

Trabajo Fin de Grado

Ingeniería de las Tecnologías Industriales

Dinámica del modelo Oxford del pie

Autor: Andrés Cebolla Cano

Tutores: Joaquín Ojeda Granja y Juana María Mayo Núñez

**Departamento de Ingeniería Mecánica y
Fabricación**

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Sevilla, 2017



Trabajo Fin de Grado
Ingeniería de las Tecnologías Industriales

Dinámica del modelo Oxford del pie

Autor:

Andrés Cebolla Cano

Tutores:

Joaquín Ojeda Granja
Profesor Ayudante Doctor

Juana Mayo

Catedrática de Universidad

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017

Trabajo Fin de Grado: Dinámica del modelo Oxford del pie

Autor: Andrés Cebolla Cano

Tutores: Joaquín Ojeda Granja y Juana Mayo Núñez

El tribunal nombrado para juzgar el Trabajo arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2013

El Secretario del Tribunal

*A mi familia, a Antoñito, a
Paco, a mis amigos y al
profesorado.*

Agradecimientos

ME gustaría agradecer primero de todo a Juana Mayo por introducirme en todo lo relacionado con el análisis de la marcha y resolverme todas las dudas que me surgieron al inicio de este trabajo.

Agradecer también al profesorado de la asignatura de Bioingeniería, ya que ellos motivaron que me decantase por elegir este tema para mi proyecto final de la carrera.

Reconocer de manera especial a Joaquín Ojeda por guiarme a lo largo de todo el trabajo, por explicarme cómo funciona el instrumental del laboratorio y por las soluciones que aportaba en cada atasco que surgía.

Por último, dar las gracias a los amigos que se prestaron como voluntarios para la parte experimental.

Andrés Cebolla Cano

Sevilla, 2017

EN este trabajo se tiene un objetivo fundamental: obtener las fuerzas y momentos de reacción de las diferentes partes que conforman el pie en el modelo de Oxford [1]. Para ello se utilizarán dos plataformas dinamométricas y se reproducirá el experimento llevado a cabo por Bruening [2], pisando entre ambas plataformas, logrando separar las reacciones del antepié y retropié.

Además se llevará a cabo un análisis cinemático que permitirá, entre otras cosas, conocer los ángulos que forman entre sí los diferentes segmentos o cuando se produce la elevación del talón durante el ciclo de marcha. Para este análisis se utilizarán una serie de marcadores reflectantes y unas cámaras que grabarán el ciclo de marcha de un sujeto, lo que permitirá conocer la posición y orientación de cada segmento a lo largo del tiempo. Posteriormente, los ángulos articulares se compararán con el estudio sobre la cinemática del pie de Stebbins [3].

Tras esto, al tener las reacciones y la cinemática del modelo, se elaborará un análisis dinámico del antepié: mediante las ecuaciones de equilibrio se obtendrán las fuerzas y momentos que transmite la articulación del mediopié, como ya realizó el antiguo alumno Jarmell Carrasco [4], quien ya halló estas fuerzas intersegmentarias. Sin embargo, él solamente las calculó una vez que el retropié ya no estaba en contacto con el suelo, por lo que el objetivo último será ampliar este estudio.

THIS document has as an essential aim to obtain the reaction forces and moments of the different parts that constitute the foot in the Oxford Model [1]. To that end, two dynamometric platforms will be used in an imitation of Bruening's experiment [2]: a fellow will step between both plates managing to separate forefoot and hindfoot reactions.

Also a kinematic analysis will be implemented, enabling among other issues to calculate the angles that the distinct segments will form with each other, or when the heel rise occurs during the gait cycle. For that test a set of reflective markers will be worn which will then be recorded by infrared cameras. Such data will allow to know the position and orientation of each segment at any time. Subsequently, the articular angles will be contrasted to the Stebbins' research [3].

Following this, once reactions and the model kinematic are known, the next move will be a dynamic analysis of the forefoot: Both force and moment that the midfoot articulation conveys will be obtained via equilibrium equations, as the former student Jarmell Carrasco did [4].

Lastly, these results will be compared to the ones of his investigation. Nevertheless, he only calculated them once the hindfoot was not in contact with the ground, so that the ultimate purpose would be to extend this investigation.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xvii
Índice de Figuras	xix
1 Introducción	1
1.1 <i>Introducción</i>	1
1.2 <i>Anatomía del pie y ciclo de marcha</i>	2
1.2.1 Anatomía del pie	2
1.2.2 Ciclo de marcha	3
1.3 <i>Revisión bibliográfica</i>	4
1.4 <i>Objetivos y alcance</i>	6
2 Procedimiento experimental	7
2.1 <i>Instrumentos</i>	8
2.1.1 Cámaras	8
2.1.2 Plataformas de fuerza	8
2.1.3 Marcadores	8
2.2 <i>Captura y procesado de los datos</i>	10
3 Procedimiento numérico	13
3.1 <i>Postprocesado de la parte cinemática</i>	13
3.2 <i>Postprocesado de la parte dinámica</i>	15
3.2.1 Eliminación del hállex en el análisis dinámico	15
3.2.2 Desestimación de los términos de inercia	16
3.2.3 Ecuaciones de equilibrio	16
4 Resultados	19
4.1 <i>Resultados de la parte experimental</i>	19
4.1.1 Fuerzas de reacción	19
4.1.2 Momentos de reacción	23
4.2 <i>Resultados de la parte numérica</i>	24
4.2.1 Ángulos entre los segmentos	24
4.2.2 Fuerzas y momentos articulares	29
5 Conclusiones	35
Bibliografía	37

Anexo A. Reacciones experimentales	39
Anexo B. Cinemática en MATLAB	43
B.1 <i>Función MAIN</i>	43
B.2 <i>Función SetupModel</i>	45
B.3 <i>Función processStaticTrial</i>	46
B.4 <i>Función getJointAngles</i>	48
Anexo C. Dinámica en MATLAB	49
C.1 <i>Función Dinámica</i>	49
C.2 <i>Función Rot_Mat</i>	49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición de las tres partes del pie	3
Tabla 2. Movimientos del pie	3
Tabla 3. Marcadores del modelo Oxford	9
Tabla 4. Marcadores usados como origen de los sistemas locales	14

.+

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Bocetos de Da Vinci en sus estudios de anatomía	1
Figura 2. Huesos del pie	2
Figura 3. Planos anatómicos en el pie	3
Figura 4. Ciclo de marcha y sus fases	4
Figura 5. Segmentos del modelo Oxford	5
Figura 6. Sujeto con los marcadores colocados sobre una de las plataformas	7
Figura 7. Posición de los marcadores reflectantes	10
Figura 8. Volumen de trabajo de Vicon Nexus en el momento de la elevación del talón	11
Figura 9. F_{z2} (N) antes de eliminar los instantes no deseados y de aplicar el filtro	12
Figura 10. F_{z2} (N) tras recortar la grabación y filtrar los datos	12
Figura 11. Par esférico y de revolución	14
Figura 12. Sistemas de referencia locales de cada segmento	14
Figura 13. Presiones en la pisada por Giacomozzi	15
Figura 14. Importancia de cada sumando de las ecuaciones de equilibrio por Jarmell	16
Figura 15. Reacción vertical (N) en el retropié	19
Figura 16. Reacción vertical (N) en el antepié	20
Figura 17. Reacción vertical (% peso corporal) en el retropié	20
Figura 18. Reacción vertical (% peso corporal) en el antepié	21
Figura 19. Reacción total (% peso corporal) en el pie	22
Figura 20. Fuerzas verticales obtenidas por Giacomozzi	22
Figura 21. Momentos en azul respecto al eje X (en rojo)	23
Figura 22. Momentos de reacción respecto a los tres ejes globales	23
Figura 23. Momentos conseguidos por J.D. Jarmell Carrasco	24
Figura 24. Flexión dorsal/plantar en el mediopié	25
Figura 25. Inversión/eversión en el mediopié	26
Figura 26. Aducción/abducción en el mediopié	27
Figura 27. Flexión dorsal/plantar entre hálux y antepié	28
Figura 28. Fuerzas en la articulación del mediopié	29
Figura 29. Comparación de momentos del mediopié en el plano sagital	30
Figura 30. Comparación de momentos del mediopié en el plano frontal	31
Figura 31. Comparación de momentos del mediopié en el plano transversal	32

1 INTRODUCCIÓN

“Los progresos de la medicina y de la bioingeniería podrán considerarse verdaderos logros cuando todas las personas tengan acceso a sus beneficios”

René Favaloro

1.1 Introducción

LA bioingeniería o ingeniería biomédica es una rama de la ingeniería basada en aplicar los conocimientos científicos junto con las tecnologías para estudiar y resolver problemas biológicos o médicos. En otras palabras, analiza el comportamiento de los seres vivos como otra ingeniería estudiaría el de cualquier otro sistema inerte. A pesar de ser una disciplina de creación relativamente reciente sus principios se llevan usando desde la antigüedad, donde se encuentran aplicaciones como la rudimentaria pata de palo o el ojo de cristal.

Sin embargo, no ha sido hasta la segunda mitad del siglo XX cuando se han unificado los conocimientos de la biología con las técnicas de la ingeniería, surgiendo así la bioingeniería. Tras la creación del primer programa académico en Estados Unidos en 1967, comenzó un crecimiento exponencial de esta ciencia.

La bioingeniería abarca muchos campos de la biología como pueden ser la biomecánica, la bioelectrónica o la ingeniería genética. La primera de ellas es de especial importancia para este trabajo: es el área que analiza el movimiento y sus causas en los seres vivos, además de sus estructuras móviles. Ya en la Grecia clásica, Aristóteles se interesó por el análisis del movimiento de los animales desde un punto de vista científico; incluso más adelante, ilustres expertos como Da Vinci elaboraron complejos estudios sobre biomecánica [5].

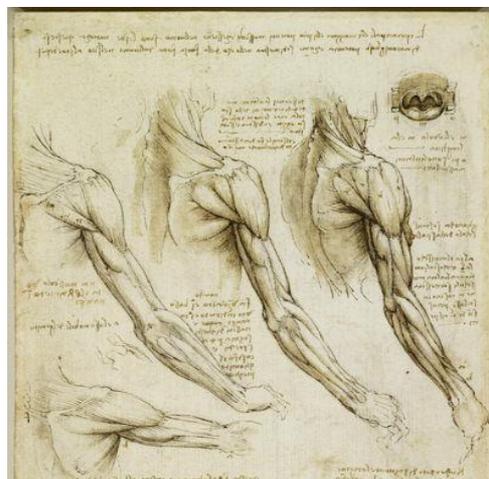


Figura 1. Bocetos de Da Vinci en sus estudios de anatomía

Por último, el enorme avance que han sufrido en los últimos años los ordenadores, ha ayudado a la evolución de esta ingeniería, mejorando la capacidad de cálculo y posibilitando simulaciones bajo condiciones virtuales, lo que ayuda a futuras investigaciones en este campo, o más concretamente, en el análisis de la marcha del ser humano.

1.2 Anatomía del pie y ciclo de marcha

1.2.1 Anatomía del pie

La marcha es una actividad que ha sido ampliamente estudiada, ya que es una de las tareas más esenciales que, por norma general, las personas pueden ejecutar; además de realizarla de manera diaria, por lo que su incorrecta realización puede generar graves problemas tanto de salud como sociales.

El pie es el principal encargado de la locomoción humana; para comprender su importancia es primordial conocer cómo es el pie, es decir, su anatomía. El pie es el órgano terminal de la pierna, el único apoyo del cuerpo con el suelo debido a la postura bípeda de los humanos, lo que permite la liberación de las extremidades superiores para el desarrollo de actividades manuales. Se compone de 26 huesos, 33 articulaciones, además de un elevado número de músculos, tendones y ligamentos. Estos huesos se pueden agrupar en 14 falanges que forman los cinco dedos (cada dedo tiene tres, a excepción del hálux o dedo gordo); el tarso formado por siete huesos de la zona del tobillo y el talón; y los cinco metatarsianos que conectan el tarso y las falanges.

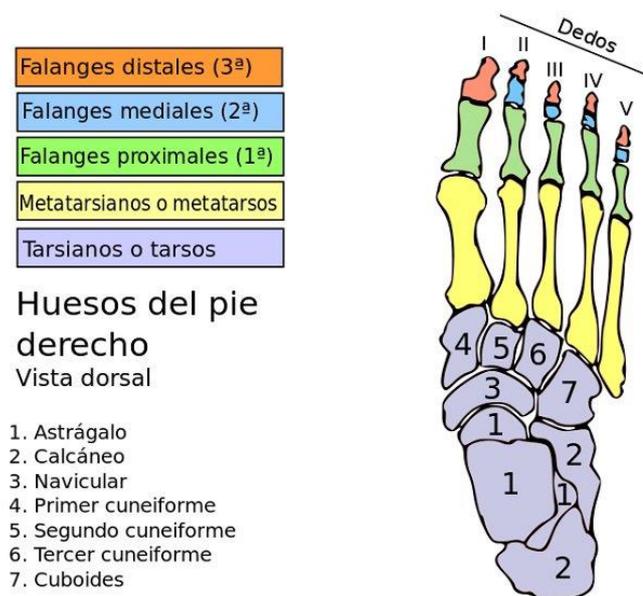


Figura 2. *Huesos del pie*

Debido al extenso número de partes constituyentes que componen el pie y la complejidad que entraña estudiarlas por separado, este se suele encontrar en la literatura médica dividido en tres partes a fin de simplificar: el retropié, el mediopié y el antepié [6]. Estas regiones están formadas por agrupaciones de huesos que tienen una función común. El retropié se compone del astrágalo y el calcáneo, forman el tobillo y su función es la de estabilizar el cuerpo; el mediopié une retropié y antepié, y sirve principalmente de amortiguador; y el antepié que se compone de las falanges y los metatarsianos, y actúa como propulsor.

Parte del pie	Abreviatura (en inglés)	Huesos que la componen
Retropié	RP (HF)	2: Astrágalo y calcáneo.
Mediopié	MP (MF)	5: Navicular, 3 cuneiformes y el cuboide.
Antepié	AP (FF)	19: 14 falanges y 5 metatarsianos.

Tabla 1. Composición de las tres partes del pie

Entre las diferentes articulaciones que unen los diferentes huesos del pie se destacan dos grupos principales: la tarsometatarsiana, que como su nombre indica une el tarso con los metatarsianos; y las metatarsofalángicas, que unen los metatarsianos con sus respectivas falanges.

Por otro lado, los músculos son los encargados de los complicados movimientos del pie. Estos movimientos se pueden definir respecto a los planos anatómicos. A continuación se presentan los planos; por orden de izquierda a derecha son: plano frontal, plano transversal y plano sagital, y los correspondientes movimientos que se efectúan en cada uno.

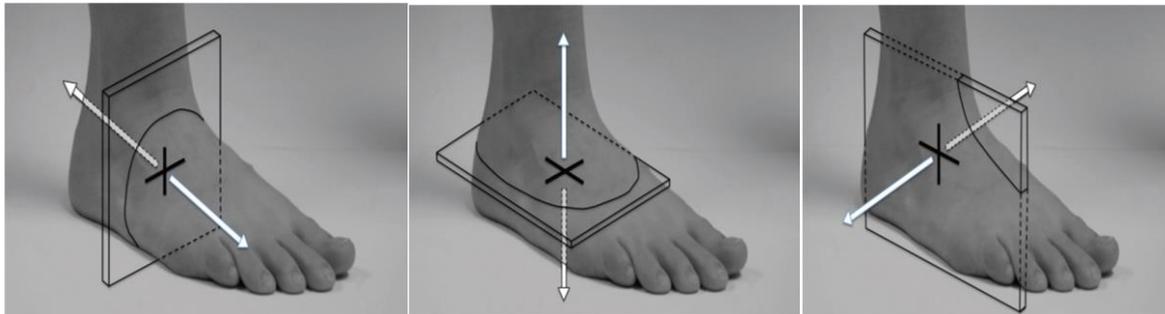


Figura 3: Planos anatómicos en el pie [7]

Plano	Movimientos en el plano
Frontal	<i>Eversión/Pronación</i> : Eleva la parte externa <i>Inversión/Supinación</i> : Sube la parte interna
Transversal	<i>Abducción</i> : Gira el pie hacia fuera <i>Aducción</i> : Rota el pie hacia dentro
Sagital	<i>Flexión plantar</i> : Baja la parte distal <i>Flexión dorsal</i> : Eleva la parte distal

Tabla 2. Movimientos del pie

1.2.2 Ciclo de marcha

EL ciclo de marcha se define como el ciclo que ocurre desde que se apoya el pie de referencia (por lo general el derecho) hasta que vuelve a entrar en contacto con el suelo, lo que ocurre dos pasos después [8]. En este ciclo se diferencian dos fases: la de apoyo, en la que el pie de referencia está tocando el terreno; y la de balanceo, en la que se encuentra en el aire. Generalmente, la fase de apoyo es más importante desde el punto de vista del estudio clínico, ya que es en ella en la que se van a producir los problemas que puedan surgir debido a un problema anatómico o un apoyo

incorrecto. Hay que tener en cuenta que durante la marcha siempre hay un pie apoyado en el suelo, ya sea el de referencia o el otro en el caso de estar en la fase de balanceo, lo que no ocurre así cuando se corre.

Dentro de cada ciclo de marcha, aparte de las dos fases antes mencionadas, se encuentran cuatro subetapas:

- I. *Contacto inicial*: Comienza con el contacto del talón derecho, absorbiendo este el choque contra el terreno, hasta que el pie izquierdo despega.
- II. *Apoyo medio*: Desde que los metatarsianos tocan el suelo hasta que el talón se eleva.
- III. *Propulsión*: Ocupa hasta que el pie de referencia despega, y durante esta etapa aterriza el otro pie. Aquí el pie actúa como una palanca rígida que transmite el peso hacia delante.
- IV. *Balanceo*: Es la etapa en la que el pie de referencia se encuentra en el aire.

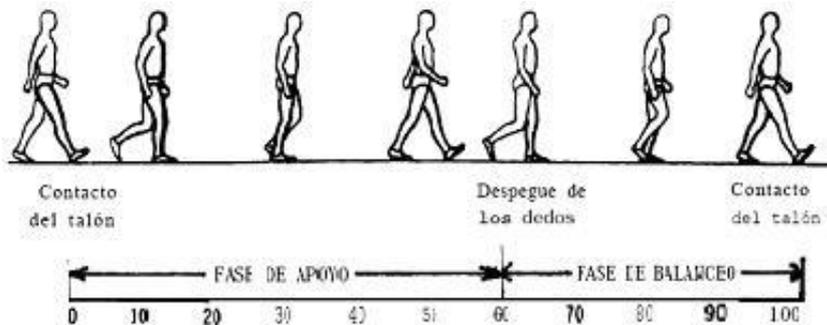


Figura 4. *Ciclo de marcha y sus fases*

1.3 Revisión bibliográfica

TRAS el auge de la computación, rápidamente surgieron modelos computarizados para analizar el movimiento del cuerpo humano de una manera más precisa y completa que la que se podía encontrar hasta entonces. Estos modelos se basan en la mecánica clásica y en las simulaciones por ordenador, tratando el cuerpo como un sistema mecánico tradicional: los huesos eran sólidos rígidos unidos entre sí por las articulaciones, que eran modeladas como pares cinemáticos que restringen los movimientos entre los huesos. Estos modelos se conocen como sistemas multicuerpo.

Como se ha dicho antes, el pie es el ejecutor de tareas esenciales como son soportar todo el peso del cuerpo humano, empujarlo hacia delante o absorber los impactos contra el suelo. Sin embargo, estos prototipos siempre tomaban el pie como un único segmento (eran monosegmentarios) sin movimiento relativo ni diferenciación entre sus distintas partes. Esta consideración era una aproximación válida en análisis de movimientos en los que no se tuviese en cuenta el apoyo directo del pie, pero para nada se ajusta a la complejidad real de la estructura del pie, cuya flexibilidad debe ser tenida en cuenta en el caso del estudio de la marcha.

Por ello, simultáneamente al comienzo de la investigación del acto de caminar surgieron nuevos modelos multisegmento, que a la vez que aumentaban la precisión del modelo (incluyendo ángulos entre los diferentes segmentos), seguían simplificando la estructura del pie en un número reducido de segmentos. Si se tomase un número mayor de segmentos, lo que a priori puede parecer una buena idea a fin de mejorar la fiabilidad de nuestra simulación, surgirían una serie de problemas: en primer lugar, sería mucho más difícil aplicar exactamente el mismo modelo con los mismos marcadores a diferentes pacientes, por lo que perdería la utilidad clínica que pudiese tener; también habría un problema de espacio ya que cada segmento necesita como mínimo tres marcadores para ser definido, por lo que un número excesivo de segmentos provocaría que no hubiese espacio para todos las esferas. Además el

tiempo que tomasen los cálculos a realizar sería mucho más largo y estos serían más engorrosos, por lo que no merecería la pena hacer un modelo tan dificultoso.

Los modelos multisegmentos de la extremidad inferior se dividen en dos tipos: los que usan marcadores en los huesos intercorticales y los que usan marcadores adheridos a la piel. Los segundos son los más usados debido a su naturaleza menos invasiva, a pesar de mostrar inconvenientes como el movimiento elástico de la piel o la dificultad de definir huesos específicos. Deschamps [9] en un artículo analizó 41 estudios sobre la marcha humana que utilizaban diferentes modelos del pie, con el objetivo de llevar a cabo una revisión sistemática de los modelos existentes, además de analizar la repetibilidad y reproducibilidad de cada uno de estos.

Consiguientemente, expuso que el primero de ellos fue el modelo de Milwaukee en 1996, que estaba formado por cuatro segmentos: tibia, retropié, antepié y hálux; aunque el más usado (y que será usado en este trabajo) en la gran mayoría de estudios sobre la cinemática ha sido el modelo Oxford, presentado por Carson en 2001 [10] y que está caracterizado por su buena repetibilidad. El modelo Oxford tiene los mismos segmentos que el de Milwaukee: toma el mediopié como un mero transmisor del movimiento entre las otras dos partes del pie, lo que es uno de los puntos desfavorables de este prototipo ya que desprecia la contribución a la pisada de esta zona. Posteriormente, el modelo Oxford fue adaptado para niños en 2006 por Stebbins [3]. Más adelante, surgieron modelos con muchos más segmentos, entre los que Deschamps incluye el modelo de Heidelberg, que estaba formado por tibia, retropié, mediopié, antepié, hálux, primer y quinto metatarsiano.

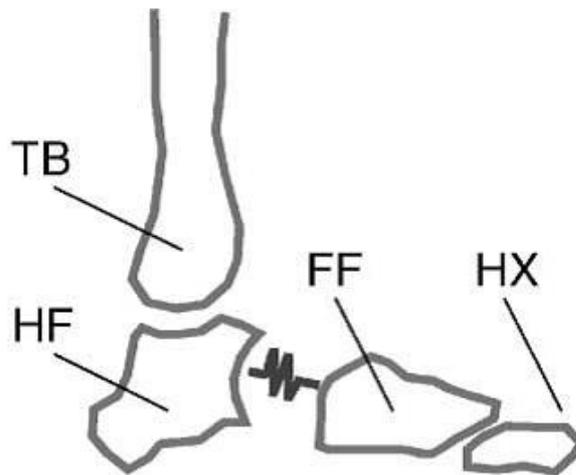


Figura 5. Segmentos del modelo Oxford

El análisis de la marcha se ha centrado principalmente en la cinemática, es decir, en cómo se mueve el pie durante el desplazamiento, los diferentes ángulos que forman las partes del pie y cómo cambian con el tiempo. Sin embargo, desde el punto de vista de la fisiología es más interesante el estudio de la dinámica o qué provoca el movimiento de cada zona de la extremidad, ya que será el causante de las diferentes anomalías que se pueden originar en la marcha. La mayoría de estudios realizados se han basado en la cinemática, que resulta bastante más fácil de estudiar que la dinámica, aunque recientemente se están centrando los esfuerzos en el estudio de este último campo.

Así pues, respecto a la cinemática del pie hay dos estudios principales, el de Carson [10] ya citado anteriormente, y el de Stebbins en 2006 [3], que principalmente se basan en presentar los ángulos que forman entre sí los diferentes segmentos a lo largo de un ciclo de marcha. En cuanto a la dinámica, existen dos artículos muy importantes: el primero de Bruening [2] y otro de Dixon [11].

En el de Bruening se adaptó el modelo Oxford para su uso en el estudio de la dinámica, se analizó su repetibilidad y se hallaron los momentos de las distintas articulaciones con dinámica inversa, que posteriormente fueron utilizados para obtener la potencia que desarrollaba cada una de estas articulaciones. Además se comparó la potencia calculada en el tobillo con la de un modelo

monosegmento. Para hallar la fuerza que ejerce sobre el suelo cada segmento, necesaria para el análisis inverso, Bruening utilizó dos plataformas dinamométricas consecutivas de manera que se pisaba con un segmento sobre cada una de las plataformas para analizar la fuerza que ejercen de manera independiente. La diferencia principal de este trabajo y el de Bruening es la finalidad: en este trabajo la meta es hallar las reacciones de cada segmento, mientras que la intención de Bruening era hallar las potencias articulares. A pesar de que los objetivos últimos sean diferentes, el procedimiento que se empleará será similar al usado en ese artículo.

Por otro lado, Dixon usó otra técnica para hallar la fuerza que hace cada segmento: solo analizó los momentos en el mediopié una vez que el talón había despegado, con lo que toda la fuerza de reacción era aplicada sobre el segmento del antepié. De este modo, solamente obtuvo los momentos interarticulares en un fragmento reducido del ciclo de marcha.

1.4 Objetivos y alcance

EN este ensayo, como ya se ha dicho anteriormente, se persigue un objetivo primordial: conocer las fuerzas y momentos de reacción con el suelo durante la marcha. Esto se podría haber conseguido con el análisis de un modelo monosegmento y el simple uso de las plataformas de fuerza del laboratorio. Sin embargo, se ha utilizado el modelo multisegmento de Oxford a fin de obtener las reacciones de las distintas partes que conforman el pie humano y ver cómo contribuyen cada una a la acción de caminar.

Aparte de la finalidad principal, en el proyecto se buscan una serie de resultados secundarios pero no por ello menos relevantes. Entre estos resultados están los ángulos intersegmentarios que se obtienen de un análisis cinemático, que se usan para verificar que los datos que se han recogido en el laboratorio son correctos. Asimismo, estos datos sobre la cinemática servirán para conocer en qué parte del ciclo de marcha se encuentra el sujeto y qué parte del pie está soportando las reacciones. Además, los datos recogidos experimentalmente serán usados para un posterior análisis dinámico inverso con el que se conocerán las fuerzas y momentos internos de las diferentes articulaciones del modelo.

Finalmente, todos los resultados, incluyendo ángulos, reacciones, momentos y fuerzas que se transmiten en las articulaciones se compararán con las soluciones presentadas por diferentes autores en sus respectivos trabajos, como son Stebbins [3] o Giacomozzi [12] entre otros, para verificar que los resultados se adecuan a los anteriormente obtenidos en otros estudios.

2 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

ESTE capítulo se desarrolla en el entorno del laboratorio de marcha de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla. En el laboratorio se encuentra un conjunto de cámaras para analizar el movimiento del sujeto a lo largo de un pasillo. Además, a lo largo de este pasillo están colocadas dos plataformas dinamométricas que proporcionan la fuerza y momento neto que soportan cada una.

Un alumno, sin ningún problema ortopédico, se prestó voluntario para que se analizase su marcha. Para ello, se le pusieron una serie de marcadores de acuerdo al manual del modelo Oxford [1]. A lo largo de varias semanas, el sujeto se presentó en el laboratorio para entrenar que su marcha forzada (tenía que pisar de una determinada manera en las plataformas) fuese lo más natural posible para que no se adulterasen los datos recogidos.



Figura 6. *Sujeto con los marcadores colocados sobre una de las plataformas*

Finalmente, se obtuvieron una serie de grabaciones y datos de un gran número de ensayos, que por norma general, iban siendo mejores a medida que pasaban los días, ya que se tenía una mejor consciencia del trabajo que se estaba realizando, tanto por parte del sujeto que caminaba (siendo su marcha cada vez más natural y más precisa a la hora de pisar) como a la hora de colocar los equipos de medida o de usar el programa informático para la informatización de los datos.

2.1 Instrumentos

2.1.1 Cámaras

EN el laboratorio se dispone de doce cámaras, de las cuales seis son *Vicon Bonita*, y seis son de la serie *T-10*, que perciben luz infrarroja. Estas cámaras poseen un aro de luces leds que emiten dicho tipo de luz a una frecuencia de 100 hercios, siendo reflejada por los marcadores que se encuentran colocados en el sujeto. La información que recibe cada cámara permite conocer la posición en dos dimensiones de cada marcador, y luego un procesador triangula los datos de cada cámara para conocer la posición en el volumen de captura de cada reflectante en cada momento.

Estas cámaras se calibran al principio de cada sesión moviendo en el volumen de captura un instrumento con marcadores en forma de letra T, para garantizar que todas las cámaras están operativas y no tienen reflejos indeseados de, por ejemplo, luz solar. Estos reflejos pueden ser tapados con el programa informático.

2.1.2 Plataformas de fuerza

PARA este proyecto se han usado dos plataformas dinamométricas, *AMTI BP 400600HP* que da la fuerza que reciben del pie del sujeto, además del momento resultante del balance de fuerzas que hace la extremidad inferior. La peculiaridad de este trabajo consiste en que se colocan las dos plataformas de manera adyacente, de manera que el antepié pisa en una y el retropié en otra. Este método, ideado por Bruening [2], permitirá conocer la fuerza de reacción de cada una de estas partes en cada instante del ciclo de marcha.

El mediopié, que en el modelo Oxford se tiene como un mero transmisor de las fuerzas internas del pie, no se tiene en cuenta para el análisis de las reacciones, ya que, como ya estudió Giacomozzi [12] apenas contribuye en la pisada humana.

Por último, se toma como origen del sistema global de referencia una de las esquinas de una plataforma, con el eje global *Y* en dirección opuesta al sentido de avance del sujeto, y el eje *Z* perpendicular al plano horizontal del suelo y hacia arriba. Este sistema global de referencia, que se puede apreciar en la figura 8, va a ser el usado para expresar los vectores de fuerzas de reacción.

2.1.3 Marcadores

LOS marcadores son unas pequeñas bolas de unos 12 milímetros recubiertas de un material reflectante, y que tienen una base en la que se pone cinta adhesiva de doble cara para pegarlos a la piel. El proceso del emplazamiento de estas bolas es muy sensible, ya que de él depende la precisión de todo el experimento, porque la posición de cada uno de estos marcadores esta estandarizada en la guía del modelo Oxford. El modelo Oxford se compone de 29 marcadores para la captura estática (para la dinámica se utilizan tres menos, que se eliminan para no causar interferencias durante el movimiento), lo que es un número más elevado que el mínimo necesario para definir la posición de todos los segmentos del modelo. Esto es así para minimizar los errores derivados de una colocación incorrecta.

En la siguiente tabla se ven los marcadores que se utilizan en este modelo, mostrando en azul y cursiva los usados solo en la captura estática. Además, si su nombre comienza con la letra *L* se refieren a la pierna izquierda, y si comienzan con *R* a la derecha.

Marcador	Posición	Parte del cuerpo
LASI / RASI	Espina iliaca anterosuperior	Fémur
LPSI / RPSI	Espina iliaca posterosuperior	Fémur
LTHI / RTHI	Muslo externo, a la altura a la que cae la mano	Fémur
LKNE / RKNE	Lateral de la rodilla	Fémur
RHFB	Cabeza lateral de la fíbula	Tibia
RTUB	Saliente tibial debajo de la rótula	Tibia
LTIB / RTIB	En la tibia, similar al LTHI / RTHI	Tibia
RSHN	Parte anterior de la tibia, a la altura del RTIB	Tibia
LANK / RANK	En el tobillo	Tibia
<i>RMMA</i>	<i>Maleólo medial</i>	<i>Retropié</i>
RCPG	Final posterior del calcáneo	Retropié
RLCA	Calcáneo lateral	Retropié
<i>RPCA</i>	<i>Justo encima del RCPG</i>	<i>Retropié</i>
LHEE / RHEE	En el talón, debajo del RCPG	Retropié
RSTL	Parte medial del calcáneo	Retropié
RP1M	1º metatarsiano, proximal dorsal	Antepié
<i>RDIM</i>	<i>1º metatarsiano, distal medial</i>	<i>Antepié</i>
LTOE / RTOE	Entre las cabezas de 2º y 3º metatariano	Antepié
RD5M	5º metatarsiano, distal lateral	Antepié
RP5M	5º metatarsiano, proximal lateral	Antepié
RHLX	Hállux o dedo gordo	Hállux

Tabla 3. *Marcadores del modelo Oxford*

Para una mayor claridad, se adjuntan unas imágenes del manual de *Vicon* [1] en las que se observa gráficamente la posición de cada uno de los marcadores desde la rodilla hacia abajo.

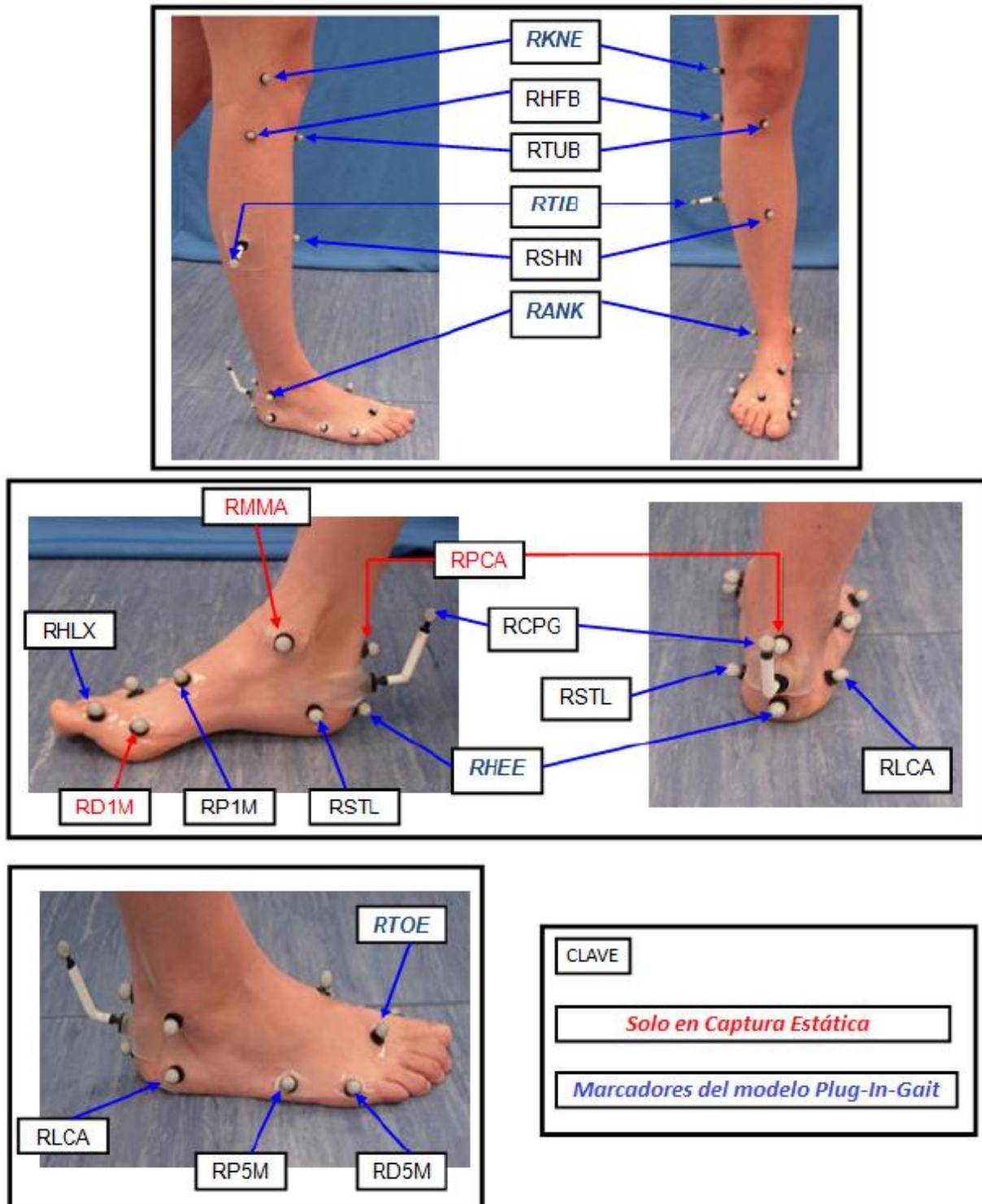


Figura 7. Posición de los marcadores reflectantes [1]

2.2 Captura y procesado de los datos

EL software utilizado para la parte experimental ha sido el programa *Vicon Nexus*, en su versión 2.2. Este programa procesa de manera automática los datos recibidos de las cámaras y de las plataformas, permitiendo realizar una grabación de cada ensayo de la marcha. Se realizan dos tipos de capturas, una estática en la que el sujeto se mantiene de pie sobre una plataforma, y una dinámica que es la esencial para el cálculo de las reacciones.

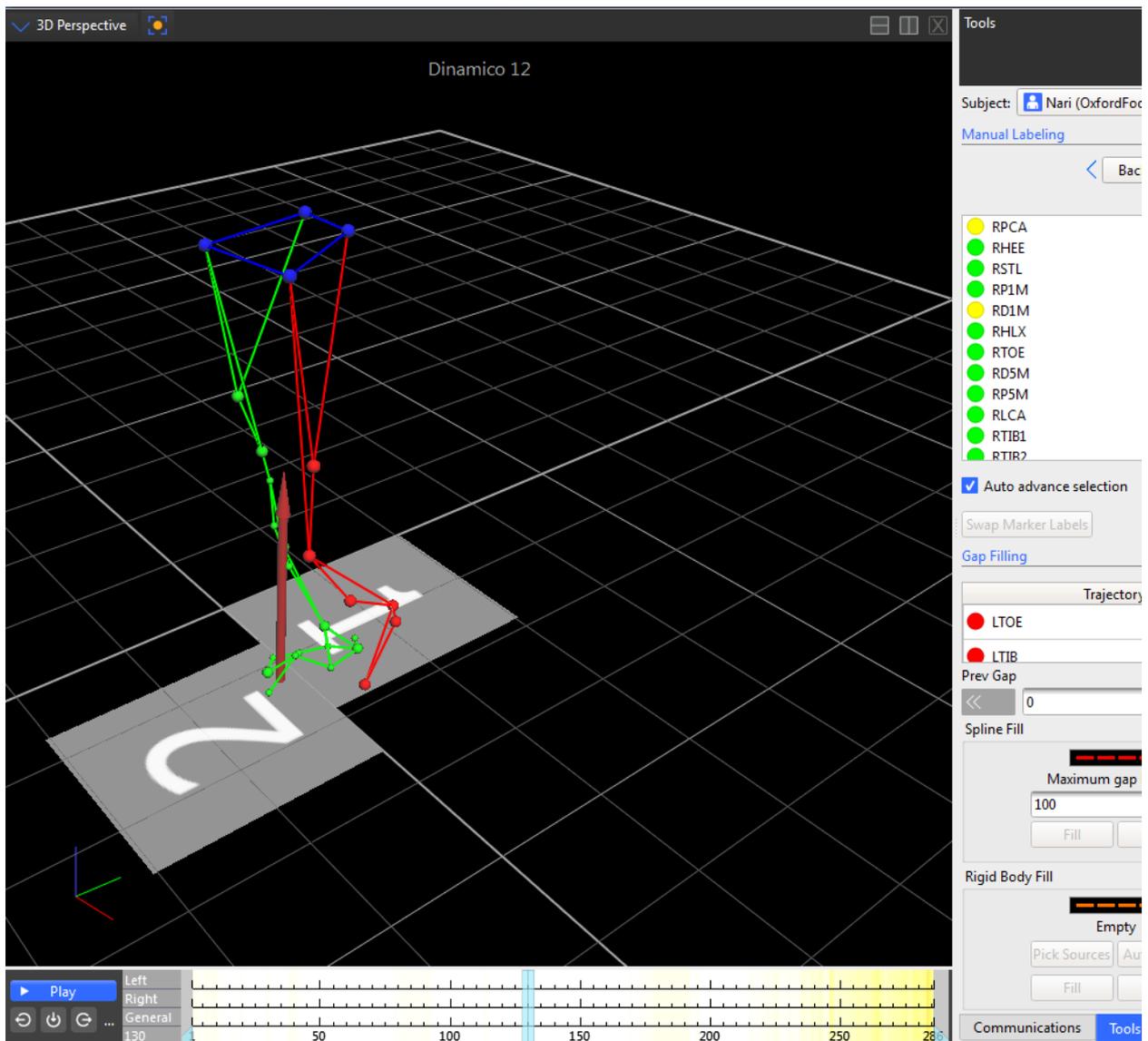


Figura 8. *Volumen de trabajo de Vicon Nexus en el momento de la elevación del talón*

Con este programa se comprueba si en algún momento se ha perdido la trayectoria de algún marcador y si es el caso o se corrige, o se descarta la grabación si la pérdida es demasiado larga o de varios marcadores. Tras tomar la decisión de elegir una de las grabaciones se procede con el etiquetado de los marcadores, tarea que se realiza de manera manual y que permite conocer cómo se mueve en el espacio cada uno de ellos y los diferentes segmentos. También se recorta la grabación, eliminando los instantes en los que el pie derecho no está en contacto con el suelo, ya que fuera de este periodo no se recibe ninguna información sobre las reacciones.

Tras esto, los datos de salida obtenidos son la posición y orientación de cada marcador (y con ello las de cada segmento) y las reacciones de cada plataforma en cada instante, desde que el talón derecho contacta con la primera hasta que finalmente se despega el antepié de la segunda. Posteriormente, con este mismo programa se aplica un filtro paso bajo para eliminar el ruido de fondo procedente de los diferentes errores que pueden surgir durante la grabación, y posteriormente los datos son exportados para su postprocesado en la próxima sección en un archivo *.c3d*, que guarda tanto las fuerzas y momentos registrados por las plataformas como las coordenadas de cada uno de los marcadores.

A continuación, se muestra un ejemplo de cómo quedaron los datos referentes a la componente vertical de la fuerza de reacción de la segunda plataforma (F_{z2}) tras recortar la grabación y eliminar los instantes que no nos aportan información, y después de aplicar el filtro mencionado. La elección de esta componente está motivada porque es una de las más intuitivas de ver, ya que en ella se aprecia cómo ejerce la fuerza el antepié y el hálux al aterrizar y al despegar.

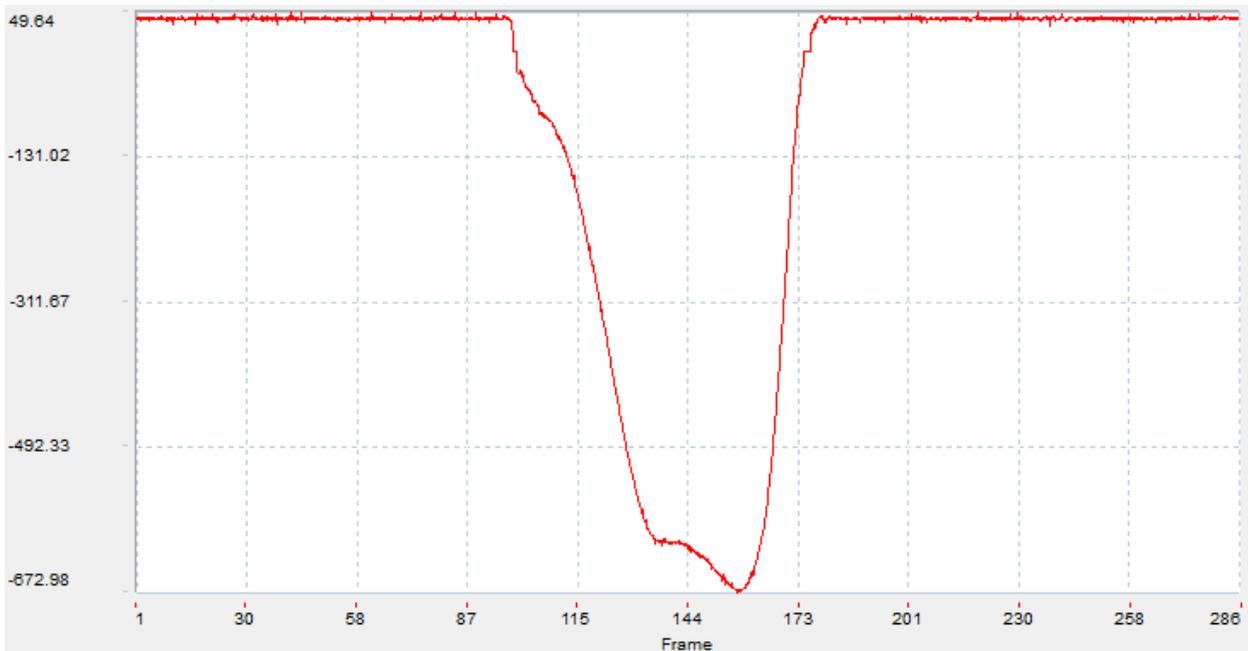


Figura 9: F_{z2} (N) antes de eliminar los instantes no deseados y de aplicar el filtro

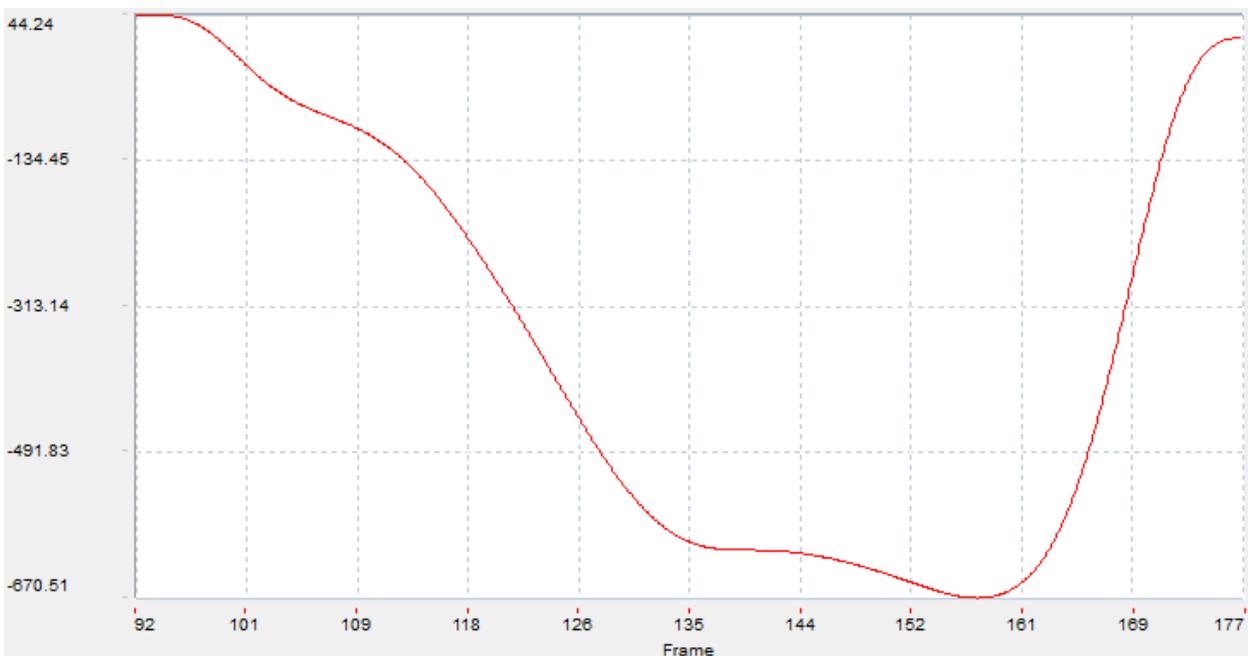


Figura 10: F_{z2} (N) tras recortar la grabación y filtrar los datos

3 PROCEDIMIENTO NUMÉRICO

La tercera sección de este trabajo trata sobre el postprocesado de los datos obtenidos en el capítulo anterior, que eran las reacciones y la posición de cada segmento. Esta tarea se llevará a cabo con el programa *MATLAB*, que es una herramienta matemática con un lenguaje de programación propio.

Esta sección estará dividida en dos apartados: en el primero se implementará un código en el que se definirán los segmentos a partir de las posiciones de los marcadores y se calcularán los ángulos que forman las articulaciones que unen entre sí dichos segmentos a lo largo de la fase de apoyo. Estos ángulos, posteriormente serán comparados con los del artículo de Stebbins [3], que como se mencionó antes es uno de los estudios más importantes en cuanto a la cinemática en modelos multisegmentos del pie, y con los del antiguo alumno de la Universidad: J. D. Jarmell Carrasco [4]. Esta comparación se realizará con el objetivo de ver si los valores de los ángulos que se obtienen numéricamente a partir de los datos que proporciona el programa *Vicon Nexus* son razonables o si, por el contrario, no son similares y por tanto hay algún error o bien en el código de *MATLAB* o bien en la grabación realizada.

Por otro lado, la segunda subsección tratará sobre la dinámica, y más específicamente sobre el análisis dinámico inverso que se realizará. Con este análisis se pretende obtener el valor de las fuerzas y momentos interarticulares, ya que las reacciones son datos conocidos de la anterior sección, y finalmente se cotejarán con los obtenidos por J. D. Jarmell Carrasco [4] en su trabajo de fin de grado.

3.1 Postprocesado de la parte cinemática

En el anexo *B* se pueden observar los códigos fuente usado para esta sección, y aunque no se explicará en detalle debido a la extensión y complejidad de dicho código (hace uso de una gran cantidad de funciones complementarias), se comentará brevemente su procedimiento y ejecución.

Así pues, la función principal *MAIN* en primer lugar define las propiedades de nuestro modelo, como pueden ser el protocolo de marcadores o el diámetro de estos. A continuación, la función llama a una subrutina *SetupModel*, que se encarga de definir los segmentos que conforman el modelo, cómo son las articulaciones que los unen (en el caso del modelo Oxford, par esférico entre antepié y retropié y par de revolución entre antepié y hálux) y el número de grados de libertad del modelo.

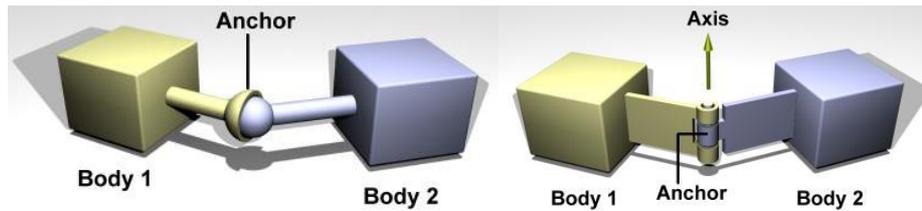


Figura 11. Par esférico y de revolución

Tras los preparativos iniciales, se comienzan con el postprocesado, en primer lugar de la captura estática. Para ello se tiene la función *processStaticTrial*, que carga la posición de los marcadores y a partir de estas posiciones forma un sistema de referencia local para cada segmento, de acuerdo al protocolo que usó Stebbins [3] en su artículo. Estos sistemas de referencia irán asociados cada uno a un segmento, y por tanto tienen su origen en un diferente marcador perteneciente a dicho segmento.

Segmento	Marcador de origen
Retropié	RHEE
Antepié	RP1M
Hállux	RHLX

Tabla 4. Marcadores usados como origen de los sistemas locales

Una vez que se han obtenido los sistemas de referencia locales se procede a dibujarlos en una gráfica, para comprobar si ha habido algún error en la definición de los ejes o en la orientación. Junto a los ejes, se pintan los tres marcadores de la parte posterior del calcáneo (RHEE en rojo, RCPG en azul y RPCA en verde) para ayudar gráficamente a entender mejor dicho esquema.

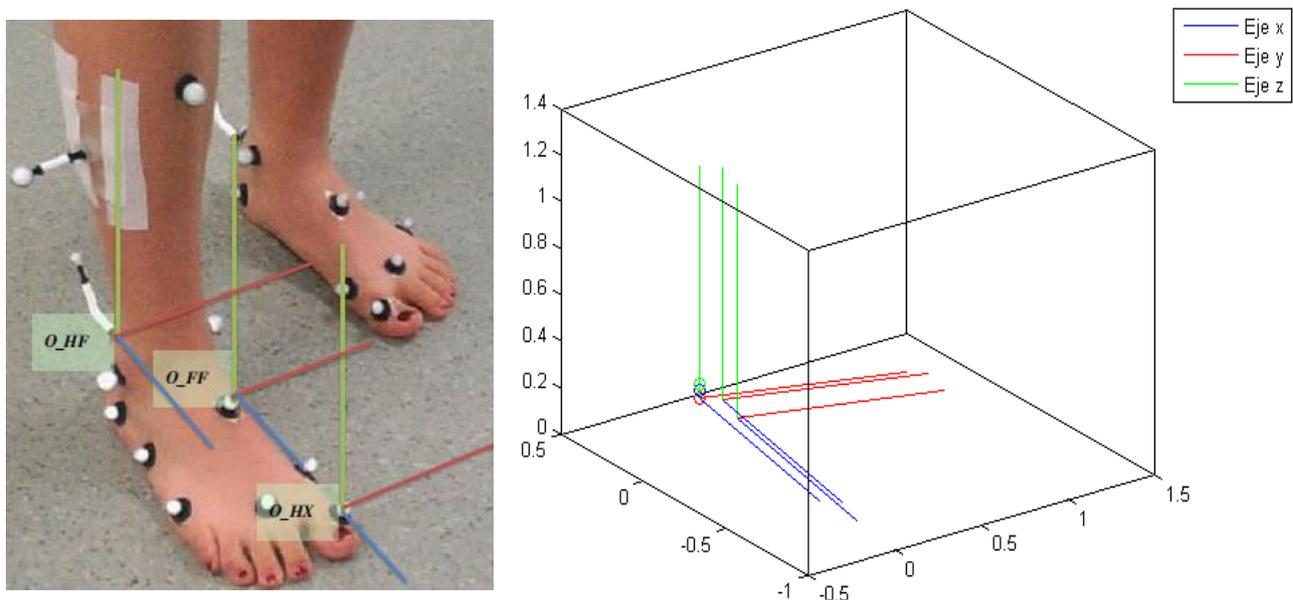


Figura 12. Sistemas de referencia locales de cada segmento

Tras esto, se cargan los datos de la captura dinámica del archivo *.c3d*, y de nuevo se procede a la reconstrucción cinemática de los tres segmentos del pie. Sin embargo, en esta ocasión los ángulos que forman entre sí van cambiando a lo largo del ciclo de marcha. Estos ángulos se calcularán mediante la última función implementada en el código principal, la función *getJointAngles*.

Esta función recibe una matriz que contiene la posición global de cada uno de los tres orígenes y los

cuatro parámetros de Euler de los sistemas locales, en cada uno de los instantes de la captura. Los parámetros de Euler son cuatro parámetros, de los que tres definen la recta alrededor de la que gira el sistema y el cuarto expresa el ángulo total girado.

Una vez ha recibido dicha información se calcula la matriz de rotación entre ambos segmentos, para finalmente obtener los ángulos relativos que forman entre sí. Esto da lugar a cuatro gráficas: tres para la articulación entre el retropié y el antepié, y una para la articulación entre el hálux y el antepié, ya que esta articulación solo permite el giro respecto al eje y local.

3.2 Postprocesado de la parte dinámica

ANTES de comenzar el análisis de las fuerzas y los momentos se van a realizar una serie de suposiciones a fin de simplificar el problema dinámico, ya que su resolución completa es una cuestión demasiado compleja para el alcance que tiene este trabajo. Así pues, antes de utilizar las ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos, se van a introducir las dos hipótesis y los fundamentos que las respaldan.

3.2.1 Eliminación del hálux en el análisis dinámico

ESTE proyecto ha utilizado las dos plataformas puestas de manera adyacente a fin de conseguir las reacciones de las diferentes partes del pie. Sin embargo, mientras que en la primera plataforma solamente pisa el retropié (y por tanto, toda fuerza que mida esa plataforma se va a corresponder con esa zona de la extremidad inferior), en la segunda pisan antepié y hálux por lo que, en principio, no se conoce cómo es la distribución de las fuerzas de reacción entre estos dos sectores.

Esto se podría solucionar de varias maneras: Giacomozzi [12] utilizó unas plataformas de presiones además de las dinamométricas, obteniendo información de cómo contribuía cada parte del pie a la pisada. Sin embargo, al no disponer de estos dispositivos, se seguirá un procedimiento parecido al realizado por Dixon [11]: se prescindirá del hálux, debido a que su masa e inercia son mucho menores que las de las otras partes, y por tanto su contribución dinámica lo será también. Igualmente, su superficie de contacto es más pequeña que la de antepié y retropié, por lo que no parece ilógico pensar que su aportación a la pisada sea irrelevante en comparación a la de las otras dos regiones.

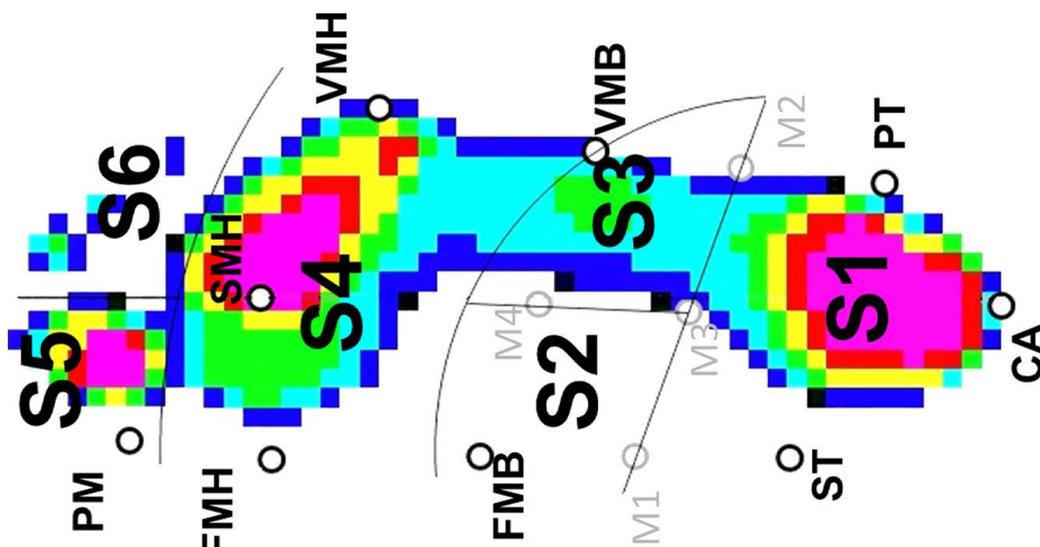


Figura 13. Presiones en la pisada por Giacomozzi [12]

Además, si se considera el resultado de Giacomozzi [12] sobre qué aporta cada parte del pie a la fuerza vertical durante el apoyo (figura 20) se observa como la contribución del hálux (en azul) es aproximadamente del 15% del peso del cuerpo en su punto máximo, mientras que la del antepié

alcanza alrededor del 90%, lo que respalda la hipótesis aquí presentada. Por tanto, finalmente se tienen solamente dos partes: retropié y antepié. Como es obvio, las reacciones de la primera plataforma estarán referidas al retropié y las de la segunda al antepié.

3.2.2 Desestimación de los términos de inercia

La siguiente simplificación se toma directamente del trabajo de Jarnell [4]. En su trabajo, tras realizar el análisis dinámico inverso y hallar las fuerzas y momentos en el mediopié, realiza una comparativa de la magnitud de cada uno de los sumandos de las ecuaciones de equilibrio. Esta comparación arroja un resultado bastante relevante de cara a la simplificación del problema dinámico: los términos de inercia son prácticamente nulos en dichas ecuaciones.

Esta simplificación hace que se ahorre bastante trabajo: no es necesario aproximar los momentos de inercia de cada segmento del pie, así como evita tener que calcular las velocidades angulares y las aceleraciones lineales de cada centro de gravedad.

En la siguiente imagen se aprecian los resultados de la comparativa del citado trabajo, donde se ve que en el equilibrio de momentos solamente aportan tres de los cinco sumandos. Esta gráfica se refiere al plano sagital, siendo el resultado similar en los otros dos planos anatómicos, pero no se incluyen en el trabajo por no tener más transcendencia que la aquí explicada.

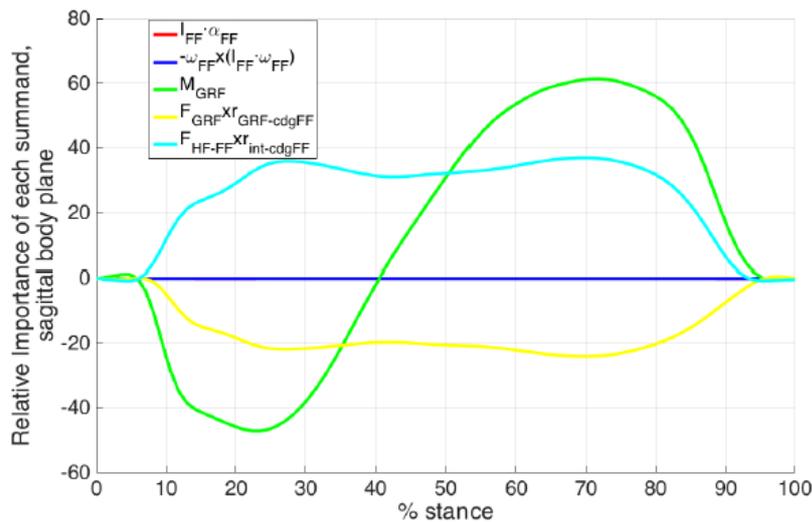


Figura 14. Importancia de cada sumando de las ecuaciones de equilibrio por Jarnell [4]

3.2.3 Ecuaciones de equilibrio

DESPUÉS de las suposiciones realizadas, se comienza con el análisis dinámico. Este análisis se va a hacer con las ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos del antepié, ya que es la zona más externa de la que se tiene información. En la ecuación de equilibrio de fuerzas, tras las simplificaciones tomadas, solamente aparecerá el término gravitatorio del antepié, el de reacción de la segunda plataforma y el de la fuerza en la articulación del mediopié. Por otro lado, en la de momentos, que se tomarán en el centro de gravedad del antepié, aparecerán el momento articular, el que genera la fuerza del mediopié, el momento de reacción y el provocado por las fuerzas de reacción. Las ecuaciones serán las siguientes:

$$\mathbf{F}_{grav} + \mathbf{F}_{MP} + \mathbf{F}_{GRF} = \mathbf{0}$$

$$\mathbf{M}_{MP} + \mathbf{F}_{MP} \times \mathbf{d}_1 + \mathbf{M}_{GRF} + \mathbf{F}_{GRF} \times \mathbf{d}_2 = \mathbf{0}$$

La distancia d_1 es la que hay entre el mediopié y el centro de gravedad del antepié, y d_2 la que hay entre el centro de la plataforma y el citado centro de gravedad.

Hay que tener en cuenta que estas ecuaciones son tridimensionales, por lo que realmente se tienen seis ecuaciones en total.

En las ecuaciones de las fuerzas todos los sumandos están en coordenadas globales, por lo que su cálculo es sencillo, sin embargo, en la de los momentos, hay distancias que están en locales, mientras que las fuerzas y momentos están en coordenadas globales. Por tanto, se necesita la matriz de rotación en función de los parámetros de Euler, que viene dada por:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 - 2e_2^2 - 2e_3^2 & 2(e_1e_2 - e_3e_4) & 2(e_1e_3 + e_0e_2) \\ 2(e_1e_2 + e_0e_3) & 1 - 2e_1^2 - 2e_3^2 & 2(e_2e_3 - e_0e_1) \\ 2(e_1e_3 - e_0e_2) & 2(e_2e_3 + e_0e_1) & 1 - 2e_1^2 - 2e_2^2 \end{bmatrix}$$

Esta matriz permite pasar un vector de un sistema de referencia local al global, y su inversa al contrario. En este caso, al estar estudiando el equilibrio del antepié los parámetros de Euler a utilizar serán los del sistema de referencia asociado a dicha parte.

Así pues, una vez se tiene toda esta información se calcula en primer lugar la fuerza en la articulación, y a continuación se resuelve la ecuación de los momentos, obteniendo el momento en el mediopié que cumple la condición de equilibrio.

4 RESULTADOS

UNA vez que se ha terminado la parte numérica se procede a mostrar los resultados finales obtenidos en el trabajo. Estos resultados se van a dividir en los obtenidos directamente de la parte experimental y los que se han logrado tras el procesado numérico realizado a los datos recogidos en el laboratorio.

4.1 Resultados de la parte experimental

4.1.1 Fuerzas de reacción

EN este apartado se muestran las fuerzas verticales que ejercen el antepié, el retropié y las dos conjuntamente, es decir, el objetivo principal de este trabajo de fin de grado. Las otras fuerzas horizontales (según el eje X o Y) se muestran en el anexo A sin procesar, ya que no son tan relevantes como las primeras. Esto se debe a dos motivos principales: en primer lugar, son de valor mucho menor, ya que es en la dirección vertical en la que el pie está soportando la mayor parte del peso; y en segundo lugar dependiendo de la pisada personal de cada uno, las fuerzas en las direcciones horizontales presentan una gran dispersión en sus valores, mientras que las verticales, como se verá a continuación muestran resultados bastante homogéneos.

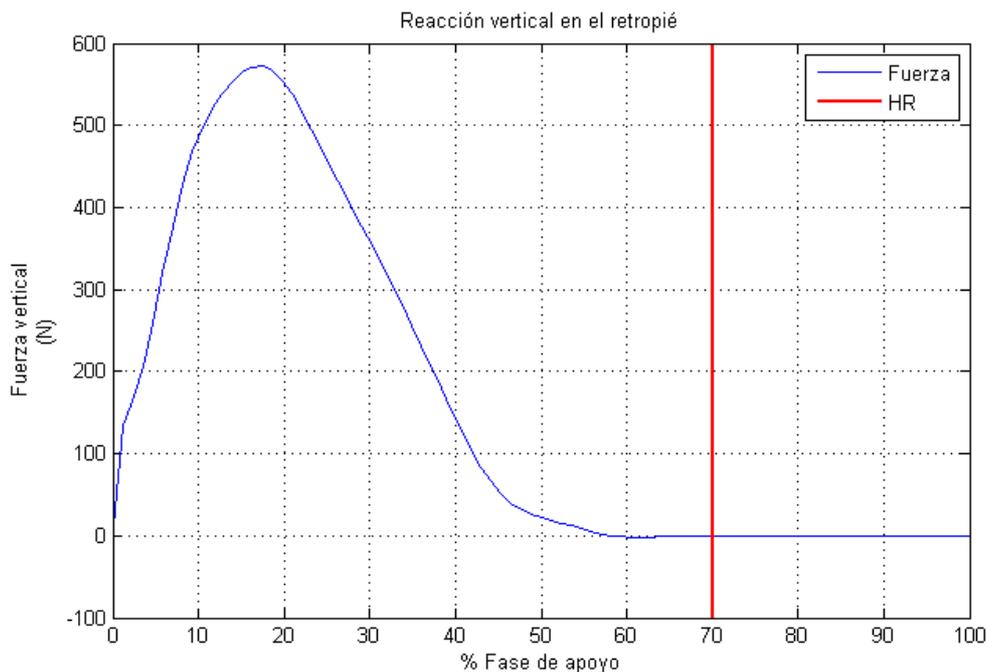


Figura 15. Reacción vertical (N) en el retropié

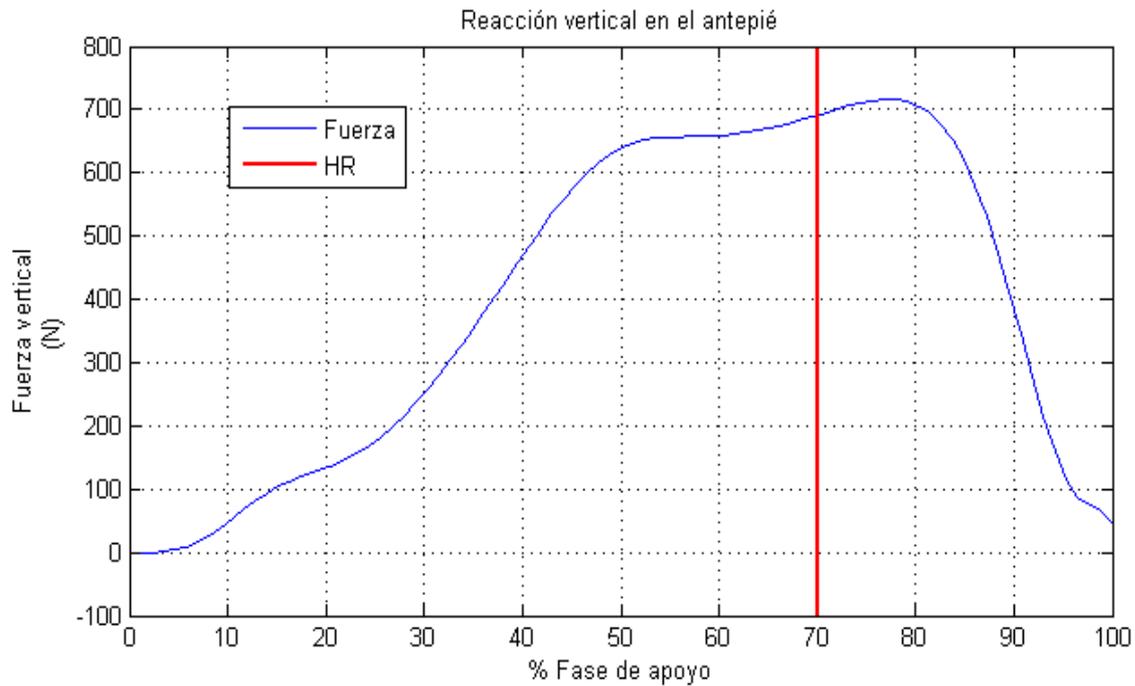


Figura 16. *Reacción vertical (N) en el antepié*

En primer lugar se tienen las gráficas que muestran las fuerzas que ejercen el antepié y el retropié por separado. Estas gráficas muestran los resultados en Newtons, lo cual no es muy útil, ya que la fuerza que ejerce cada persona al caminar depende de su propio peso. Por tanto, también se enseñan las gráficas en las que estas fuerzas se encuentran normalizadas de acuerdo al propio peso del sujeto, dato que se conoce de la captura estática realizada al inicio del procedimiento experimental.

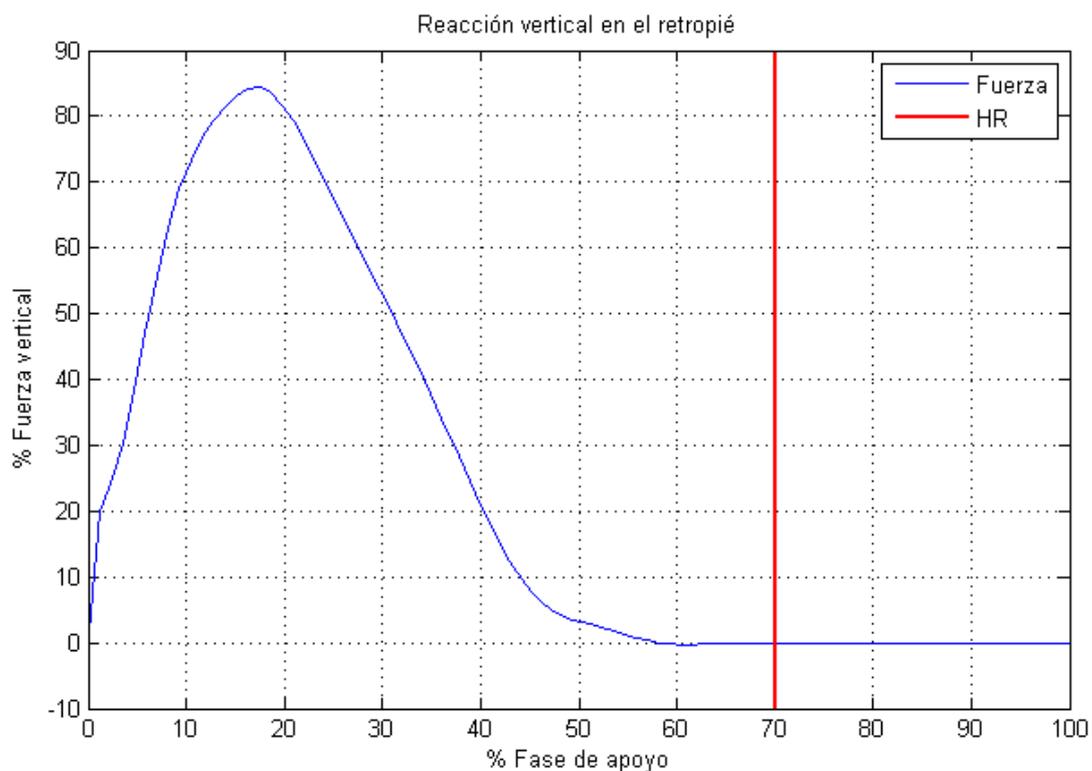


Figura 17. *Reacción vertical (% peso corporal) en el retropié*

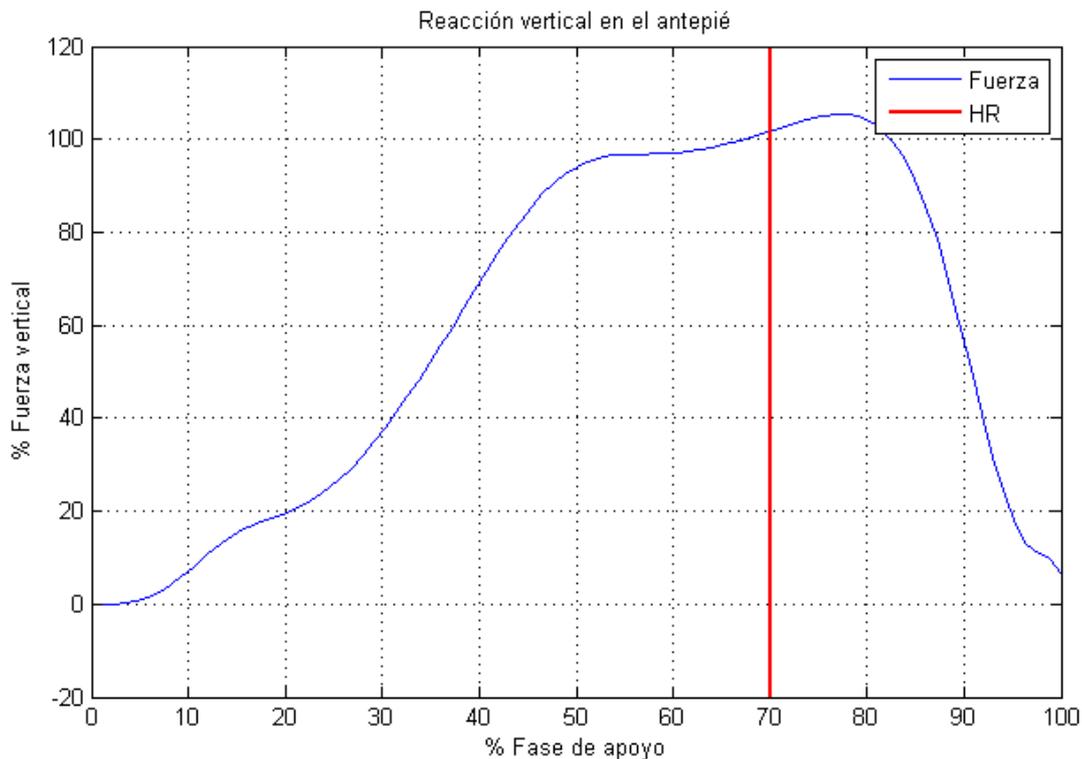


Figura 18. *Reacción vertical (% peso corporal) en el antepié*

Se observa como una vez que ocurre el *Heel Rise* o elevación de talón (instante definido por Dixon [11] como aquel en el que el marcador RHEE alcanza un incremento del 10% en su valor vertical respecto a la posición estática) el retropié ya no ejerce ninguna fuerza, al no estar en contacto con la primera plataforma dinamométrica. Por otro lado, tras el *Heel Rise* es cuando el antepié alcanza el máximo de su fuerza, ya que ahí es la única parte que se encuentra en contacto con el suelo. Se observa en estos gráficos como la contribución del antepié es ligeramente mayor y más duradera en el tiempo que la del retropié.

Estos resultados dependen en gran medida de cómo se haya pisado en las plataformas: cuanto más haya sobrepasado el mediopié la segunda plataforma, mayor será la fuerza medida por esta plataforma, y viceversa.

Aunque los resultados son parecidos a los de Giacomozzi [12], quien también calculó (mediante el uso de plataformas de presiones) la contribución de antepié y retropié a la pisada (en rojo retropié, y en verde antepié), observamos que lo ideal sería haber repetido los ensayos más veces y con más sujetos, para obtener más resultados y aumentar la fiabilidad del estudio. Sin embargo esto no fue posible por falta de personal y tiempo.

A continuación, se suman ambas fuerzas para ver la fuerza total que ejerce todo el pie derecho y compararla con la obtenida en otros estudios. Esto no debería de estar afectado por la manera de pisar, ya que independientemente de si se hace más fuerza con la parte delantera o la trasera del pie, la fuerza total en teoría debería ser la misma. Así pues, se comparará con la de Giacomozzi también.

Se aprecia como los resultados obtenidos coinciden en gran parte con los anteriores (son los que se podrían esperar de manera intuitiva al analizar qué partes del pie están en contacto con el suelo en cada momento de la fase de apoyo), aunque muestran un pico aproximadamente en el 50% del apoyo que solo aparece en este estudio, además de que los valores máximos parecen un poco menores. Este pico de fuerza se puede corresponder a una pisada no del todo natural y que por cualquier motivo haya sido ligeramente forzada.

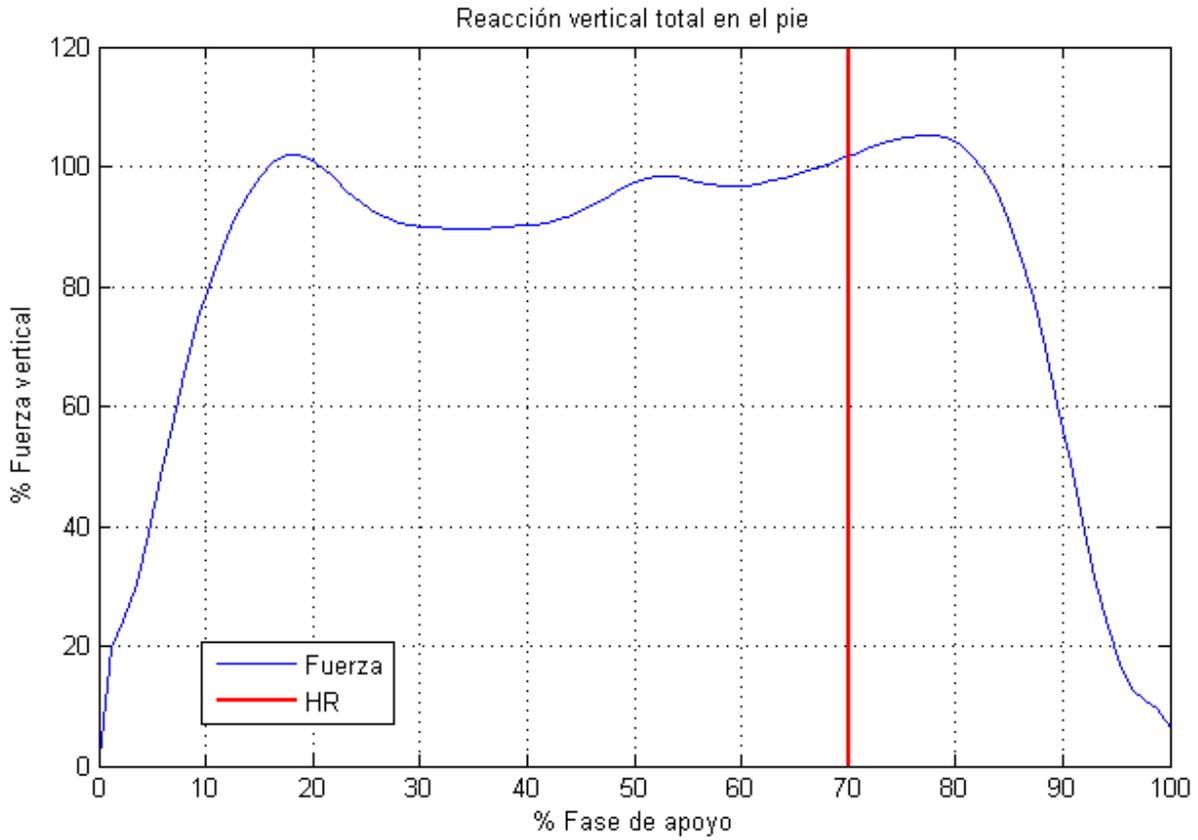


Figura 19. Reacción total (% peso corporal) en el pie

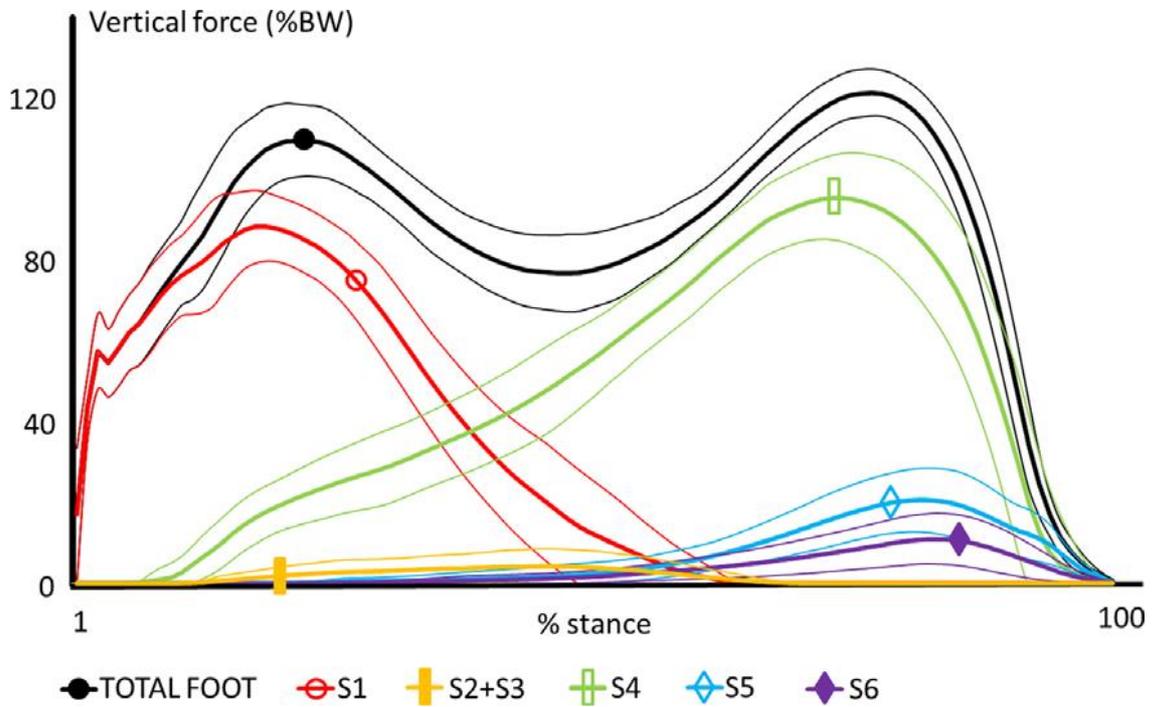


Figura 20. Fuerzas verticales obtenidas por Giacomozzi [12]

4.1.2 Momentos de reacción

Por último, se van a presentar también los momentos de reacción que se ejercen respecto al centro de cada plataforma. El principal será el respecto al eje X ya que, como se muestra en la siguiente ilustración, al ser la fuerza esencialmente vertical, el momento más relevante será según dicha dirección X .

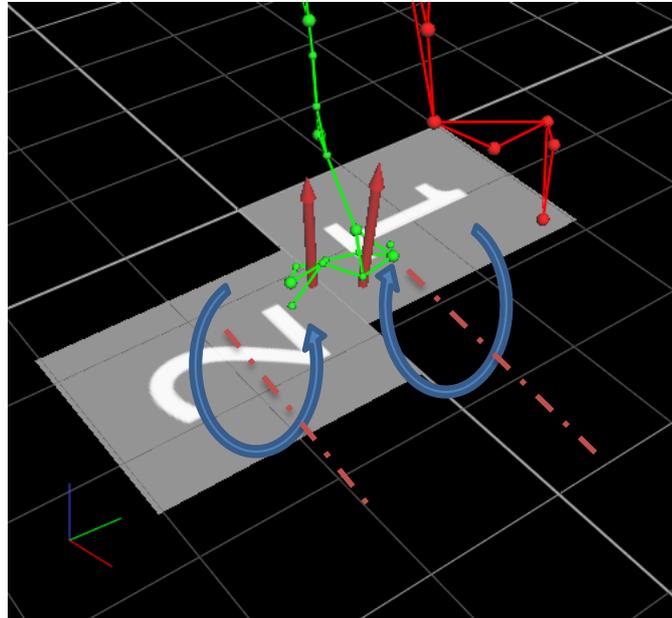


Figura 21. Momentos en azul respecto al eje X (en rojo)

Como también se aprecia, el momento referido a la primera plataforma será negativo y el de la segunda positivo, ya que están medidos desde el centro de cada una de las plataformas. El resultado se comparará con el obtenido por J. D. Jarmell Carrasco [4].

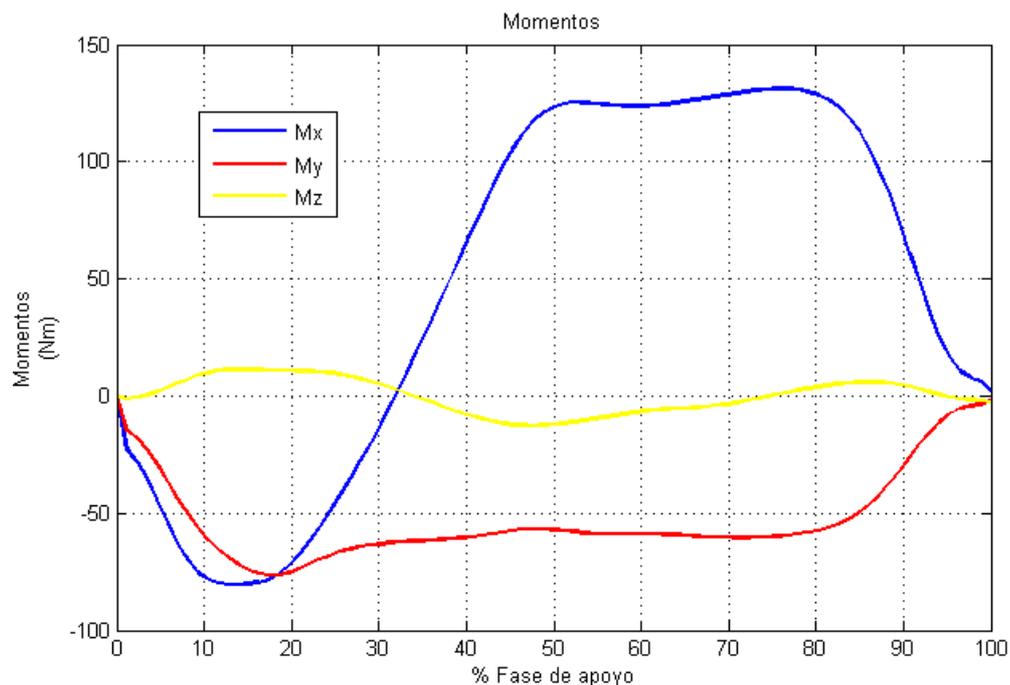


Figura 22. Momentos de reacción respecto a los tres ejes globales

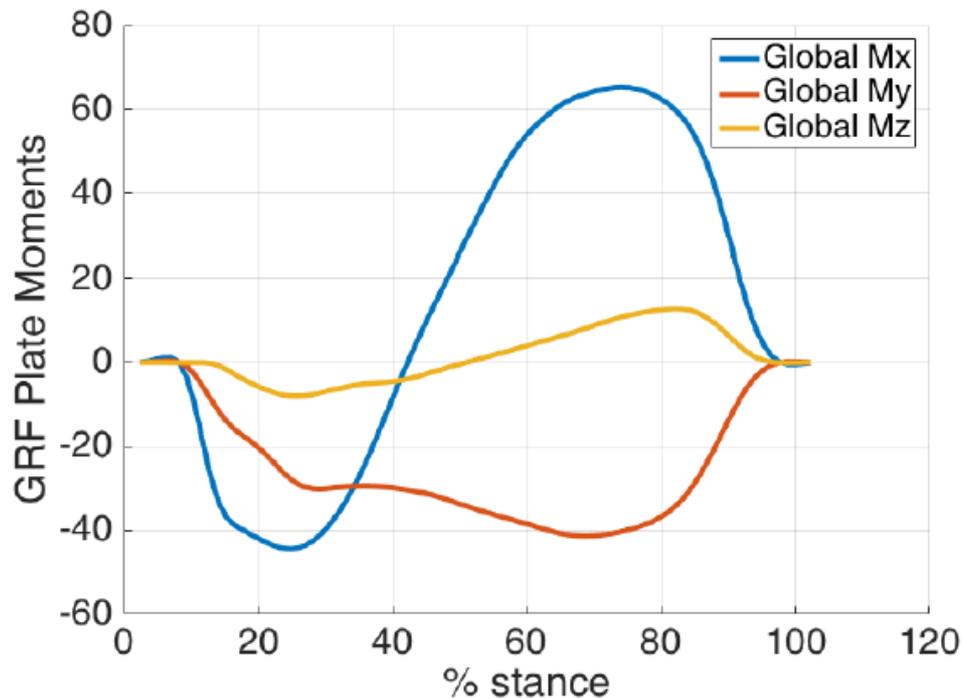


Figura 23. Momentos conseguidos por J.D. Jarmell Carrasco

Se comprueba que los resultados obtenidos son prácticamente semejantes en forma a los obtenidos en el otro trabajo, aunque con valores un tanto mayores; puede deberse a una mayor distancia entre el centro de presiones y el centro de la plataforma en este trabajo respecto al otro. En este se pisó en una zona externa, mientras en el otro, al solo utilizar una plataforma, se pisó en el área central de esta. Además, como se dijo anteriormente, se cumplió todo lo esperado del signo del momento respecto al eje X .

4.2 Resultados de la parte numérica

4.2.1 Ángulos entre los segmentos

DENTRO de los resultados alcanzados tras realizar el postprocesado de los datos con el programa *MATLAB* se encuentran en primer lugar los ángulos que forman entre sí los diferentes segmentos en las articulaciones que los unen. Como se comentó en la sección anterior, entre los tres segmentos que forman el pie en el modelo Oxford hay dos articulaciones: una esférica que asocia retropié y antepié, y una de revolución que junta antepié y hállux. La primera permite el giro entre los dos segmentos en las tres direcciones locales, mientras que la segunda solo permite la revolución alrededor del eje y .

Estos movimientos están expresados en coordenadas locales ya que los planos anatómicos de la figura 3, que sirven para describir los movimientos del pie (que están en la tabla 2), son solidarios con los sistemas de referencia locales.

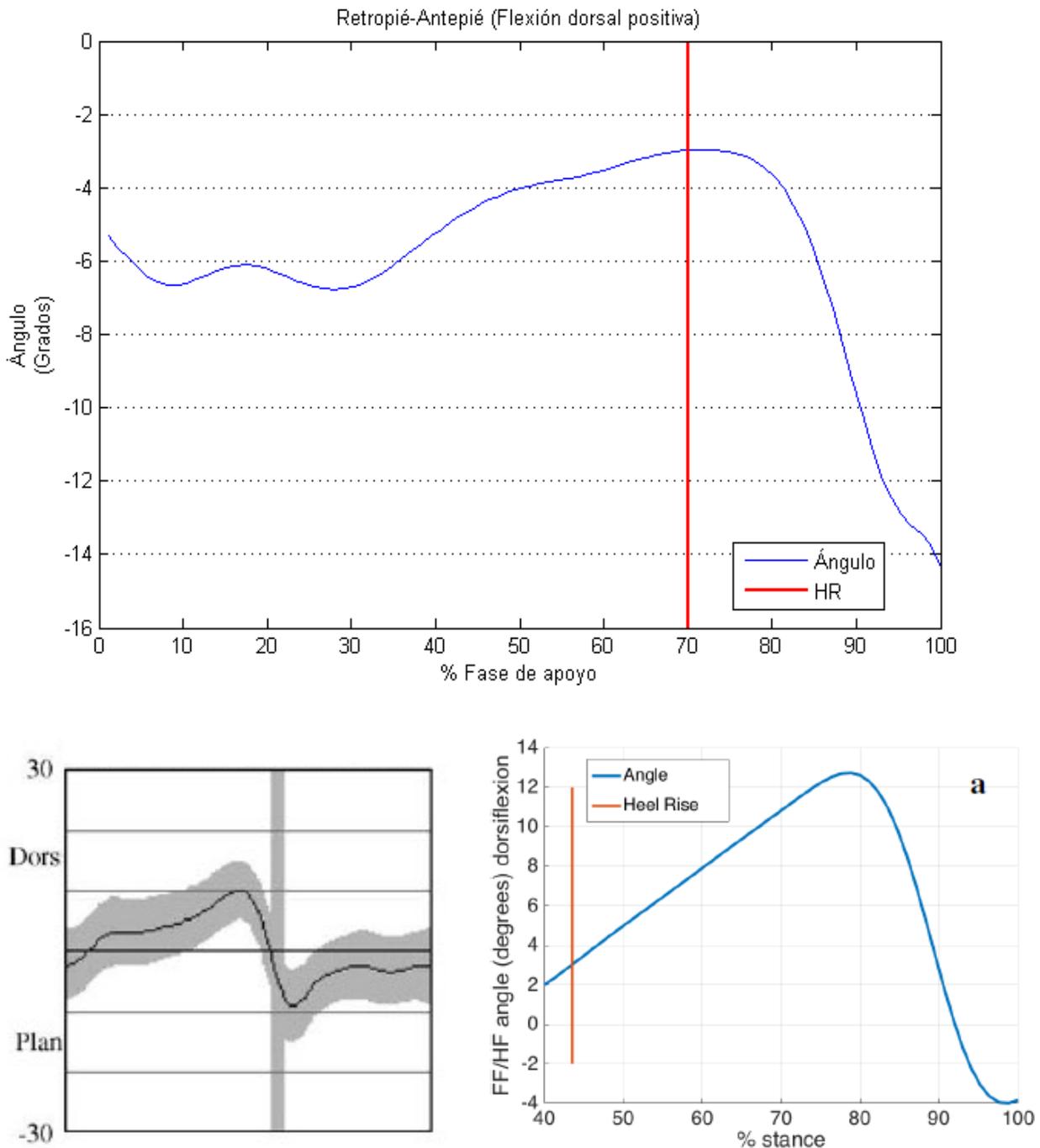


Figura 24. Flexión dorsal/plantar en el mediopié

Arriba se tiene el resultado obtenido en este proyecto, abajo a la izquierda el de Stebbins [3], y a la derecha el de Jarmell Carrasco [4]. Hay que tener en cuenta que la escala temporal no es la misma para los tres gráficos: en el superior se analiza la fase de apoyo, en el segundo el ciclo completo de marcha y en el tercero solo la segunda parte de la fase de apoyo.

Por tanto, comparando el resultado completo con la primera parte del esquema de Stebbins, y la segunda parte con el de Jarmell, se observan cómo los resultados conseguidos se asemejan a los anteriores estudios.

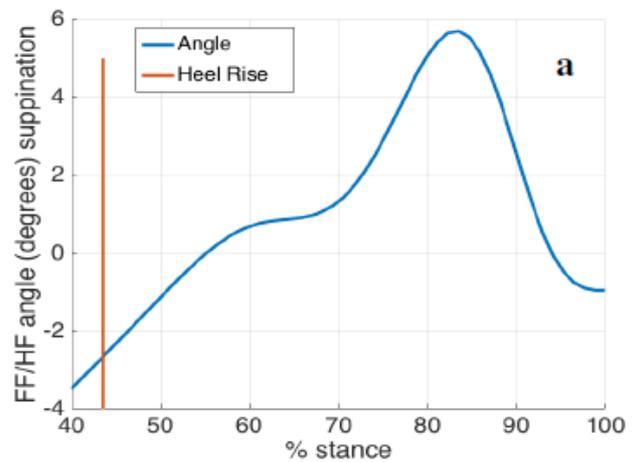
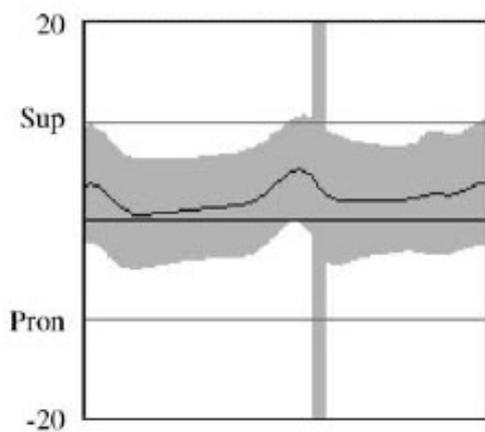
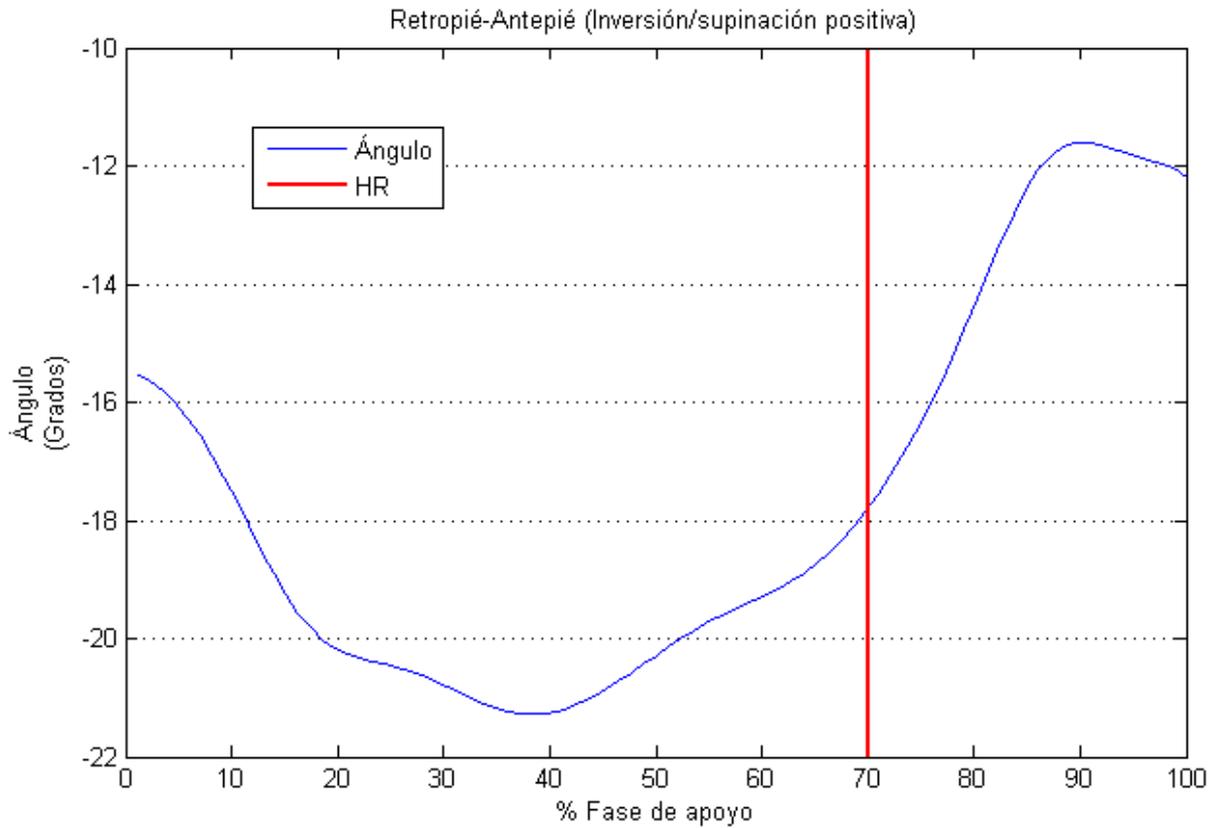


Figura 25. *Inversión/eversión en el mediopié*

En cuanto al movimiento en el plano frontal tampoco se aprecian diferencias con los otros dos estudios. Conviene aclarar que lo verdaderamente importante de estas gráficas son la forma y el rango en que se mueven, y no los valores que toman los ángulos. Esto es así porque cada estudio toma el valor inicial de acuerdo a una referencia diferente, haciendo que exista un desfase entre las medidas de los distintos análisis.

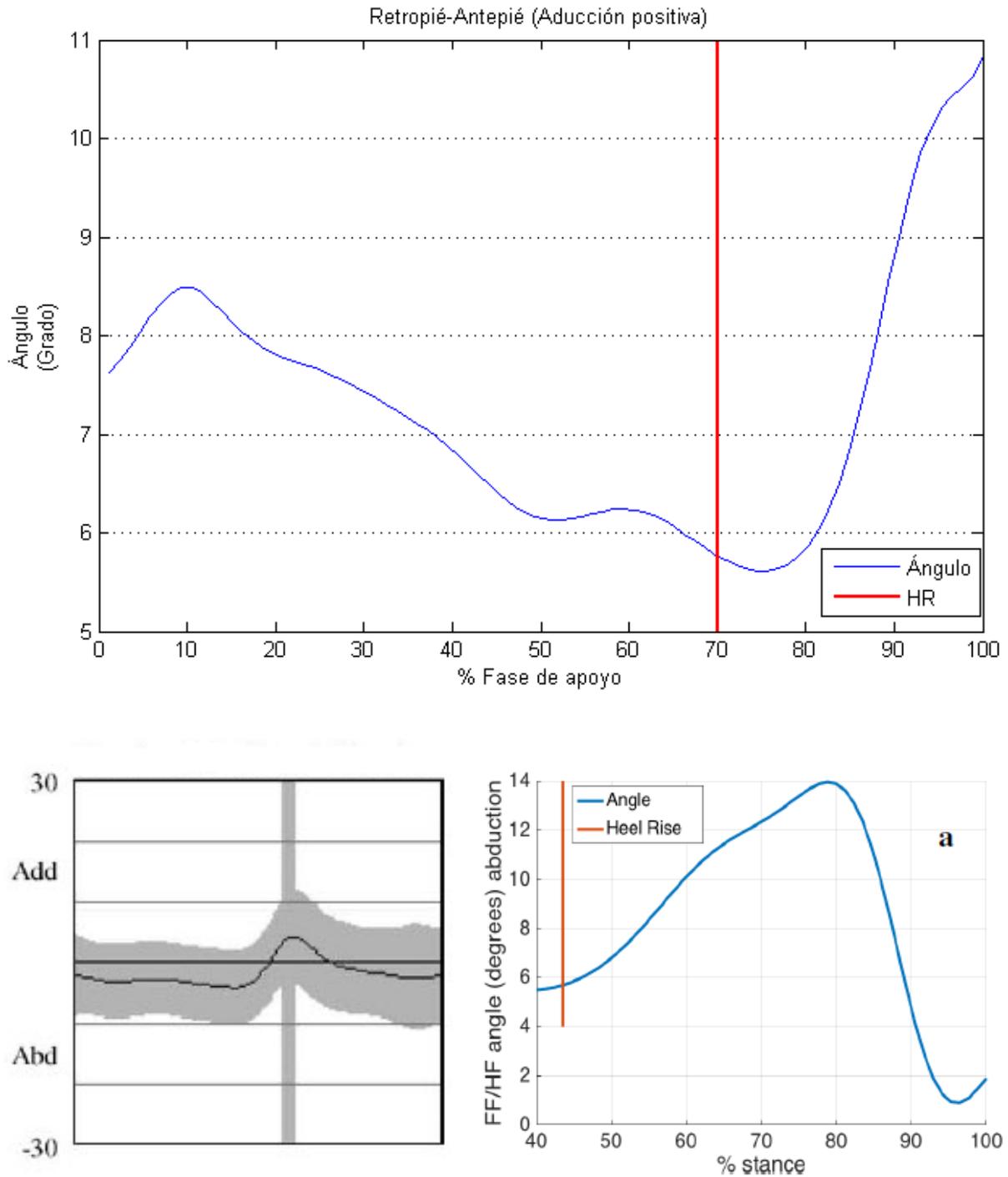


Figura 26. Aducción/abducción en el mediopié

En el último movimiento del mediopié, la aducción o abducción, sí que se encuentra una diferencia con la última gráfica, y es que, mientras en los dos primeros ensayos se ha tomado la aducción como positiva, en el último se ha tomado una referencia contraria, haciendo que la gráfica resultante este invertida respecto a las otras dos.

Por último, queda la flexión entre el hálux y el antepié, que solo se podrá comparar con Stebbins, ya que en el estudio de Jarmell Carrasco no se estudia esta articulación.

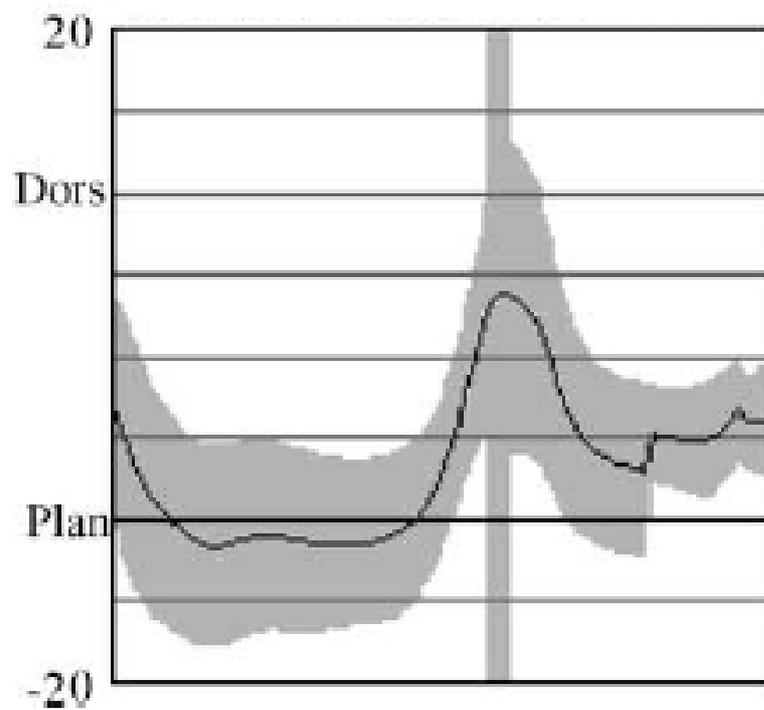
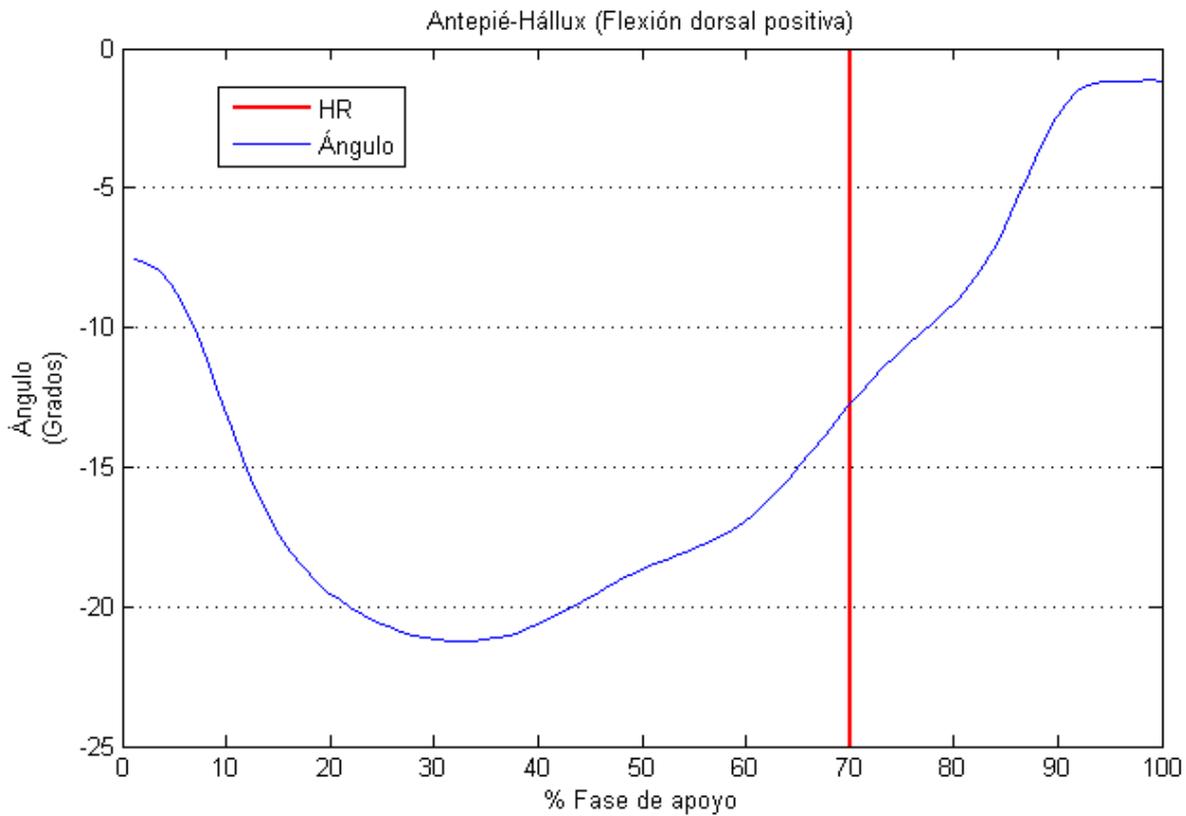


Figura 27. Flexión dorsal/plantar entre hálux y antepié

4.2.2 Fuerzas y momentos articulares

COMO se ha expuesto anteriormente, lo primero será obtener la fuerza en la articulación que cumple la ecuación tridimensional de equilibrio. A continuación, una vez se obtenga esta fuerza, ya se puede resolver la ecuación de momentos que, ahora sí, solo tiene una incógnita. El código usado para este proceso viene detallado en el anexo B.

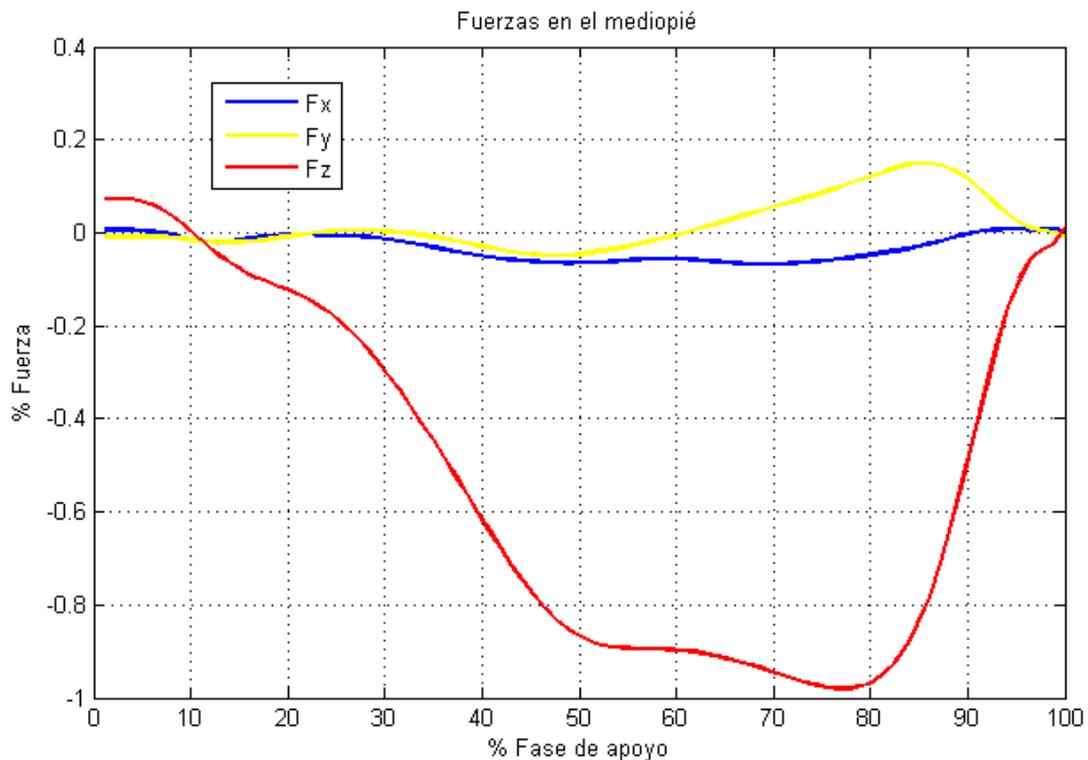


Figura 28. *Fuerzas en la articulación del mediopié*

Analizando el resultado se advierte que la fuerza en el mediopié es prácticamente la misma que la de reacción de la plataforma, pero de signo contrario, ya que la contribución de la fuerza gravitatoria es irrisoria debido a la poca masa del antepié. En cuanto al momento calculado con la segunda ecuación hay que tener en cuenta una consideración: una vez obtenido se ha expresado respecto al sistema de referencia local a fin de tener las tres componentes en los tres planos anatómicos. Estos resultados se van a comparar con los de Dixon [11].

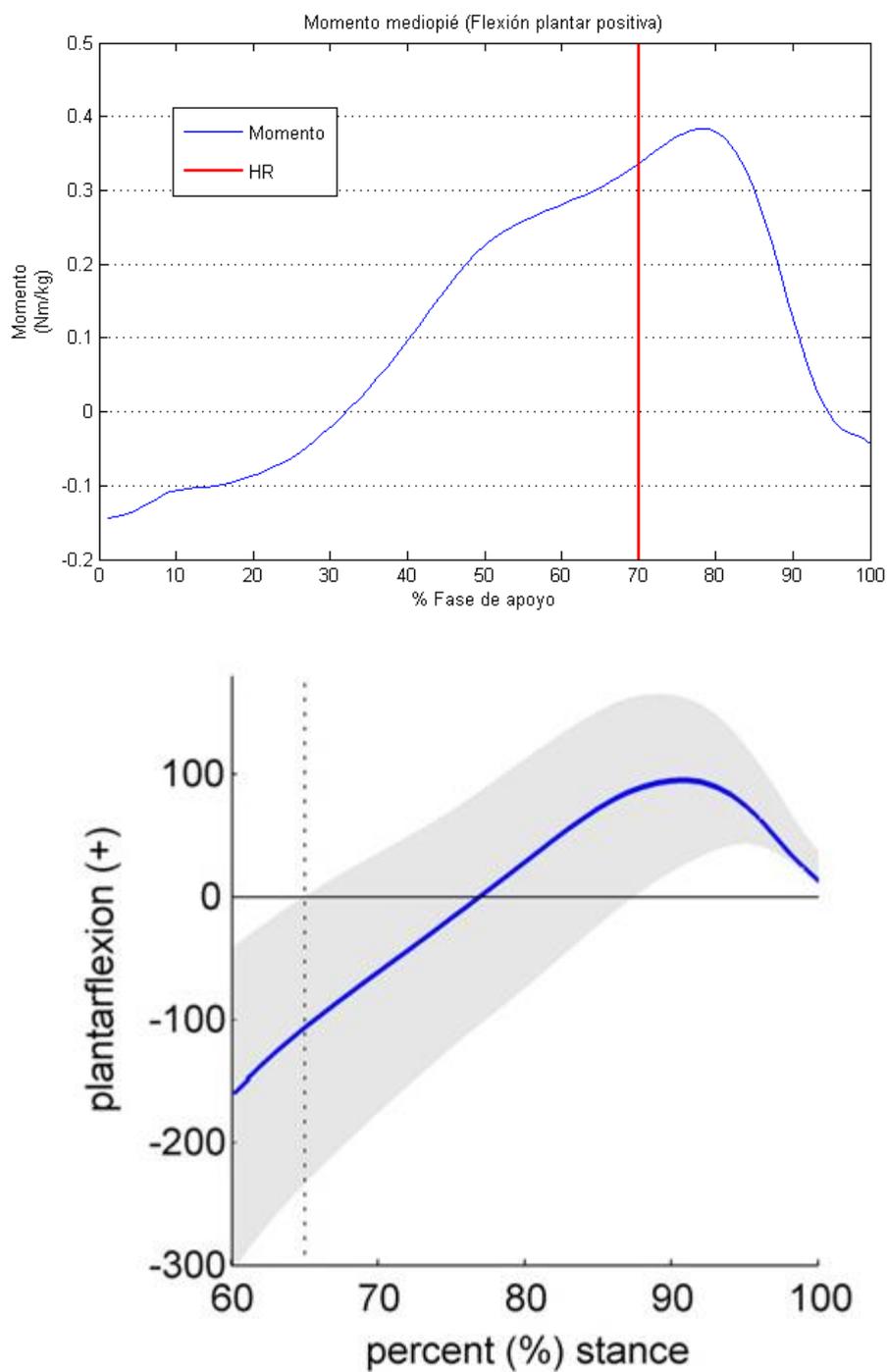


Figura 29. Comparación de momentos del mediopié en el plano sagital

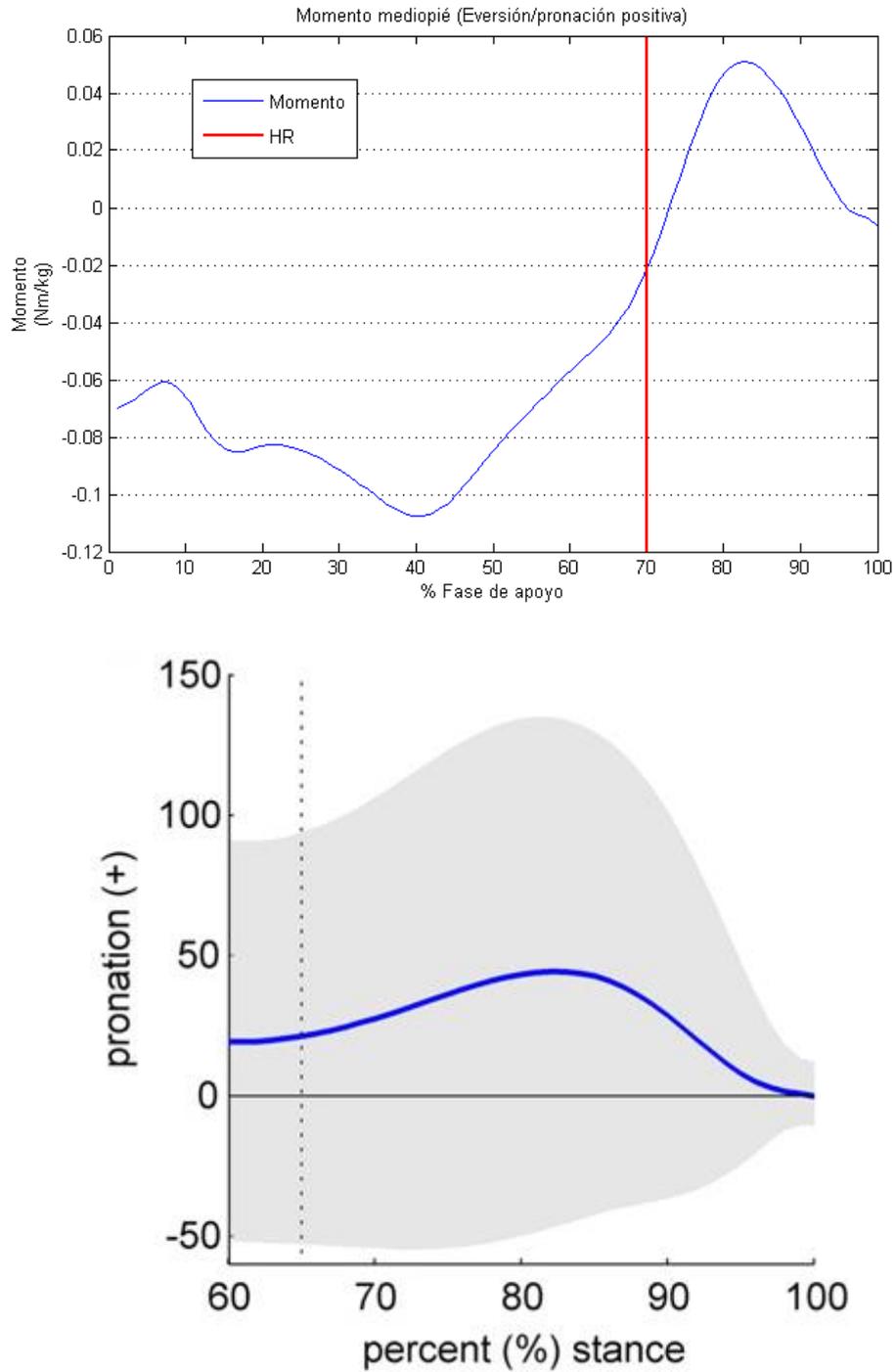


Figura 30. Comparación de momentos del mediopié en el plano frontal

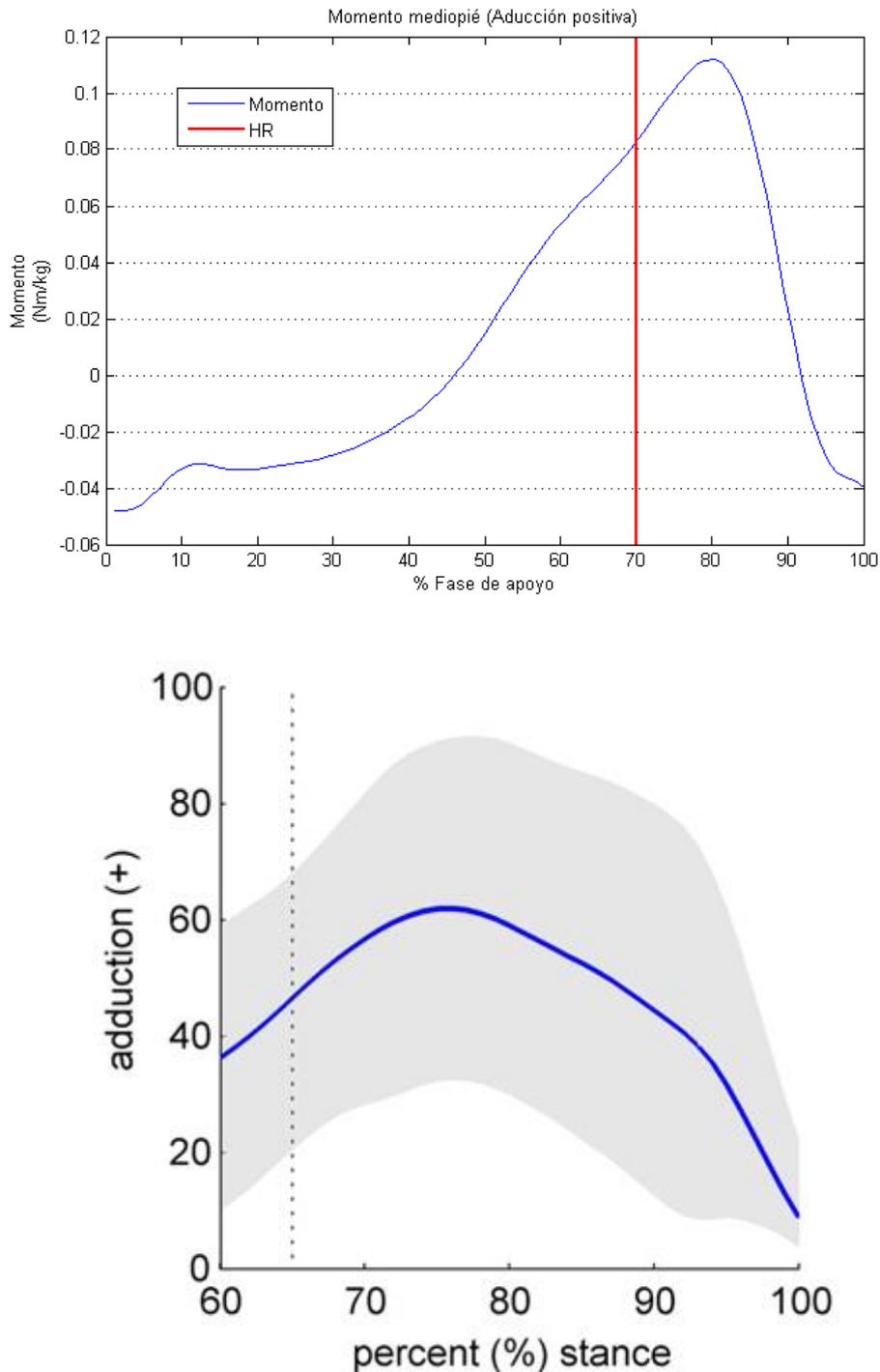


Figura 31. Comparación de momentos del mediopié en el plano transversal

Como se puede ver en las tres gráficas la forma entre el momento resultante de este estudio y el de Dixon es similar, sin embargo, en cuanto a los valores relativos (que hemos normalizado con el peso del sujeto) sí que encontramos diferencias significativas: el momento en el caso de la flexión y de la aducción es aproximadamente tres veces mayor en este estudio en ambos casos. Esto podría deberse a diferencias en la elección arbitraria del centro de gravedad del antepié (en el caso de este trabajo se ha tratado como si fuese un prisma rectangular con centro de gravedad en el centro de este), sin embargo, tras realizar un análisis con diferentes centros de gravedad se observó que su selección apenas influye en los valores de los momentos.

Finalmente, aunque los valores obtenidos puedan parecer diferentes de los de Dixon por el valor que estos toman, observando la dispersión de los datos calculados en el anterior estudio, y teniendo en cuenta la serie de hipótesis que Dixon realizó, puede concluirse que las diferencias encontradas son asumibles.

5 CONCLUSIONES

Al inicio del presente trabajo de fin de grado se presentó el modelo Oxford del pie [1]. Este modelo ha servido para diferentes estudios, pero la mayoría de ellos trataban sobre la cinemática y no sobre la dinámica, que es el área más importante desde el punto de vista médico ya que es la dinámica la causante de los diferentes problemas que pueden surgir a la hora de caminar. Por ello, este trabajo se centró en el análisis dinámico del pie durante la marcha.

Lo primero que se realizó fue una serie de ensayos en el laboratorio, con la particularidad de que se disponía de dos plataformas dinamométricas de manera adyacente, de las cuales una se usaría para investigar las fuerzas de reacción del antepié y la otra las del retropié. Esto nos arrojó una gran cantidad de datos: la posición de los marcadores que definían el modelo y las reacciones de cada plataforma en cada instante del ciclo de marcha.

Por tanto, llegados a este punto ya se había alcanzado la meta esencial del trabajo: ya se conocían las reacciones y momentos de antepié y retropié gracias al método utilizado de las plataformas adyacentes; este método fue ideado por Bruening [2] en sus estudios sobre la dinámica del pie. Además, estas reacciones fueron cotejadas con las obtenidas por Giacomozzi [12], obteniéndose resultados muy similares a pesar de que él las calculó mediante el uso de plataformas de presiones para medir la contribución de cada segmento a la pisada.

Los datos de la parte cinemática se usaron en un programa informático para definir cada uno de los tres segmentos que conforman el pie, y como se movían y orientaban a lo largo del tiempo. Una vez definidos se obtuvieron los ángulos que existen entre ellos. Estos ángulos se comprobaron con los obtenidos por Stebbins [3], viendo que el procedimiento seguido había dado unos resultados coherentes.

A continuación, se realizó un análisis dinámico inverso al segmento del antepié, con el objetivo de hallar la fuerza y el momento en la articulación del mediopié, que para el modelo Oxford actúa como un simple transmisor entre antepié y retropié. Antes de llevar a cabo el análisis se asumieron dos hipótesis que fueron tomadas del trabajo de Jarmell Carrasco [4]: el hálux fue despreciado del problema ya que su contribución era mucho menor que la del antepié debido a sus diferentes tamaños, y los términos de inercia de las ecuaciones de equilibrio apenas afectaban a estas, por lo que podían desestimarse, lo que ahorra la tarea de tener que calcular velocidades y aceleraciones (tanto lineales como angulares) de los diferentes segmentos que fuesen a entrar en el análisis inverso.

Finalmente, las ecuaciones proporcionaron el valor de la fuerza y el momento en la articulación del mediopié, y fue contrastada con lo conseguido por Jarmell Carrasco, apreciando unos valores menores en el momento intersegmentario en este trabajo.

Examinando el trabajo realizado, pueden sacarse una serie de conclusiones y posibles trabajos futuros:

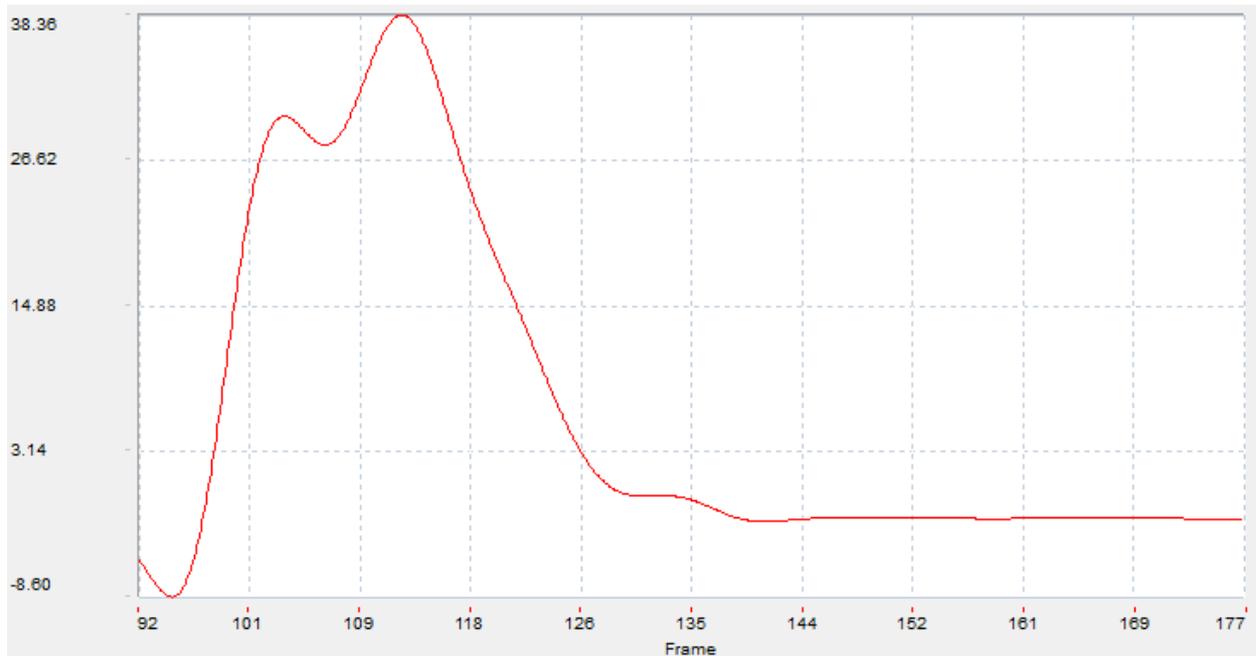
- Se ha encontrado que el uso simultáneo de las dos plataformas de fuerza para el cálculo de las reacciones ha sido bastante apropiado, y su utilización ha quedado más que justificada con los resultados hallados.
- Una vez más se ha puesto en evidencia la buena repetibilidad del modelo Oxford del pie, como se ve analizando los ángulos intersegmentarios y comparándolos con otros estudios anteriores.
- A pesar de haber obtenido las reacciones en antepié y retropié (que era el objetivo que se perseguía) no se tiene información acerca de la contribución del hállex. Esto podría haberse arreglado reproduciendo el ensayo de Bruening [2] al completo: al igual que se pisó de manera que el antepié estuviese en una plataforma y el retropié en otra, se podría haber replicado lo mismo pero pisando con el hállex en una y el resto del pie en la otra. Esto habría proporcionado las reacciones del retropié, del antepié y del hállex de manera independiente las unas de las otras, además de permitir que se pudiese estudiar la dinámica de la articulación entre antepié y hállex al igual que se analizó la del mediopié.
- Una elección más adecuada del centro de gravedad del antepié podría arrojar unos resultados mucho más fiables en el apartado del cálculo de los momentos interarticulares.
- El estudio por dinámica inversa de las diferentes articulaciones se podría haber continuado por el cuerpo humano completo, por ejemplo calculando después las fuerzas y momentos del tobillo. Sin embargo, este objetivo estaba fuera del alcance de este proyecto y se presenta la idea para un posterior trabajo.
- La aplicación de otros aparatos como, por ejemplo, las plataformas de presiones usadas por Giacomozzi [12], hubiera evitado tener que tomar la hipótesis de despreciar el hállex, ya que realmente en la fase final del apoyo su papel no es irrelevante, al ser la única parte en contacto con el suelo.
- Por último, al ser únicamente un ensayo concreto el analizado en el trabajo, es posible que algunos datos se hayan falseado respecto a la marcha habitual, aunque por norma general los resultados obtenidos eran bastante similares a los de estudios previos. Esto puede explicar la discordancia de los valores de los momentos interarticulares, o la pequeña desviación de la fuerza vertical total. Lo ideal sería realizar un trabajo futuro que analice las variaciones según la pisada sea repartida de una u otra manera entre ambas plataformas, a fin de obtener de manera más precisa cómo es la contribución individual de antepié y retropié.

BIBLIOGRAFÍA

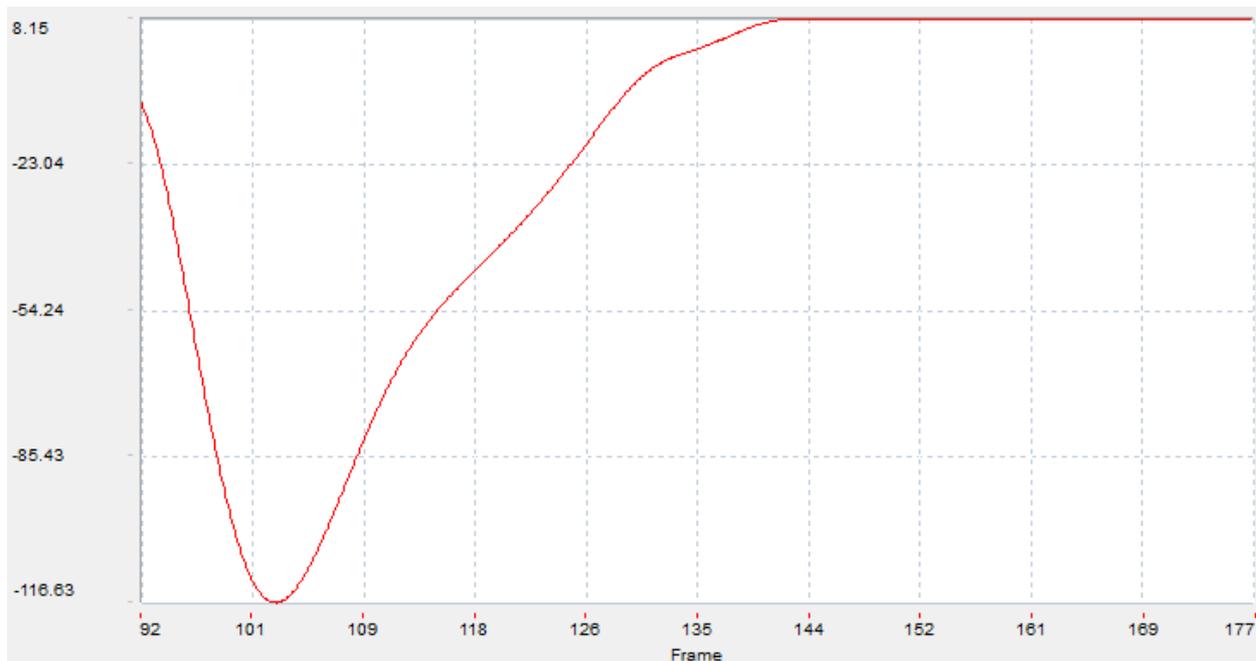
- [1] Vicon Motion Systems Limited. «Oxford Foot Model 1.4 Release Notes». 2012.
- [2] D. A. Bruening, «Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: kinetics and clinical implications». *Gait & Posture*. 2012; 35(4):535-540.
- [3] J. Stebbins, «Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children». *Gait & Posture*. 2006; 23(4):401-410.
- [4] J. D. Jarmell Carrasco, «Oxford Foot Model Kinetic Analysis During the Stance Phase in Gait». *Trabajo de Fin de Grado*. Universidad de Sevilla. 2016.
- [5] R. Bruce Martin, «A Genealogy of Biomechanics». 1999; p. 1-3.
- [6] J. Muñoz, «Deformidades del pie». *An Pediatr Contin*. 2006; 4(4):251-258.
- [7] E. Sanchis Sales, «Influencia de la postura del pie sobre la rigidez de la columna medial durante la marcha». *Tesis Doctoral*. Universitat Jaime I. 2017; p. 20-22.
- [8] E. Maza Ortega, «Optimización de un modelo de contacto pie-suelo mediante el uso de un algoritmo evolutivo». 2016; p. 20-21.
- [9] K. Deschamps, «Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: A systematic review». *Gait & Posture*. 2011; 33:338–349;
- [10] M. C. Carson, «Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis». *J Biomech*. 2001; 34(10):1299-1307.
- [11] P. C. Dixon, «Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach». *J Biomech*. 2012; 45(6):1011-1016.
- [12] C. Giacomozzi, «Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait». *J Biomech*. 2014; 47:2654-2659.

ANEXO A. REACCIONES EXPERIMENTALES

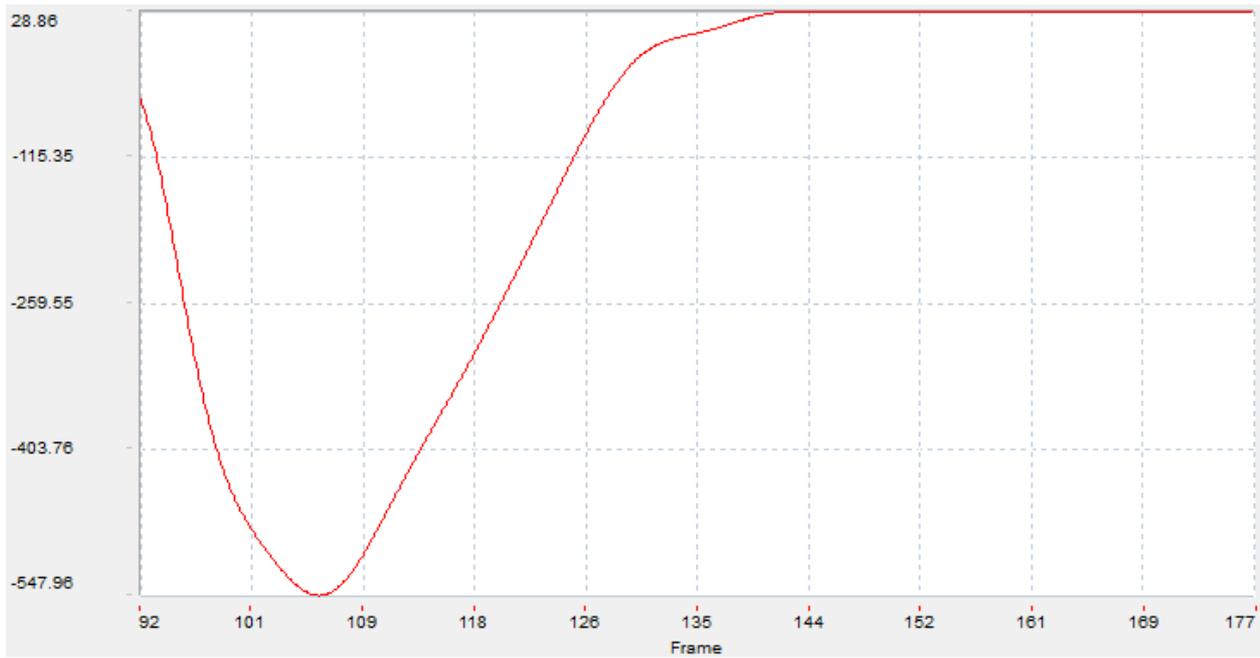
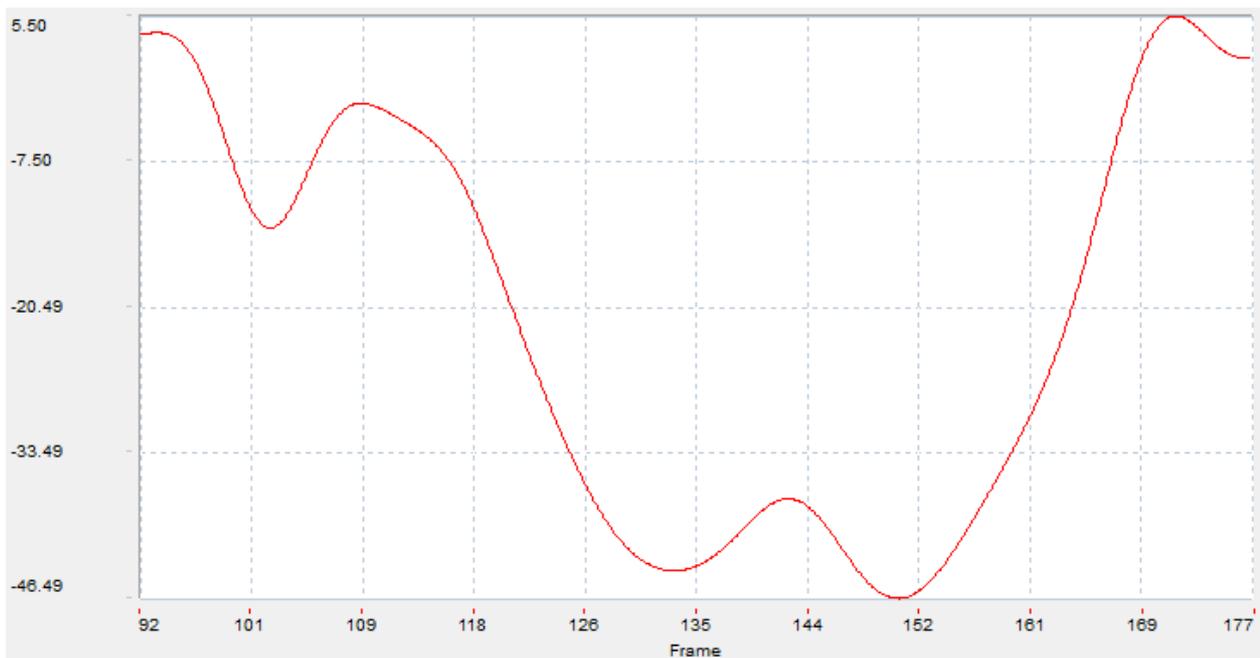
En este anexo se enseñan las fuerzas de reacción registradas por las plataformas dinamométricas respecto a los ejes globales explicados en el apartado 2.1.2.

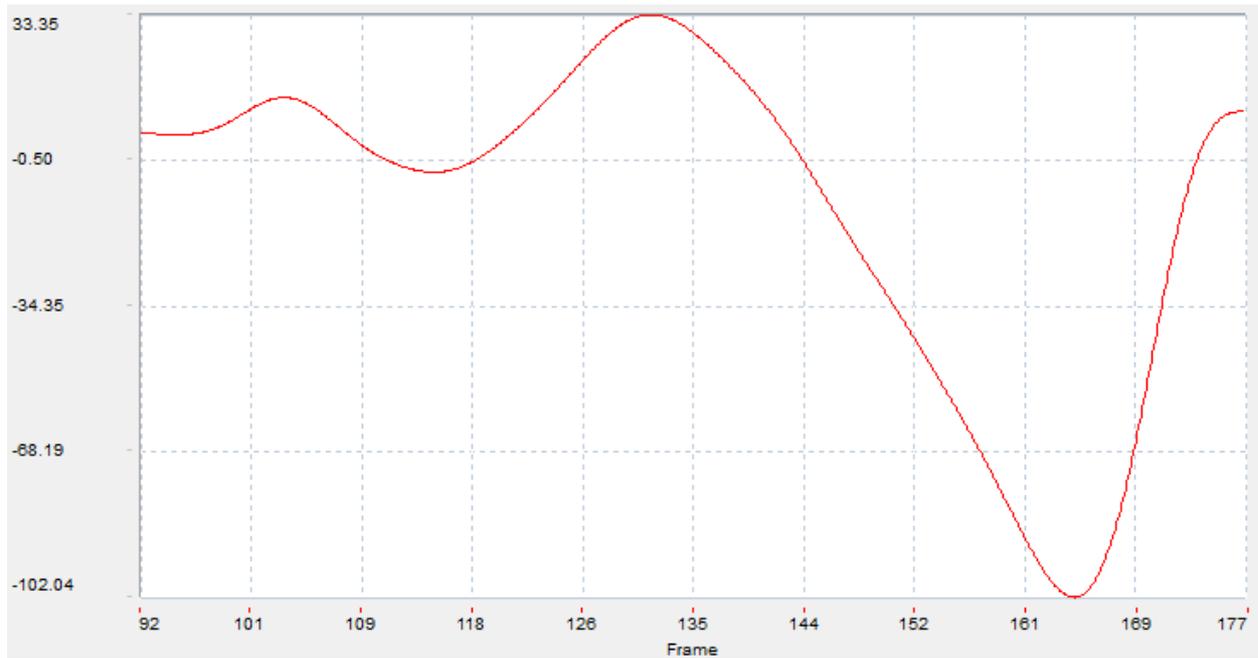


F_{x1} (N) durante la fase de apoyo

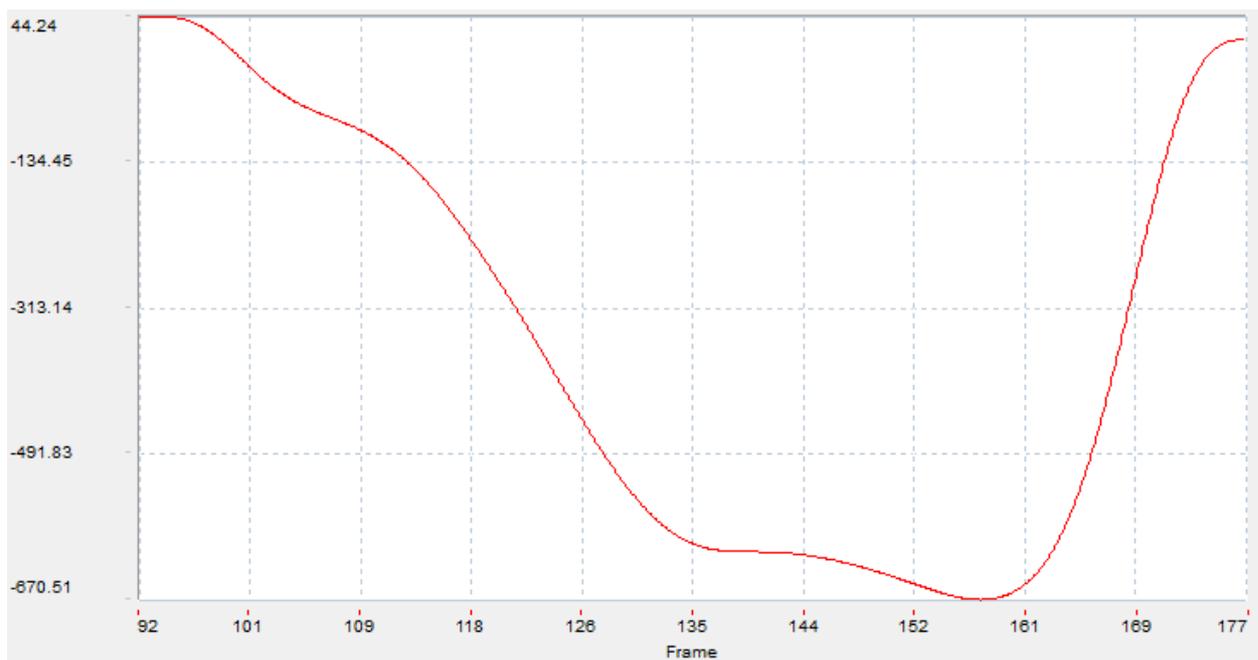


F_{y1} (N) durante la fase de apoyo

 F_{z1} (N) durante la fase de apoyo F_{x2} (N) durante la fase de apoyo



F_{y2} (N) durante la fase de apoyo



F_{z2} (N) durante la fase de apoyo

ANEXO B. CINEMÁTICA EN *MATLAB*

B.1 Función MAIN

```
global Options % (contains all Simulation Parameters)
global MODEL % (contains all Biomechanical Model description & data)
global AMTI
global AnimationData

%%
Options.c3ddatafolder = 'C:\Users\Andrés\Desktop\TFG\Matlaab\Modelo Oxford -
copia\c3d files';
Options.StorageName = 'MarchaCana';
Options.model = 'LowerLimb';
Options.filter_param.Markers = 6;
Options.filter_param.GRF = 10;
Options.filter_param.EMG = 10;
Options.datafile = 'Dinamico12.c3d';

%% Model
Options.markers_protocol = 'Oxford_2';
Options.model = 'Oxford_foot_model_right';

%% GRF parameters
% GRF threshold (ForcePlate threshold in Newtons)
Options.GRFtol = 0.01;
Options.GRFcorr = 0;
Options.FP = 'Yes';
Options.GRFestimation = 'Contact_model';
Options.NormalForce = 'wojtyra';

%% Supplemental Data
Options.saveAverageData = 1; % Save AverageData
Options.saveRawData = 1; % Save unnormalized data
Options.lengthCapture = 1.28;
Options.timeGap = 0;
MODEL.PARAM.dmark= 0.009; % marker diameter
%%
P = 'C:\Users\Andrés\Desktop\TFG\Matlaab\Modelo Oxford - copia\MAIN';
Options.mainDir = P(1:max(strfind(P,'\'))-1);
dir_content = dir(Options.c3ddatafolder);
Options.outputDir = [Options.mainDir '\output\' Options.StorageName '\'];
pathFunctions = [Options.mainDir '\pathFunctions\'];
addpath(pathFunctions)
%Set up Biomechanical model
setupModel
% Static trial processing
AnimationData.StaticTrial = processStaticTrial;

datafile=Options.datafile;
[MarkerData,Options.VideoFrameRate,AnalogSignals,Options.AnalogFrameRate,~,Pa
rameterGroup] = readC3D_JA_GP([Options.c3ddatafolder '\ ' datafile]);
[MARKERS,GRF,EMG] =
loadData(ParameterGroup,MarkerData,AnalogSignals,datafile);
[GRF direction] = adjustmentsForcePlates(MARKERS,GRF);
```

```

%% KINEMATIC RECONSTRUCTION
switch Options.markers_protocol
case 'Oxford_2'
    for i=1:size(MARKERS.RHEE,1)
        RHEE(1:3,1) = MARKERS.RHEE(i,:);
        RTOE(1:3,1) = MARKERS.RTOE(i,:);
        RHLX(1:3,1) = MARKERS.RHLX(i,:);
        RP1M(1:3,1) = MARKERS.RP1M(i,:);
        RSTL(1:3,1) = MARKERS.RSTL(i,:);
        RCPG(1:3,1) = MARKERS.RCPG(i,:);
        RLCA(1:3,1) = MARKERS.RLCA(i,:);
        RP5M(1:3,1) = MARKERS.RP5M(i,:);
        RD5M(1:3,1) = MARKERS.RD5M(i,:);
        % Hindfoot
        Origen_HF=RHEE;
        XHF=RCPG-RHEE;
        XHF=XHF/norm(XHF);
        AuxHF=RLCA-RHEE;
        AuxHF=AuxHF/norm(AuxHF);
        YHF=cross(XHF,AuxHF); YHF=YHF/norm(YHF);
        ZHF=cross(XHF,YHF);
        RHF=[XHF YHF ZHF];
        XHFANAT=RHF*MODEL.PARAM.XHFLOC;
        YHFANAT=RHF*MODEL.PARAM.YHFLOC;
        ZHFANAT=RHF*MODEL.PARAM.ZHFLOC;
        RHFANAT=[XHFANAT YHFANAT ZHFANAT];
        position(i,7*3-3:7*3)=getEulerParam(RHFANAT);
        position(i,7*3-6:7*3-4)=Origen_HF;
        % Forefoot
        Origen_FF=RP1M;
        XFF=RD5M-RP1M;
        XFF=XFF/norm(XFF);
        AuxFF=RP5M-RTOE;
        AuxFF=AuxFF/norm(AuxFF);
        YFF=cross(XFF,AuxFF);
        YFF=YFF/norm(YFF);
        ZFF=cross(XFF,YFF);
        RFF=[XFF YFF ZFF];
        XFFANAT=RFF*MODEL.PARAM.XFFLOC;
        YFFANAT=RFF*MODEL.PARAM.YFFLOC;
        ZFFANAT=RFF*MODEL.PARAM.ZFFLOC;
        RFFANAT=[XFFANAT YFFANAT ZFFANAT];
        position(i,7*2-3:7*2)=getEulerParam(RFFANAT);
        position(i,7*2-6:7*2-4)=Origen_FF;
        % Hallux
        Origen_HX=RHLX;
        RD1M2=RP1M+RFF*MODEL.PARAM.RD1MLOC;
        XHXaux=RHLX-RD1M2; XHXaux=XHXaux/norm(XHXaux);
        YHX=RFFANAT(:,2);
        ZHX=-cross(YHX,XHXaux);
        ZHX=ZHX/norm(ZHX);
        XHX=cross(YHX,ZHX);
        RHX=[XHX YHX ZHX];
        XHXANAT=RHX*MODEL.PARAM.XHXLOC;
        YHXANAT=RHX*MODEL.PARAM.YHXLOC;
        ZHXANAT=RHX*MODEL.PARAM.ZHXLOC;
        RHXANAT=[XHXANAT YHXANAT ZHXANAT];
        position(i,7*1-3:7*1)=getEulerParam(RHXANAT);
        position(i,7*1-6:7*1-4)=Origen_HX;
    end
end

```

```
AnimationData = storeAnimationData(position,GRF,MARKERS);
DATA.JointAngle = getJointAngles(position);
```

B.2 Función SetupModel

```
function setupModel

global Options
global MODEL

%% JOINTS & SEGMENTS & OPTIM MARKERS
switch Options.model
case 'Oxford_foot_model_right'
    % Joints must be listed from distal to proximal (to perform
    % iterative joint moments calculations in solveID.m)
    MODEL.JOINT.RMTF.type = 'revolute'; MODEL.JOINT.RMTF.parent = 'RFF';
MODEL.JOINT.RMTF.child = 'RHX';MODEL.JOINT.RMTF.tree = {};
    MODEL.JOINT.RMTS.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RMTS.parent = 'RHF';
MODEL.JOINT.RMTS.child = 'RFF';MODEL.JOINT.RMTS.tree = {'RMTF'};

    MODEL.SEGMENT = {'RHX';'RFF';'RHF'};

    MODEL.MARKERopt.RHX = {'RHLX'};
    MODEL.MARKERopt.RFF = {'RP1M';'RP5M';'RD5M';'RTOE'};
    MODEL.MARKERopt.RHF = {'RHEE';'RCPG';'RLCA';'RSTL'};
end

MODEL.JOINT.name = fieldnames(MODEL.JOINT);
MODEL.numJoint = length(MODEL.JOINT.name);
MODEL.numBod = length(MODEL.SEGMENT);
MODEL.SEGMENTopt = fieldnames(MODEL.MARKERopt);
MODEL.numSEGMENTopt = length(MODEL.SEGMENTopt);

%% Indices & Structures
% Segments indices and Joint indices remain constant through the whole
% process. Nevertheless, Marker indices can vary for captures of a same
% session and hence must be updated.
for k=1:MODEL.numBod
    bodyName = MODEL.SEGMENT{k};
    MODEL.JOINT.(bodyName) = [];
    MODEL.IND.(bodyName) = k;
end

for j=1:MODEL.numJoint
    MODEL.IND.(MODEL.JOINT.name{j}) = j;
end

% Optimization markers for upper limbs
% (default : no optimization)
for k= 8:MODEL.numBod
    MODEL.MARKERopt.(MODEL.SEGMENT{k}) = [];
end

%% Number of Optimized markers
MODEL.numMARKERopt = 0;
for k=1:MODEL.numSEGMENTopt
    bodyName = MODEL.SEGMENTopt{k};
```

```

    for m=1:length(MODEL.MARKERopt.(bodyName))
        MODEL.numMARKERopt = MODEL.numMARKERopt+1;
    end
end

% List of joints / segments and indice position
for j = 1:MODEL.numJoint
    jointName = MODEL.JOINT.name{j};
    for k = 1:MODEL.numBod
        bodyName = MODEL.SEGMENT{k};
        if strcmp(bodyName,MODEL.JOINT.(jointName).parent)
            MODEL.JOINT.(bodyName) = [MODEL.JOINT.(bodyName);{jointName
'parent'}}];
        end
        if strcmp(bodyName,MODEL.JOINT.(jointName).child)
            MODEL.JOINT.(bodyName) = [MODEL.JOINT.(bodyName);{jointName
'child'}}];
        end
    end
end

%% Degrees of freedom
MODEL.numDOF = 6*MODEL.numBod-3*MODEL.numJoint;
fprintf('%s model loaded : %.0f Segments & %.0f DOF
\n', Options.model, MODEL.numBod, MODEL.numDOF);

end

```

B.3 Función processStaticTrial

```

function AnimationData = processStaticTrial

global MODEL
global Options
global AMTI

%% Load Data
% (filters & rectifications are applied inside the function)
datafile = 'Estatico.c3d';
[MarkerData,Options.VideoFrameRate,AnalogSignals,Options.AnalogFrameRate,~,Pa
rameterGroup] = readC3D_JA_GP([Options.c3ddatafolder '\\' datafile]);
[MARKERS,GRF,~] = loadData(ParameterGroup,MarkerData,AnalogSignals,datafile);

% Reduce TimeFrames of Statictrial (10 mid timeFrames)
for m=1:length(MODEL.MARKERlist)
    MARKERS.(MODEL.MARKERlist{m}) =
MARKERS.(MODEL.MARKERlist{m})(round(length(MARKERS.RHEE)/2)-
5:round(length(MARKERS.RHEE)/2)+5,:);
end

%% KINEMATIC RECONSTRUCTION
% Options.markers_protocol = 'Plug-in-Gait';
switch Options.markers_protocol
    case 'Oxford_2'
        for i=1:size(MARKERS.RHEE,1)
            RHEE(1:3,1) = MARKERS.RHEE(i,:);
            RTOE(1:3,1) = MARKERS.RTOE(i,:);
            RHLX(1:3,1) = MARKERS.RHLX(i,:);
            RP1M(1:3,1) = MARKERS.RP1M(i,:);
        end
    end
end

```

```

RSTL(1:3,1) = MARKERS.RSTL(i,:);
RCPG(1:3,1) = MARKERS.RCPG(i,:);
RLCA(1:3,1) = MARKERS.RLCA(i,:);
RP5M(1:3,1) = MARKERS.RP5M(i,:);
RD5M(1:3,1) = MARKERS.RD5M(i,:);
RMMA(1:3,1) = MARKERS.RMMA(i,:);
RPCA(1:3,1) = MARKERS.RPCA(i,:);
RD1M(1:3,1) = MARKERS.RD1M(i,:);
% General anatomical frame
RHEE2=[RHEE(1); RHEE(2); RTOE(3)];
RHLX2=[RHLX(1); RHLX(2); RTOE(3)];
PLANOGENERAL=points2Plane(RHEE2,RTOE,RHLX2);
XGENE=(RTOE-RHEE2)/norm(RTOE-RHEE2);
ZGENE=PLANOGENERAL(1:3);
YGENE=cross(XGENE,-ZGENE);
% Hindfoot
Origen_HF=RHEE;
XHF=RCPG-RHEE;
XHF=XHF/norm(XHF);
AuxHF=RLCA-RHEE;
AuxHF=AuxHF/norm(AuxHF);
YHF=cross(XHF,AuxHF); YHF=YHF/norm(YHF);
ZHF=cross(XHF,YHF);
RHF=[XHF YHF ZHF];
if strcmp(datafile,'Estatico.c3d')
    XGENE_HF_LOC=RHF\XGENE;
    YGENE_HF_LOC=RHF\YGENE;
    ZGENE_HF_LOC=RHF\ZGENE;
    MODEL.PARAM.XHFLOC=XGENE_HF_LOC;
    MODEL.PARAM.YHFLOC=YGENE_HF_LOC;
    MODEL.PARAM.ZHFLOC=ZGENE_HF_LOC;
end
%
RPCA(1:3,1)= RHEE + RHF*MODEL.PARAM.RPCALOC;
RHFANAT=[XGENE YGENE ZGENE];
position(i,7*3-3:7*3)=getEulerParam(RHFANAT);
position(i,7*3-6:7*3-4)=Origen_HF;
% Forefoot
Origen_FF=RP1M;
XFF=RD5M-RP1M;
XFF=XFF/norm(XFF);
AuxFF=RP5M-RTOE;
AuxFF=AuxFF/norm(AuxFF);
YFF=cross(XFF,AuxFF);
YFF=YFF/norm(YFF);
ZFF=cross(XFF,YFF);
RFF=[XFF YFF ZFF];
RD1M2=[RD1M(1); RD1M(2); RHLX(3)];
if strcmp(datafile,'Estatico.c3d')
    XGENE_FF_LOC=RFF\XGENE;
    YGENE_FF_LOC=RFF\YGENE;
    ZGENE_FF_LOC=RFF\ZGENE;
    MODEL.PARAM.XFFLOC=XGENE_FF_LOC;
    MODEL.PARAM.YFFLOC=YGENE_FF_LOC;
    MODEL.PARAM.ZFFLOC=ZGENE_FF_LOC;
    RD1MLOC=RFF\ (RD1M2-RP1M);
    MODEL.PARAM.RD1MLOC=RD1MLOC;
end
%
RD1M(1:3,1) = RP1M + RFF*MODEL.PARAM.RD1MLOC;
RFFANAT=[XGENE YGENE ZGENE];
position(i,7*2-3:7*2)=getEulerParam(RFFANAT);
position(i,7*2-6:7*2-4)=Origen_FF;
% Hallux

```

```

%           RHLX2=[RHLX(1); RHLX(2); RD1M2(3)];
Origen_HX=RHLX;
XHXaux=RHLX-RD1M2; XHXaux=XHXaux/norm(XHXaux);
YHX=RFFANAT(:,2);
ZHX=-cross(YHX,XHXaux);
ZHX=ZHX/norm(ZHX);
XHX=cross(YHX,ZHX);
RHX=[XHX YHX ZHX];
if strcmp(datafile,'Estatico.c3d')
    XGENE_HX_LOC=RHX\XGENE;
    YGENE_HX_LOC=RHX\YGENE;
    ZGENE_HX_LOC=RHX\ZGENE;
    MODEL.PARAM.XHXLOC=XGENE_HX_LOC;
    MODEL.PARAM.YHXLOC=YGENE_HX_LOC;
    MODEL.PARAM.ZHXLOC=ZGENE_HX_LOC;
end
RHXANAT=[XGENE YGENE ZGENE];
position(i,7*1-3:7*1)=getEulerParam(RHXANAT);
position(i,7*1-6:7*1-4)=Origen_HX;
end
end
%% Compute Static Joint Angles (in parent body RF)
MODEL.JOINT.StaticAngle = getJointAngles(position);

%% Model Markers (or local markers)
computeModelMarkers(MARKERS,position);

%% Data for animation
AnimationData.StaticTrial = storeAnimationData(position,GRF,MARKERS);

end

```

B.4 Función getJointAngles

```

function [JointAngle, RotChildhx, RotParenthx, Rotjointhx] =
getJointAngles(pos)

global MODEL
IND = MODEL.IND;

for j=1:MODEL.numJoint
    jointName = MODEL.JOINT.name{j};
    parent = MODEL.JOINT.(jointName).parent;
    child = MODEL.JOINT.(jointName).child;
    for i=1:size(pos,1)
        RotParent = Rot_Mat(pos(i,7*IND.(parent)-3:7*IND.(parent)));
        RotChild = Rot_Mat(pos(i,7*IND.(child)-3:7*IND.(child)));
%           det(RotParent)
        Rotjoint = RotParent'*RotChild; % Local rotation matrix of the joint
expressed in proximal body reference frame
        JointAngle(i,:,IND.(jointName)) = getEulerAngles(Rotjoint);
    end
end
end
end

```

ANEXO C. DINÁMICA EN MATLAB

C.1 Función Dinámica

```
%           Cálculo fuerzas mediopié
Fgrav=[0 0 -9.81*0.5];

for i=1:86
    for j=1:3
        F_GRF(i,j)=GRF(i,j);
        Fmp(i,j)=-F_GRF(i,j)-Fgrav(j);
    end
end

%           Cálculo momentos mediopié

for i=1:86
    A=Rot_Mat(position(i,11:14)); %Matriz rotación
    mploc=[0.04 0 0];
    cdgloc=[0.04 -0.03 -0.03];
    d1=A*mploc';
    d2=position(i,8:10)'+A*cdgloc'-AMTI.pos(:,1:3)';
    for j=1:3
        M_GRF(i,j)=GRF(i,j+3);
    end
    M_F_GRF=cross(F_GRF(i,:),d2);
    M_Fmp=cross(Fmp(i,:),d1);
    for j=1:3
        Mmp(i,j)=-M_GRF(i,j)-M_F_GRF(j)-M_Fmp(j);
    end
    Mmploc(i,:)=inv(A)*Mmp(i,:)'; %Momento en locales
end
```

C.2 Función Rot_Mat

```
function R = Rot_Mat(p)

%Parámetros de Euler
e0=p(1);
e1=p(2);
e2=p(3);
e3=p(4);

G=[-e1 e0 -e3 e2; -e2 e3 e0 -e1; -e3 -e2 e1 e0];
L=[-e1 e0 e3 -e2; -e2 -e3 e0 e1; -e3 e2 -e1 e0];

R=G*L';
end
```