthropometry methods. New York: Wiley; 1975.
352. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult human walking. *J Biomech* 1983;16(3):219-33.

Anexos

Anexo I.
Consentimiento Informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre y Apellidos:

Nº Historia:

Yo Don/Dña..... he sido informado del estudio que está realizando la Universidad Complutense de Madrid para la realización de una prueba de análisis de la marcha así como de la inocuidad de la prueba. He comprendido las explicaciones que se me han facilitado, he realizado las observaciones pertinentes y me han aclarado todas las dudas y preguntas que he planteado. Entiendo que la prueba que me van a realizar es totalmente inocua y que los resultados se utilizarán de forma anónima. También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto. Por ello, manifiesto que me considero satisfecho/a con la información recibida y en tales condiciones CONSIENTO que se me realice un análisis de la marcha computerizado mediante sistema VICON ® y asimismo CONSIENTO que los datos que se deriven de las exploraciones puedan ser usados con fines científicos.

En, a de.....de

Fdo. EL / LA INVESTIGADOR

Fdo. EL / LA PACIENTE

7. REVOCACION DE CONSENTIMIENTO

Yo, Dn/Dña REVOCO el consentimiento prestado en fecha y declaro por tanto que, tras la información recibida, no consiento en que los datos obtenidos de mi exploración puedan ser utilizados para fines científicos.

En, a de.....de

Fdo. EL / LA INVESTIGADOR

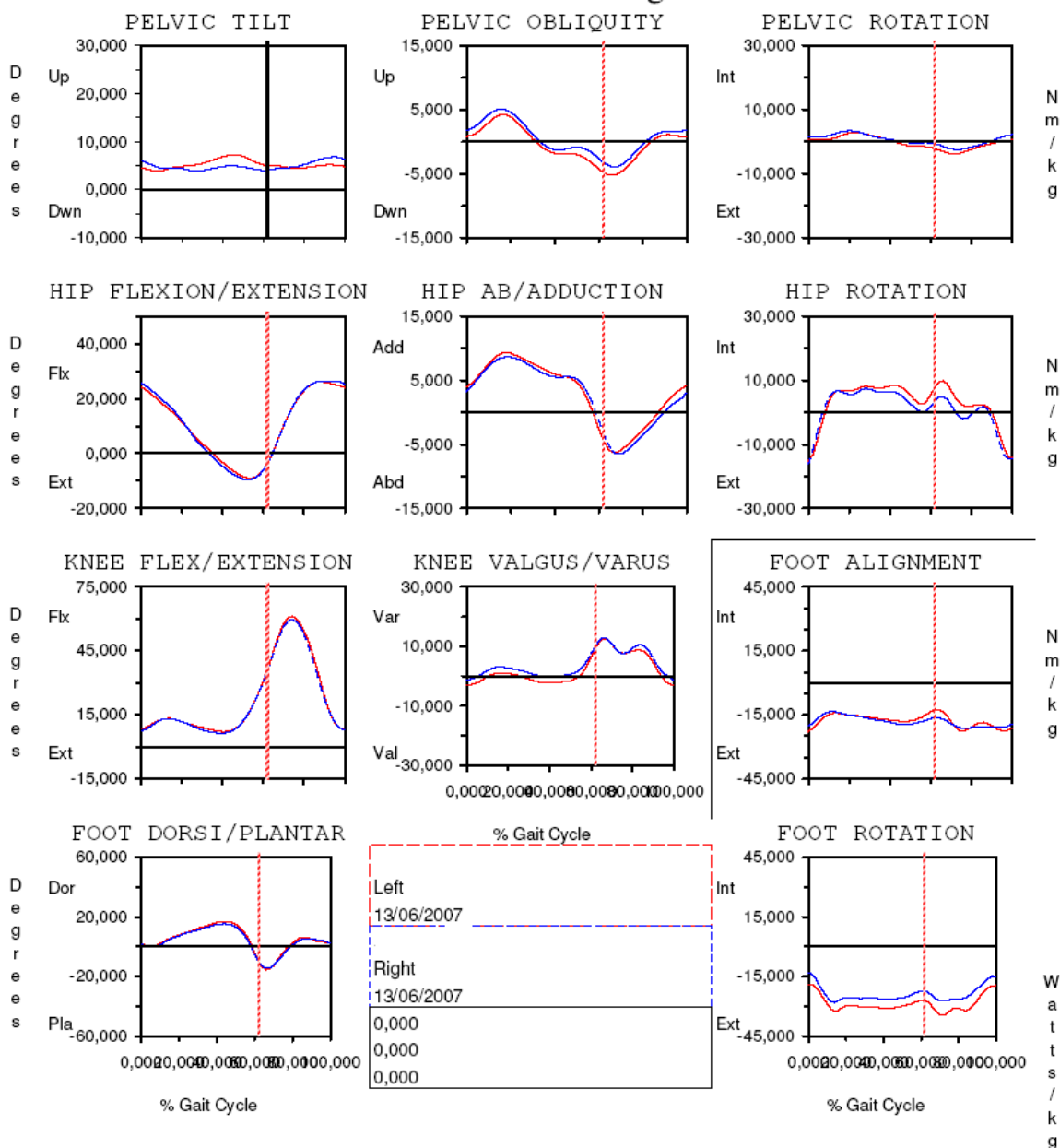
Fdo. EL / LA PACIENTE

Anexo II.

Tabla Completa de Valores Obtenidos por el Vicon Clinical Manager® Para Cada Sujeto

VICON Clinical Gait Analysis Report

Joint Rotation Angles



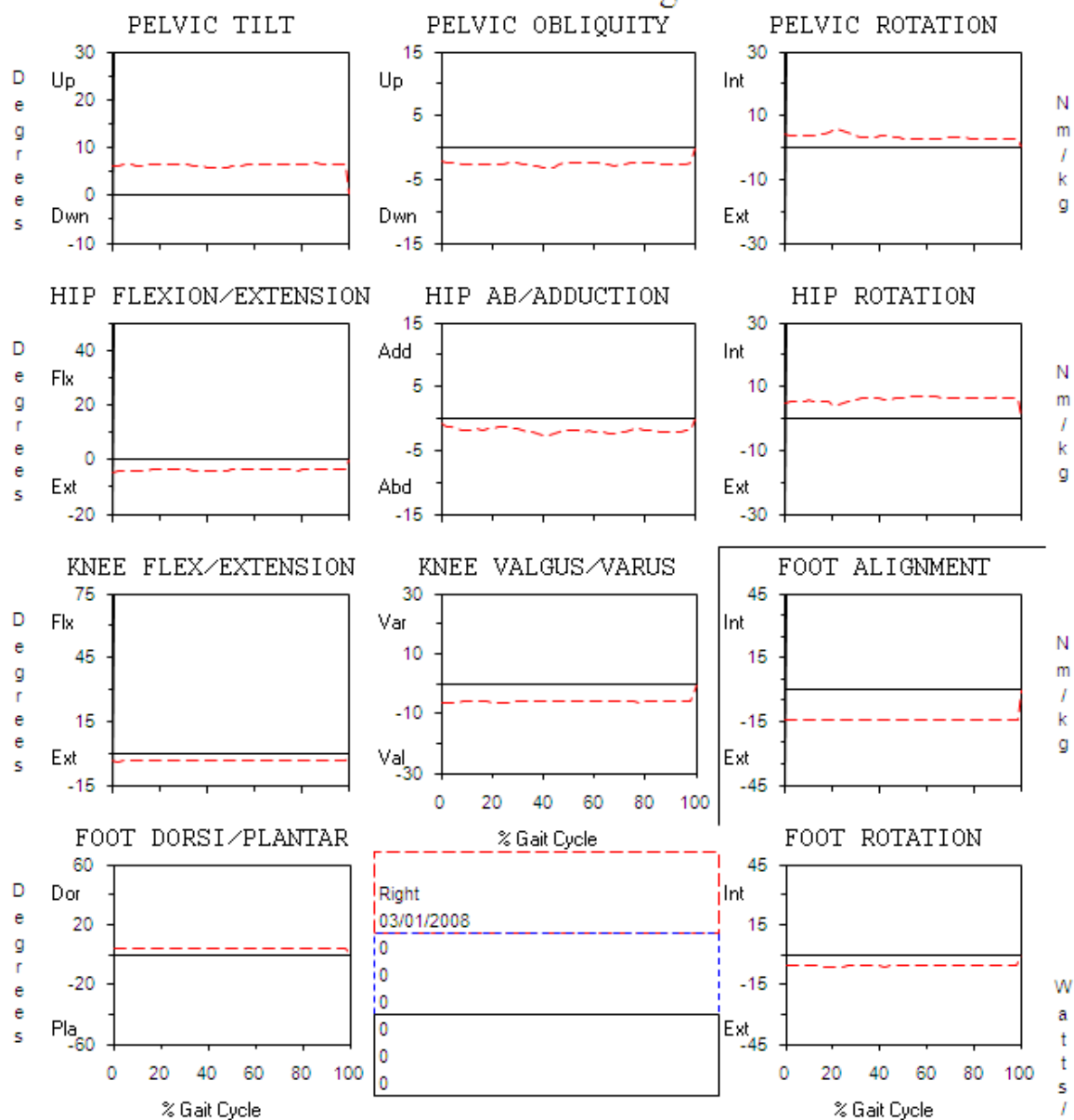
Cadence (steps/min)	105,720	106,080	0,000
Walking Speed (m/s)	1,085	1,072	0,000
Stride Time (s)	1,135	1,131	#jDIV/0!
Step Time (s)	0,563	0,561	#jDIV/0!
Single Support (s)	0,443	0,441	#jDIV/0!
Double Support (s)	0,263	0,263	#jDIV/0!
Stride Length (m)	1,231	1,213	0,000
Step Length (m)	0,618	0,608	0,000

Anexo III.

Valores Estáticos Procesados del Miembro Inferior por el Vicon Clinical Manager®

VICON Clinical Gait Analysis Report

Joint Rotation Angles



Anexo IV.

Tabla de Datos Sobre Valores Cinemáticos de la Captura Estática

	Params A	PTilt A	PObliq A	PRot A	HFlex A	HAbd A	HRot A	KFlex A	KVal A	KRot A	FDor A	FRot A	FPro A
name		6,047	-2,144	4,09	-4,596	-0,749	4,975	-3,755	-6,721	-18,3	4,27	-5,445	-14,118
patno	159	6,265	-2,329	3,798	-4,388	-1,308	5,4	-3,862	-6,357	-18,447	4,358	-5,641	-14,295
date	03/01/2008	6,347	-2,331	3,683	-4,261	-1,348	5,522	-3,805	-6,358	-18,538	4,403	-5,516	-14,247
side	Right	6,326	-2,475	3,662	-4,252	-1,6	5,537	-3,763	-6,239	-18,566	4,46	-5,452	-14,194
OFO		6,298	-2,664	3,65	-4,235	-1,884	5,531	-3,702	-6,121	-18,485	4,505	-5,476	-14,134
OFC		6,198	-2,725	3,579	-4,31	-1,962	5,619	-3,689	-6,083	-18,442	4,409	-5,504	-14,104
FO		6,266	-2,646	3,89	-4,16	-1,821	5,535	-3,628	-6,114	-18,597	4,244	-5,619	-14,181
cadence	0,405	6,383	-2,581	4,343	-3,95	-1,707	5,339	-3,55	-6,112	-18,74	4,192	-5,761	-14,234
stride lgth	0,671	6,461	-2,609	4,278	-3,811	-1,787	5,481	-3,5	-6,049	-18,772	4,074	-5,99	-14,431
step lgth		6,465	-2,63	4,775	-3,75	-1,694	5,061	-3,437	-6,125	-18,839	4,04	-6,036	-14,478
		6,482	-2,623	5,544	-3,654	-1,515	4,414	-3,312	-6,25	-18,896	4,141	-6,011	-14,389
		6,446	-2,574	5,576	-3,671	-1,406	4,43	-3,301	-6,301	-18,935	4,006	-6,02	-14,409
		6,411	-2,532	5,298	-3,751	-1,399	4,707	-3,415	-6,262	-18,964	3,855	-5,964	-14,401
		6,419	-2,511	4,822	-3,753	-1,452	5,109	-3,441	-6,247	-18,944	4,092	-5,833	-14,295
		6,41	-2,498	4,26	-3,749	-1,534	5,518	-3,445	-6,189	-18,803	4,26	-5,716	-14,171
		6,449	-2,504	3,74	-3,675	-1,652	5,883	-3,426	-6,078	-18,642	4,329	-5,683	-14,122
		6,341	-2,56	3,342	-3,798	-1,805	6,266	-3,445	-6,013	-18,611	4,406	-5,694	-14,095
		6,163	-2,683	3,188	-4,016	-2,031	6,455	-3,483	-5,952	-18,587	4,407	-5,787	-14,1
		6,024	-2,812	3,263	-4,168	-2,25	6,487	-3,495	-5,873	-18,656	4,355	-5,847	-14,104
		5,969	-2,919	3,394	-4,206	-2,441	6,494	-3,514	-5,764	-18,81	4,299	-5,848	-14,116
		5,806	-3,078	3,549	-4,346	-2,61	6,252	-3,484	-5,729	-18,75	4,319	-5,891	-14,163
		5,721	-3,189	3,64	-4,404	-2,68	6,064	-3,458	-5,768	-18,684	4,34	-5,949	-14,239
		5,693	-3,062	3,53	-4,419	-2,509	6,014	-3,506	-5,819	-18,609	4,337	-5,817	-14,204
		5,847	-2,721	3,278	-4,19	-2,09	6,176	-3,482	-5,927	-18,483	4,314	-5,755	-14,148
		5,924	-2,495	3,003	-4,006	-1,875	6,382	-3,406	-5,96	-18,46	4,253	-5,767	-14,23
		6,148	-2,426	2,824	-3,692	-1,864	6,61	-3,34	-5,923	-18,63	4,216	-5,635	-14,237
		6,234	-2,394	2,694	-3,564	-1,807	6,689	-3,304	-5,976	-18,685	4,227	-5,484	-14,194
		6,272	-2,409	2,581	-3,526	-1,884	6,817	-3,332	-5,964	-18,695	4,194	-5,517	-14,219
		6,341	-2,445	2,509	-3,459	-2,005	6,936	-3,335	-5,886	-18,717	4,205	-5,593	-14,266
		6,474	-2,416	2,492	-3,327	-1,976	7,008	-3,306	-5,872	-18,721	4,241	-5,573	-14,2
		6,535	-2,443	2,494	-3,316	-2,051	7,042	-3,334	-5,841	-18,716	4,136	-5,606	-14,199
		6,575	-2,51	2,518	-3,311	-2,147	6,988	-3,338	-5,834	-18,722	4,017	-5,676	-14,308
		6,526	-2,588	2,62	-3,44	-2,196	6,804	-3,376	-5,864	-18,701	4,16	-5,626	-14,295
		6,453	-2,717	2,827	-3,625	-2,264	6,507	-3,445	-5,881	-18,621	4,252	-5,655	-14,315
		6,429	-2,788	2,986	-3,763	-2,287	6,337	-3,549	-5,9	-18,587	4,187	-5,665	-14,307
		6,481	-2,735	3,002	-3,771	-2,231	6,227	-3,613	-5,908	-18,523	4,122	-5,677	-14,358
		6,538	-2,609	2,976	-3,75	-2,015	6,109	-3,634	-6,009	-18,469	4,166	-5,689	-14,469
		6,572	-2,505	2,942	-3,777	-1,829	6,135	-3,696	-6,109	-18,53	4,232	-5,529	-14,384
		6,56	-2,462	2,929	-3,848	-1,706	6,211	-3,756	-6,198	-18,573	4,18	-5,502	-14,349
		6,511	-2,461	2,853	-3,914	-1,679	6,174	-3,753	-6,242	-18,454	4,145	-5,513	-14,353
		6,535	-2,491	2,734	-3,855	-1,812	6,183	-3,689	-6,132	-18,392	4,205	-5,453	-14,327
		6,633	-2,491	2,67	-3,724	-1,898	6,329	-3,635	-6,005	-18,431	4,312	-5,487	-14,312
		6,669	-2,52	2,618	-3,645	-1,96	6,46	-3,579	-5,965	-18,505	4,253	-5,441	-14,267
		6,638	-2,584	2,572	-3,661	-2,071	6,518	-3,571	-5,92	-18,532	4,092	-5,478	-14,327
		6,625	-2,613	2,522	-3,703	-2,168	6,59	-3,628	-5,831	-18,478	4,039	-5,681	-14,455
		6,61	-2,656	2,513	-3,707	-2,196	6,656	-3,605	-5,857	-18,552	4,177	-5,623	-14,397
		6,636	-2,67	2,537	-3,629	-2,166	6,617	-3,552	-5,917	-18,564	4,24	-5,513	-14,311
		6,625	-2,609	2,562	-3,596	-2,055	6,506	-3,501	-5,969	-18,443	4,357	-5,567	-14,324
		6,608	-2,549	2,593	-3,604	-1,97	6,555	-3,49	-5,977	-18,415	4,273	-5,772	-14,436
		6,574	-2,483	2,666	-3,639	-1,864	6,616	-3,496	-6	-18,493	4,221	-5,738	-14,358

Anexo V.

Tabla de Datos Sobre Valores Cinemáticos y Cinéticos de la Captura Dinámica

	Params A	PTilt A	PObliq A	PRot A	HFlex A	HAbd A	HRot A	KFlex A	KVal A	KRot A	FDor A	FRot A	FPro A
name	8,336	-1,078	2,583	31,419	-2,52	-13,643	10,816	1,362	7,562	4,948	-10,541	-15,08	
patno	112	8,304	-0,842	2,505	31,207	-1,885	-13,14	11,451	1,167	7,206	3,871	-10,592	-14,766
date	27/04/1906	8,205	-0,462	2,262	30,846	-1,054	-11,926	13,064	1,032	7,466	2,886	-11,817	-14,348
side	Left	8,055	0,047	1,874	30,221	-0,054	-10,294	14,996	1,04	8,388	2,265	-13,903	-13,781
OFO	12,667	7,878	0,639	1,419	29,233	1,05	-8,423	16,663	1,211	9,625	2,168	-16,295	-13,048
OFC	49,249	7,711	1,238	0,981	27,92	2,153	-6,879	17,876	1,401	11,166	2,73	-18,571	-12,298
FO	62,311	7,575	1,778	0,638	26,355	3,149	-6,16	18,574	1,461	12,428	3,825	-19,971	-11,8
cadence	0,931	7,464	2,198	0,43	24,498	3,956	-6,035	18,495	1,491	12,057	4,937	-19,614	-11,781
stride lgth	1111,62	7,389	2,486	0,342	22,371	4,53	-6,017	17,614	1,635	9,89	5,753	-17,684	-12,125
step lgth	580,816	7,352	2,638	0,338	20,108	4,881	-5,862	16,353	1,879	7,66	6,484	-15,769	-12,458
	7,359	2,658	0,356	17,85	5,041	-5,591	15,047	2,148	6,355	7,285	-14,708	-12,666	
	7,4	2,556	0,345	15,631	5,073	-5,068	13,721	2,431	5,559	8,09	-14,292	-12,833	
	7,451	2,337	0,289	13,394	5,011	-4,062	12,281	2,738	4,703	8,821	-14,239	-13,003	
	7,509	2,016	0,19	11,172	4,865	-2,771	10,8	3,012	3,737	9,497	-14,324	-13,18	
	7,556	1,622	0,041	9,029	4,65	-1,653	9,451	3,185	2,891	10,202	-14,359	-13,381	
	7,604	1,189	-0,164	7,014	4,378	-0,793	8,276	3,281	1,909	10,933	-14,029	-13,632	
	7,62	0,763	-0,433	5,051	4,084	0,113	7,251	3,355	0,861	11,74	-13,641	-13,878	
	7,658	0,385	-0,771	3,2	3,809	1,155	6,426	3,419	0,105	12,666	-13,573	-14,07	
	7,73	0,082	-1,169	1,468	3,571	2,108	5,852	3,463	-0,036	13,702	-13,951	-14,227	
	7,835	-0,151	-1,618	-0,14	3,374	2,737	5,48	3,475	0,1	14,744	-14,326	-14,448	
	7,96	-0,326	-2,08	-1,665	3,192	3,004	5,235	3,476	0,071	15,708	-14,297	-14,771	
	8,128	-0,451	-2,519	-3,083	3,008	2,939	5,142	3,486	-0,137	16,605	-13,875	-15,153	
	8,342	-0,534	-2,896	-4,354	2,819	2,605	5,298	3,496	-0,252	17,486	-13,33	-15,49	
	8,586	-0,591	-3,178	-5,469	2,608	2,13	5,783	3,491	-0,143	18,306	-12,843	-15,672	
	8,84	-0,67	-3,343	-6,399	2,334	1,685	6,65	3,444	0,079	18,914	-12,441	-15,621	
	9,074	-0,834	-3,379	-7,139	1,936	1,364	7,931	3,387	0,299	19,094	-12,15	-15,345	
	9,243	-1,133	-3,27	-7,668	1,35	1,123	9,711	3,351	0,469	18,571	-11,984	-14,916	
	9,31	-1,584	-3,032	-7,95	0,544	0,869	12,086	3,399	0,555	17,053	-11,893	-14,425	
	9,298	-2,157	-2,7	-7,851	-0,478	0,567	15,134	3,583	0,414	14,336	-11,682	-13,928	
	9,253	-2,77	-2,326	-7,238	-1,655	0,248	18,868	3,944	-0,006	10,458	-11,24	-13,468	
	9,212	-3,326	-1,976	-6,003	-2,88	-0,015	23,26	4,453	-0,608	5,82	-10,659	-13,134	
	9,173	-3,746	-1,709	-4,118	-4,022	-0,23	28,28	4,988	-0,744	1,104	-10,493	-12,957	
	9,146	-4,003	-1,561	-1,58	-4,969	-0,506	33,811	5,318	0,142	-2,891	-11,227	-12,996	
	9,112	-4,113	-1,518	1,522	-5,647	-1,04	39,615	5,182	2,326	-5,532	-13,096	-13,291	
	9,064	-4,108	-1,542	5,065	-6,038	-1,962	45,304	4,426	5,415	-6,522	-15,762	-13,821	
	9,005	-4,025	-1,585	8,907	-6,177	-3,263	50,445	3,103	8,579	-5,998	-18,486	-14,516	
	8,951	-3,871	-1,603	12,897	-6,131	-4,823	54,64	1,429	11,086	-4,408	-20,525	-15,204	
	8,923	-3,642	-1,561	16,865	-5,953	-6,424	57,594	-0,258	12,707	-2,266	-21,571	-15,702	
	8,929	-3,334	-1,441	20,634	-5,682	-7,791	59,127	-1,585	13,481	-0,026	-21,678	-15,941	
	8,964	-2,951	-1,254	24,042	-5,344	-8,689	59,21	-2,289	13,778	2,085	-21,324	-15,964	
	9,003	-2,521	-1,022	26,949	-4,96	-8,971	57,834	-2,24	13,772	3,936	-20,969	-15,97	
	9,021	-2,092	-0,742	29,251	-4,551	-8,647	55,026	-1,51	13,548	5,49	-20,876	-16,073	
	9,016	-1,702	-0,428	30,914	-4,129	-7,846	50,819	-0,325	12,853	6,649	-20,879	-16,318	
	9,006	-1,37	-0,097	31,975	-3,724	-6,788	45,332	0,993	11,343	7,312	-20,535	-16,667	
	8,996	-1,119	0,24	32,508	-3,351	-5,921	38,875	2,064	9,157	7,466	-19,556	-17,007	
	8,999	-0,942	0,587	32,671	-3,024	-5,719	32,024	2,64	7,107	7,264	-18,067	-17,126	
	9,012	-0,83	0,93	32,639	-2,745	-6,48	25,472	2,673	6,022	6,913	-16,373	-16,893	
	9,044	-0,766	1,26	32,591	-2,507	-8,301	19,913	2,301	6,266	6,577	-14,683	-16,364	
	9,087	-0,725	1,556	32,594	-2,281	-10,743	15,771	1,84	7,267	6,251	-12,942	-15,708	
	9,125	-0,674	1,784	32,609	-2,008	-12,97	13,192	1,514	8,249	5,852	-11,352	-15,085	
	9,153	-0,572	1,903	32,582	-1,62	-14,336	12,13	1,314	8,916	5,32	-10,33	-14,541	

HMFlexA	HMAbdA	HMRotA	KMFlexA	KMValA	KMRotA	FMDorA	FMAbdA	FMRotA	HPTotA	HPFlexA	HPAbdA
0.437	0.057	-0.011	-0.31	-0.006	0.001	0.009	0.003	0.001	0.07	0.092	-0.021
1.036	-0.062	-0.014	-0.515	-0.075	-0.004	0.064	0.02	-0.004	0.397	0.346	0.041
0.643	0.014	-0.007	-0.24	-0.012	0	0.053	0.011	0	0.329	0.32	0
0.427	0.225	-0.023	-0.062	0.113	0.006	0.098	0.001	0.007	0.186	0.316	-0.162
0.317	0.381	-0.043	0.039	0.216	0.01	0.182	-0.004	0.012	0.089	0.318	-0.291
0.307	0.447	-0.06	0.095	0.277	0.01	0.27	-0.001	0.013	0.114	0.369	-0.312
0.34	0.484	-0.069	0.138	0.32	0.011	0.341	0.006	0.017	0.226	0.472	-0.266
0.343	0.533	-0.073	0.161	0.353	0.016	0.38	0.008	0.026	0.34	0.544	-0.198
0.323	0.604	-0.074	0.141	0.382	0.024	0.392	0.003	0.035	0.445	0.564	-0.11
0.246	0.672	-0.072	0.122	0.412	0.03	0.401	-0.001	0.043	0.431	0.446	-0.015
0.149	0.718	-0.066	0.112	0.436	0.036	0.411	-0.002	0.05	0.341	0.267	0.062
0.09	0.721	-0.052	0.094	0.436	0.041	0.423	0	0.057	0.298	0.162	0.114
0.043	0.665	-0.031	0.065	0.404	0.048	0.438	0.005	0.065	0.231	0.077	0.132
-0.01	0.602	-0.007	0.03	0.367	0.057	0.459	0.011	0.075	0.117	-0.018	0.131
-0.061	0.583	0.01	0.003	0.351	0.067	0.489	0.019	0.087	0.023	-0.102	0.133
-0.068	0.591	0.025	-0.03	0.35	0.078	0.525	0.026	0.099	0.009	-0.112	0.137
-0.074	0.598	0.04	-0.062	0.351	0.089	0.57	0.033	0.112	-0.019	-0.113	0.119
-0.093	0.607	0.057	-0.091	0.348	0.103	0.633	0.042	0.13	-0.083	-0.13	0.087
-0.145	0.617	0.076	-0.112	0.346	0.121	0.718	0.053	0.154	-0.18	-0.191	0.057
-0.195	0.64	0.096	-0.14	0.344	0.14	0.823	0.064	0.182	-0.239	-0.243	0.039
-0.234	0.669	0.114	-0.178	0.349	0.16	0.942	0.075	0.212	-0.241	-0.267	0.033
-0.282	0.703	0.127	-0.213	0.36	0.175	1.07	0.088	0.235	-0.227	-0.287	0.033
-0.356	0.739	0.131	-0.225	0.377	0.184	1.197	0.102	0.25	-0.221	-0.32	0.045
-0.457	0.756	0.128	-0.202	0.388	0.184	1.302	0.115	0.253	-0.203	-0.357	0.09
-0.537	0.75	0.117	-0.161	0.388	0.175	1.367	0.121	0.246	-0.132	-0.357	0.17
-0.566	0.721	0.098	-0.116	0.375	0.16	1.371	0.12	0.23	0.011	-0.302	0.274
-0.543	0.654	0.075	-0.071	0.343	0.139	1.302	0.116	0.201	0.183	-0.206	0.365
-0.463	0.525	0.052	-0.033	0.281	0.114	1.147	0.11	0.161	0.334	-0.064	0.382
-0.367	0.339	0.032	0	0.188	0.082	0.911	0.098	0.111	0.363	0.067	0.285
-0.296	0.162	0.02	0.03	0.095	0.048	0.621	0.073	0.062	0.323	0.177	0.138
-0.256	0.048	0.013	0.038	0.028	0.019	0.329	0.041	0.026	0.332	0.292	0.035
-0.249	-0.01	0.012	0.034	-0.01	0.004	0.11	0.012	0.006	0.423	0.431	-0.01
-0.279	-0.034	0.015	0.05	-0.022	0	0.01	0.002	0	0.602	0.616	-0.021
-0.293	-0.038	0.017	0.063	-0.021	-0.001	-0.028	-0.001	-0.001	0.755	0.757	-0.015
-0.284	-0.04	0.018	0.08	-0.015	-0.001	-0.027	-0.002	-0.001	0.841	0.826	-0.006
-0.258	-0.036	0.019	0.094	-0.009	-0.002	-0.024	-0.002	-0.001	0.836	0.806	0.001
-0.209	-0.032	0.018	0.099	-0.004	-0.002	-0.02	-0.001	-0.002	0.719	0.678	0.007
-0.15	-0.027	0.017	0.094	-0.002	-0.002	-0.016	-0.001	-0.002	0.539	0.5	0.008
-0.087	-0.017	0.014	0.077	-0.001	-0.001	-0.013	0	-0.001	0.323	0.294	0.006
-0.033	-0.011	0.012	0.06	-0.001	0	-0.01	0	0	0.142	0.124	0.006
0.002	-0.008	0.009	0.039	-0.003	0	-0.01	0	0	0.03	0.021	0.004
0.023	-0.005	0.008	0.022	-0.006	0	-0.011	0	0	-0.018	-0.02	0.004
0.023	0.002	0.006	0.007	-0.007	0	-0.011	0	0	-0.018	-0.017	0.001
0.021	0.008	0.005	-0.013	-0.009	0	-0.012	0	0	-0.009	-0.004	0
0.043	0.009	0.001	-0.054	-0.012	0	-0.012	0	0	-0.004	0.003	-0.001
0.093	0.007	-0.001	-0.109	-0.016	0	-0.011	0	0	0.002	0.013	-0.001
0.142	0.006	-0.004	-0.168	-0.019	0	-0.009	0	0	0.001	0.011	0
0.211	0.009	-0.006	-0.221	-0.021	0.001	-0.007	0	0.001	-0.001	0.011	-0.001
0.303	0.018	-0.008	-0.267	-0.02	0.002	-0.006	0	0.001	-0.015	0.004	-0.006
0.36	0.039	-0.009	-0.285	-0.015	0.002	-0.004	0	0.002	-0.03	0	-0.014