

Trabajo Fin de Grado
Ingeniería de las Tecnologías Industriales

**Análisis cinemático durante la marcha mediante el
Modelo Oxford del Pie**

Autor: Jacobo Guajardo-Fajardo Caballos

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

**Departamento de Ingeniería Mecánica y
Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería**

Sevilla, Septiembre 2016



Ingeniería de las Tecnologías Industriales
Trabajo Fin de Grado

Análisis cinemático durante la marcha mediante el Modelo Oxford del Pie

Autor:

Jacobo Guajardo-Fajardo Caballos

Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla
Sevilla, Septiembre 2016

Trabajo Fin de Grado: Análisis cinemático durante la marcha mediante el Modelo Oxford del Pie

Autor: Jacobo Guajardo-Fajardo Caballos

Tutores: Joaquín Ojeda Granja

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

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2016

El Secretario del Tribunal

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer al profesor D. Joaquín Ojeda Granja, tutor de este trabajo, toda la ayuda que ha proporcionado para que este trabajo haya sido completado.

A la Dra. Elena Soler Vizán, especialista en Medicina deportiva y Rehabilitación, sin la cual el comienzo y desarrollo de este trabajo no hubiera sido posible.

A Luis Sánchez Siquemani, sujeto al que he realizado todas las medidas y capturas. Quiero agradecerle su gran disponibilidad, su paciencia y comprensión durante todos los meses de trabajo.

Y por último, a todo el departamento de Ingeniería Mecánica, y el profesorado de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería, quienes me lo han enseñado todo y me han ayudado siempre en todo lo que he necesitado.

Jacobo Guajardo-Fajardo Caballos

Sevilla, a 9 de Septiembre de 2016

Resumen

El análisis de marcha en el ser humano es una materia de estudio bastante interesante dentro de biomecánica, pues los pies son la base de toda la estructura ósea del cuerpo humano.

En este trabajo se realiza un análisis de marcha sobre un sujeto basándose en el Modelo del Pie de Oxford, para poder después realizar una comparación entre los resultados obtenidos y los resultados de otro estudio verificado realizado anteriormente por una científica de Oxford. Posteriormente se evalúa la diferencia entre el estudio realizado y otro similar en el que se toman ciertas consideraciones que modifican sutilmente el estudio. Para finalizar se realiza un análisis estadístico para determinar si realizar los ensayos en diferentes días influye significativamente en el estudio.

Al realizar la comparación se observa que los resultados obtenidos concuerdan con los del estudio mencionado anteriormente. Se realiza también un análisis comparativo entre los dos estudios en los que se han tomado diferentes consideraciones, y por último se decide que el hecho de realizar los ensayos en diferentes días sí que influye en los resultados del estudio.

Abstract

Human gait analysis is a very interesting subject of study in biomechanics, because the feet are the foundation of the entire bone structure of the human body.

This paper presents a gait analysis of a person based on the Oxford Foot Model, in order to then make a comparison between the results obtained and the results of another verified study, previously made by a scientist of Oxford. Later it is evaluated the difference between the study and another similar study in which different considerations are taken. For ending, a statical analysis is made to determine whether to make the tests in different days influences significantly in the study.

After doing the comparison, it is observed that the results obtained are consistent with the study mentioned above. It is done also a comparative analysis of the two studies that have taken different considerations, and by last, it is decided that the fact of making the tests in different days does influences the results of the study.

Índice General

Agradecimientos.....	7
Resumen	9
Abstract.....	11
Índice general	13
Índice de figuras	15
Capítulo 1. Introducción	17
1.1. Antecedentes	18
1.2. Modelos segmentarios para el pie y el tobillo. Revisión histórica	20
1.3. Modelo del Pie de Oxford.....	23
1.3.1. Estudios posteriores del Modelo del Pie de Oxford	24
1.4. Objetivos	25
Capítulo 2. Materiales y métodos	27
2.1. Descripción del procedimiento experimental	27
2.2. Equipamiento	27
2.3. Metodología	28
2.3.1. Preparación del sujeto	29
2.3.1.1. Toma de medidas	29
2.3.1.2. Colocación de marcadores	29
2.3.2. Preparación del sistema	33
2.3.3. Captura estática.....	35
2.3.4. Captura dinámica	36
2.3.5. Datos de salida	37
2.3.6. Consideración de paralelismo al suelo	40

2.3.7. Análisis estadístico	41
2.3.7.1. Análisis de Varianza: ANOVA.....	42
2.3.7.2. Identificación de elementos	43
2.3.7.3. Implementación	44
Capítulo 3. Análisis de resultados	45
3.1. Comparación de las gráficas obtenidas con las del artículo de J. Stebbins	45
3.1.1. Tibia-Fémur	46
3.1.2. Hindfoot-Tibia	47
3.1.3. Forefoot-Hindfoot.....	48
3.1.4. Forefoot-Tibia.....	49
3.1.5. Hallux-Forefoot	50
3.2. Análisis de la consideración de paralelismo al suelo.....	51
3.2.1. Tibia-Fémur	51
3.2.2. Hindfoot-Tibia	52
3.2.3. Forefoot-Hindfoot.....	53
3.2.4. Forefoot-Tibia.....	54
3.2.5. Hallux-Forefoot	56
3.3. Resultados de ANOVA.....	57
Capítulo 4. Conclusiones.....	61
4.1. Conclusiones del trabajo realizado	61
4.2. Trabajos futuros	62
Bibliografía.....	63
Anexo A. Gráficas comparativas.....	65
Anexo B. Código MATLAB	81

Índice de Figuras

Figura 1.1. Sistema SC-18 (Dr. Hatze, 1980).....	18
Figura 1.2. Huesos del pie.	19
Figura 1.3. División anatómica del pie.....	20
Figura 1.4. Modelo cinemático de los 4 segmentos.	21
Figura 1.5. Configuración de los planos del modelo ANTROPODO-II&SB	21
Figura 1.6. Modelo comprensivo por elementos finitos	22
Figura 1.7. Configuración de los segmentos en los planos frontal y sagital del modelo 3D de 7 segmentos.....	23
Figura 1.8. Segmentos corporales del Modelo de Oxford.....	24
Figura 2.1. Sala de captura de movimiento del laboratorio de Mecánica de la Escuela Superior Técnica de Ingeniería de Sevilla	28
Figura 2.2. Camara Vicon Bonita B10	29
Figura 2.3. Marcadores necesarios para el Modelo del Pie de Oxford, de la tibia, Forefoot, Hindoot y Hallux.	32
Figura 2.4. Sujeto de estudio con los marcadores colocados.	33
Figura 2.5. T-Model.	34
Figura 2.6. Ubicación de las cámaras en el laboratorio mostrada en pantalla tras realizar la calibración.....	34
Figura 2.7. Captura estática: a) tras ser realizada, b) tras ser etiquetada, c) tras ser procesada.	35
Figura 2.8. Captura dinámica con los marcadores etiquetados en su correspondiente ubicación.....	37
Figura 2.9. Ángulos de giro entre el fémur y la tibia.....	38

Anexo A. Índice de figuras

Figura 2.10. Ángulos de giro entre el hindfoot y la tibia.....	38
Figura 2.11. Ángulos de giro entre el forefoot y el hindfoot.....	39
Figura 2.12. Ángulos de giro entre el forefoot y la tibia.	39
Figura 2.13. Ángulos de giro entre el Hallux y el forefoot.	40
Figura 3.1. Gráfica de los ángulos de la tibia respecto al fémur, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)	46
Figura 3.2. Gráfica de los ángulos del hindfoot respecto a la tibia, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)	47
Figura3.3. Gráfica de los ángulos del forefoot respecto al hindfoot, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)	48
Figura 3.4. Gráfica de los ángulos del forefoot respecto a la tibia, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)	49
Figura 3.5. Gráfica de los ángulos de dorsiflexión del hallux respecto al forefoot, obtenida en este estudio (izquierda) y obtenida por J. Stebbins (derecha).....	50
Figura3.6. Capturas dinámicas del pie durante el despegue.....	50
Figura3.7. Comparación de gráficas de ángulos de la tibia con respecto al fémur para un día aleatorio	52
Figura 3.8. Comparación de gráficas de ángulos del hindfoot con respecto a la tibia para un día aleatorio	53
Figura 3.9. Comparación de gráficas de ángulos del forefoot con respecto al hindfoot para un día aleatorio	54
Figura 3.10. Comparación de gráficas de ángulos del forefoot con respecto a la tibia para un día aleatorio	55
Figura 3.11. Comparación de gráficas de los ángulos de dorsiflexión del día 1 para a) hindfoot/tibia, b) forefoot/tibia y c) forefoot/hindfoot	56
Figura 3.12. Comparación de gráficas de ángulos del Hallux con respecto al forefoot para un día aleatorio	57
Figura 3.13. Tabla ANOVA para los valores máximos de flexión de Tibia/Fémur.....	57
Figura 3.14. Tabla ANOVA para los valores de rango de flexión de Tibia/Fémur	58
Figura 3.15. Gráfica de medias por días para la inversión hindfoot/tibia	60

Capítulo 1. Introducción

La ingeniería utiliza los métodos y conocimientos de la ciencia para aplicarlos a la invención o el perfeccionamiento de tecnologías de una manera ágil y pragmática. Muchos son los avances que se han dado en ingeniería en las últimas décadas, tanto en construcción, maquinaria, materiales, herramientas, comunicaciones, etc. Pero, ¿cuáles son los retos de la ingeniería de cara al futuro?

"Creo que el cuerpo humano es el desafío total para los ingenieros" (Alarcón, Enrique. Periódico El País, Madrid, 22 de Octubre de 2003).

"La medicina tiene un pilar fundamental en las herramientas que le brinda la ingeniería" (Salgado, J. Cristian, Beauchef Magazine, Universidad de Chile, 6 de Agosto de 2013).

Cierto es que cada vez más la medicina demanda la aplicación a su campo de los principios y técnicas de la ingeniería. Por esa razón existe una reciente disciplina, la Ingeniería biomédica o Bioingeniería, dedicada fundamentalmente al diseño y construcción de productos y tecnologías sanitarias tales como los equipos médicos, las prótesis, dispositivos médicos y de diagnóstico, etc. El objetivo es combinar la experiencia de la ingeniería con las necesidades médicas para obtener beneficios en el cuidado de la salud.

Dentro de la Bioingeniería se encuentra la rama de la Biomecánica, que estudia los fenómenos cinemáticos y mecánicos que presenta la estructura corporal de los seres vivos, sobre todo los humanos, considerados como sistemas complejos. No es otra cosa que un modelaje del cuerpo, o de alguna de sus partes, propuesto para analizar conceptos desde un punto de vista simple de la mecánica de mecanismos. Esta rama ha comenzado a aparecer como un método importante para el estudio de problemas específicos de la mecánica humana. En sanidad se utiliza para resolver los problemas derivados de las distintas alteraciones a las que el cuerpo humano puede verse sometido de manera mecánica, y tiene una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica, que han ido evolucionando a lo largo del tiempo, por ejemplo, desde la clásica pata de palo, a las sofisticadas prótesis mioeléctricas.

1.1. Antecedentes

El nacimiento de la Biomecánica como disciplina reconocida se da en la segunda mitad del siglo XX, aunque tiene sus inicios en algunos científicos de la antigüedad, como Aristóteles y Da Vinci, quienes sentaron las bases de la biomecánica moderna.

Los primeros estudios en biomecánica, ya en el siglo pasado, desarrollaron varios sistemas finitos que permitían agrupar los segmentos corporales que involucran a todo el cuerpo humano. Entre los más destacados están el modelo SC-14 (Dempster, 1955), que divide el cuerpo humano en 14 segmentos; modelo SC-15 (Hanavan , 1964), que lo divide en 15 segmentos; SC-16 (Zatsiorsky, 1990), dividido en 16 segmentos; SC-18 (Hatze, 1980), con 18 segmentos. Estos sistemas son muy útiles cuando se estudia la cinemática de todo el cuerpo humano.

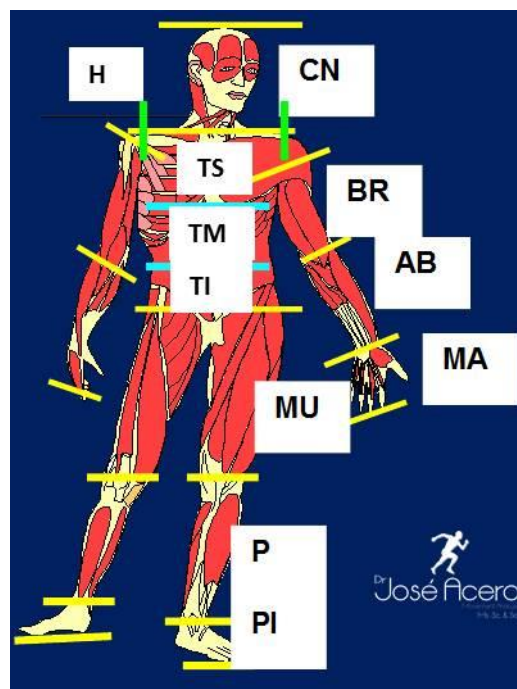


Figura 1.1. Sistema SC-18 (Dr. Hatze, 1980)

Sin embargo, estos sistemas toman a las distintas partes del cuerpo, como el tronco, el pie, la mano, etc. como un único segmento, sin movimiento relativo entre sus diferentes segmentos, por lo que no son muy útiles para un estudio específico de los mismos, pues no proporciona información suficiente. Debido a ello se han desarrollado sistemas o modelos dedicados al estudio exclusivo de dichas partes, como la columna vertebral, el tronco, el miembro superior o inferior, la mano o pie, entre otros.

El centro de estudio de este trabajo va a ser la estructura ósea del pie humano. Es uno de los elementos más importantes de la estructura del cuerpo, ya que sirve para la sustentación y estabilidad del resto del esqueleto. Un problema en la estructura del pie

puede derivar en problemas a lo largo de todo el sistema mecánico del cuerpo humano, por lo que su estudio es crucial para tratar o prevenir dichos problemas.

El pie y el tobillo son una fuerte y compleja estructura mecánica que contiene 26 huesos, 57 articulaciones, 19 músculos, y más de 100 ligamentos y tendones.

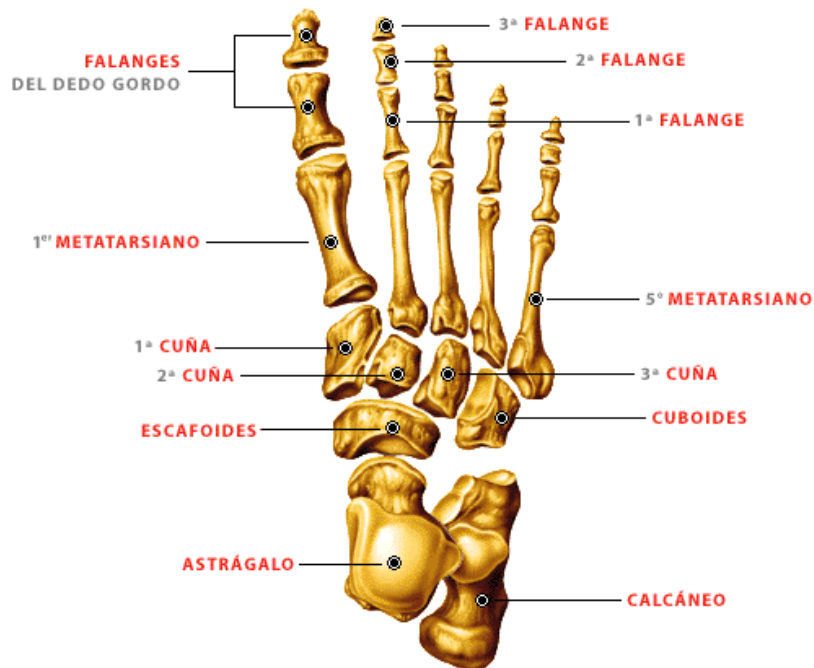


Figura 1.2. Huesos del pie humano

Siguiendo las articulaciones más importantes que hay en el pie, éste puede dividirse en tres segmentos:

- Retropié: compuesto por el astrágalo y el calcáneo o talón. La tibia y el peroné se conectan con la parte superior del astrágalo para formar el tobillo. De aquí en adelante se le llamará hindfoot. El retropié o hindfoot tiene función estabilizadora.
- Mediotpie: compuesto por el escafoides, el cuboides, y la 1ª, 2ª y 3ª cuña. De aquí en adelante se le llamará midfoot. Los huesos del mediotpie o midfoot constituyen los arcos del pie, que sirve como un amortiguador.
- Antepié: compuesto por los 5 metatarsianos y las falanges del pie. El dedo gordo, también llamado dedo Hallux, tiene 2 falanges en vez de 3 como el resto de los dedos. De aquí en adelante se le llamará Forefoot.

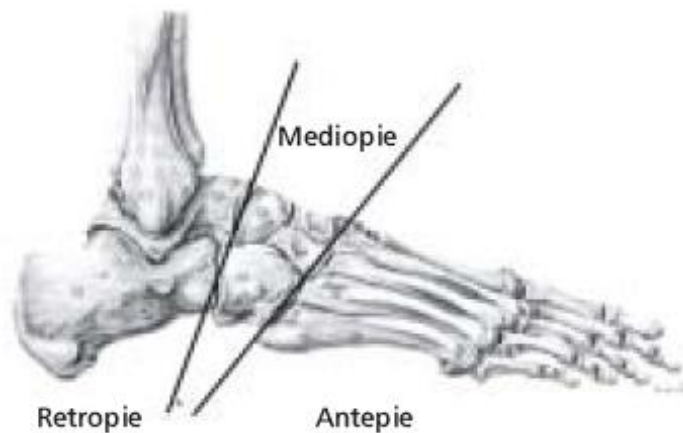


Figura 1.3. Sectores en que se divide el pie

Todos los elementos que componen el pie, aparte de proporcionarle una potente estructura, le permiten gran movilidad. Sin embargo, esta cantidad de elementos hace que su estudio mecánico sea bastante complicado, por ejemplo, a la hora de hallar las posiciones de las articulaciones o los ángulos entre los distintos huesos. Debido a estas complicaciones salen a la luz distintos modelos biomecánicos para el estudio del pie y el tobillo, en ocasiones simplificando la estructura con un número menor de segmentos.

1.2. Modelos segmentarios para el pie y el tobillo. Revisión histórica

De entre una amplia variedad encontrada en la literatura científica, se van a presentar algunos de esos modelos biomecánicos.

Haciendo un análisis cronológico inverso, el primer modelo presentado debe ser el *modelo cinemático de los 4 segmentos*, creado en 2012 en la Universidad del Sur de Adelaida, Australia. Los 4 elementos analizados son pierna, retro-pie, conjunto medio-pie y ante-pie, y dedo Hallux. Este modelo está desarrollado para cuantificar la interacción del calzado con el pie y tobillo en movimientos de locomoción (marcha, trote, ascensos, descensos y carrera). Se realizó mediante un estudio de 24 pies. La reconstrucción de la geometría ósea en 3D fue realizada mediante el uso del software Simpleware.



Figura 1.4. Modelo cinemático de los 4 segmentos

El *modelo ANTROPODO-II&SB*, creado en 2010 por el Instituto de Investigaciones y Soluciones Biomédicas de Cali, Colombia. Fue diseñado para implementar un sistema computarizado con metodología biomédica sencilla con el fin de medir y analizar lo referente a geometría fundamental 2D del pie (Postura del pie). El estudio se realizó con un total de 56 mediciones antropométricas 2D en cuatro planos de movimiento de cada pie (sagital medial, sagital lateral, frontal anterior y frontal posterior). La digitalización de las imágenes se llevó a cabo mediante el software de medición PD-IMAGEJ, y el análisis de resultados mediante el software que da nombre a este modelo: ANTROPODO-II&SB v.1.

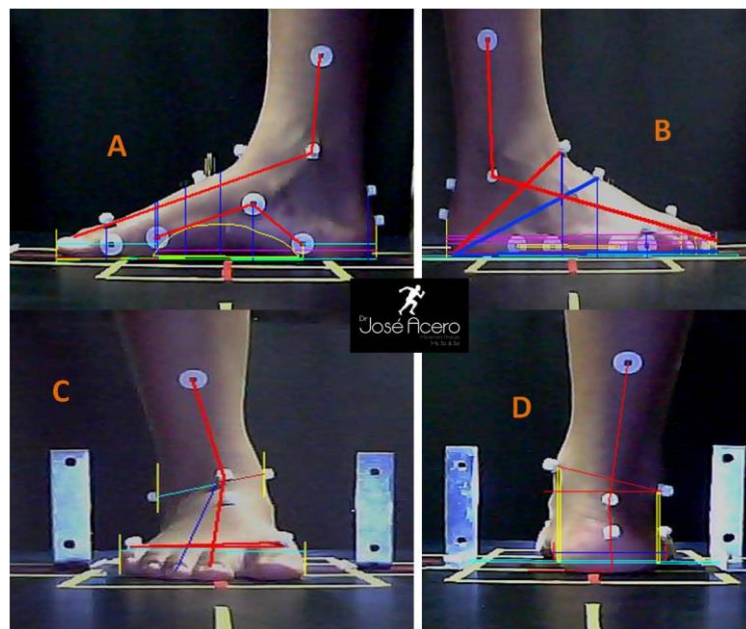


Figura 1.5. Configuración de los planos del modelo ANTROPODO-II&SB

El *modelo comprensivo por elementos finitos (MCEF) del tobillo y pie humano en 3D*, desarrollado por la Universidad Politécnica de Hong Kong en 2006. Es utilizado para cuantificar la interacción biomecánica entre ligamentos y huesos y entre la planta del pie con diferentes soportes bajo varias condiciones de carga. El modelo consiste en 28 segmentos óseos, incluyendo los 26 del pie y los segmentos distales de la tibia y el peroné. Las falanges fueron conectadas con pequeños elementos sólidos que simularon cartílagos y otros tejidos conectivos.

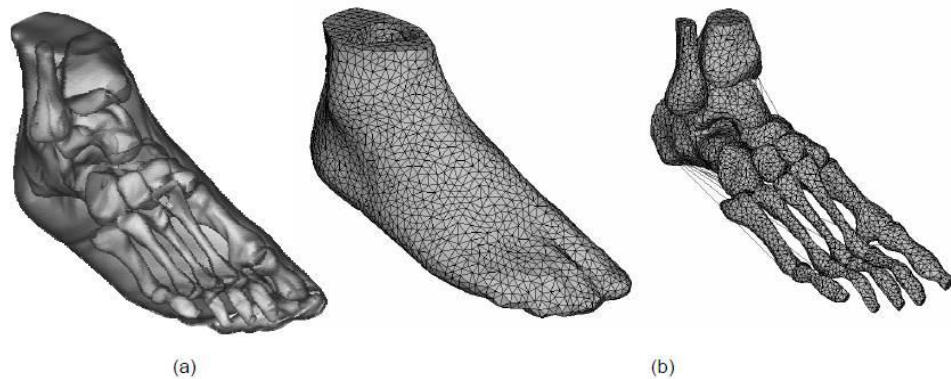


Figura 1.6. Modelo comprensivo por elementos finitos

El *modelo de los 7 segmentos*, diseñado en 2006 en el Centro Científico de Computación IWR de Heidelberg, Alemania. Los 7 segmentos que componen el modelo son tibia, talón, retropié, mediopié, antepié, arco medial y Hallux. Se realizó para medir y analizar cualitativa y cuantitativamente las formas de la locomoción humana, colocando un total de 16 marcadores anatómicos 3D en cada pierna. Los datos se computaron usando BodyBuilder, de Oxford Metrics, y MatLab.

El *modelo 3D de 7 segmentos*, creado en 2002 en la Universidad de Colonia, Alemania. Realizado para determinar el movimiento en condiciones más dinámicas en el aterrizaje humano, especialmente en gimnasia. Los 7 segmentos son el conjunto tibia y fíbula, talón, calcáneo, Navicular (escafoides) junto con los 3 cuneiformes y metatarsianos 1,2 y 3, cuboides y metatarsianos 4 y 5, falanges 1,2 y 3, y por último, falanges 4 y 5. El estudio se realizó mediante la colocación de 18 marcadores reflectivos en el complejo pierna-pie.

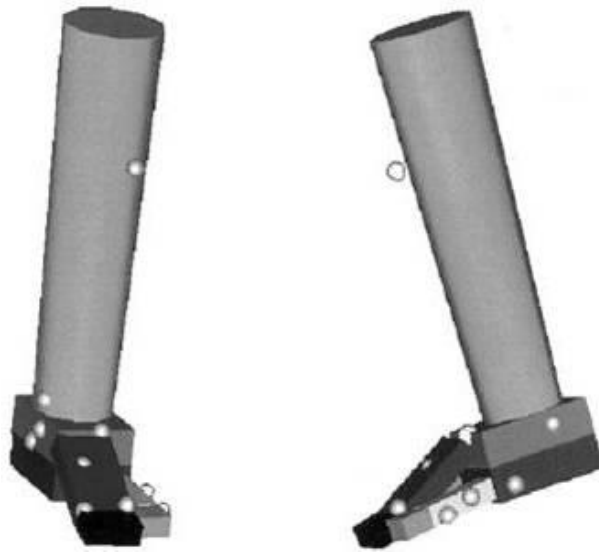


Figura 1.7. Configuración de los segmentos en los planos frontal y sagital del modelo 3D de 7 segmentos

El *modelo Milwaukee*, del Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Marquette en Milwaukee, USA, año 1996, que utiliza 4 segmentos del complejo pie-tobillo: conjunto tibia y fíbula, conjunto calcáneo, talón y navicular, conjunto cuneiformes, cuboides y metatarsos, y por último el dedo Hallux. Se utilizaron un total de 12 sensores en cada complejo pie-tobillo, y un sistema de 5 cámaras Vicon de Oxford Metrics para adquirir los datos del movimiento.

1.3. Modelo del Pie de Oxford

El modelo que es objeto de nuestro estudio es el *modelo del pie de Oxford*, creado en 2001 en el Centro Ortopédico Nuffield en colaboración con la Universidad de Oxford, Reino Unido, con el objetivo de desarrollar un modelo multisegmental y un sistema de medición aplicable a la marcha y otras actividades de locomoción humana utilizables en la investigación y en el análisis clínico. Este modelo simplifica la complejidad del comportamiento de los 28 huesos del pie a 3 segmentos: Tibia, retropié y el conjunto antepié y Hallux.

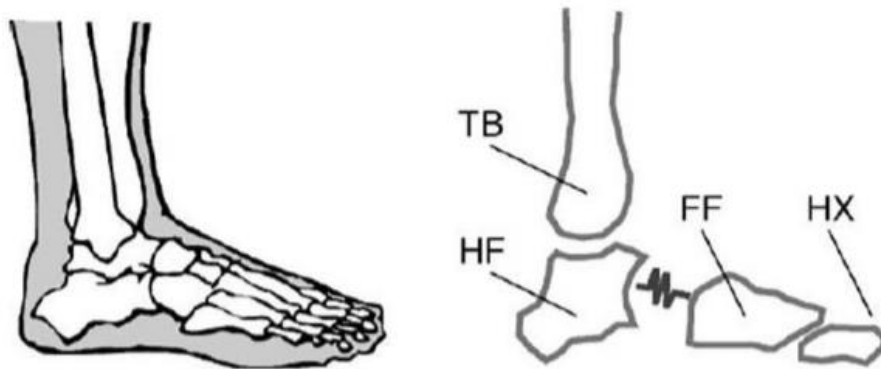


Figura 1.8. Segmentos corporales del Modelo de Oxford

El movimiento relativo entre segmentos es descrito sin restricciones intersegmentarias, es decir, actuando con 6 grados de libertad para cada par de segmentos. Se utilizaron un total de 16 marcadores con el fin de medir los movimientos inter-segmentarios.

Para adquirir los datos del movimiento se utilizó un sistema de cámaras Vicon de Oxford Métricas.

1.3.1. Estudios posteriores del Modelo del Pie de Oxford

Existen varios estudios que se han realizado sobre el Modelo del Pie de Oxford. De entre todos ellos pueden destacarse 3. Sus autores escribieron los siguientes artículos explicando las bases y el procedimiento de sus estudios:

- Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J. y Theologis, T.N. *Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis*. Journal of Biomechanics 34,1299-1307 (2001).
- Theologis, T. N., Harrington, M. E., Thompson, N. y Benson, M. K. *Dynamic foot movement in children treated for congenital talipes equinovarus*. J. Bone Joint Surg. Br. 85, 572-577 (2003).
- Stebbins, J., Harrington, M., Thomson, N., Zavatsky, A. y Theologis, T. *Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children*. Gait & Posture 23, 401-410 (2006).

El primer artículo comenta el desarrollo de un protocolo para la evaluación de la cinemática del pie al caminar, basándose en el Modelo del Pie de Oxford, y para la evaluación de la capacidad de repetición entre diferentes ensayos, entre diferentes días y entre diferentes sujetos. En el artículo, escrito principalmente por M. C. Carson, se realiza el estudio para dos sujetos, hombre y mujer.

El objetivo del segundo artículo era definir objetivamente la marcha de niños con pie equinovaro, realizando también un análisis del movimiento dentro del pie durante la marcha.

Para la realización de este proyecto se ha tomado como referencia sobre todo el tercer artículo. El estudio al que el artículo se refiere lo realizó la científica Julie Stebbins en el año 2006 en el laboratorio de marcha del centro ortopédico Nuffield, Oxford.

Según Stebbins, todos los estudios de marcha que se habían realizado anteriormente se basaban en sujetos adultos, y ninguno se había basado en el estudio de niños, siendo muchas las condiciones que producen deformidades en los pies de los niños. Por eso, era necesario un modelo válido y repetible para los pies de los niños, para entender el funcionamiento normal y el patológico, y en caso de patología, poder planear la intervención y evaluar los resultados del tratamiento.

El objetivo del estudio fue, por lo tanto, tomar un modelo del pie multi-segmentario validado para adultos sanos, y adaptarlo para el estudio con niños. Basándose en el estudio de M. C. Carson mencionado anteriormente (primer artículo), se implementaron algunas variaciones para la adaptación del modelo a niños, probándose posteriormente que los cambios producidos por esta producían variaciones mínimas en los resultados del estudio.

Posteriormente, realizó una medida a 14 niños sanos obteniendo unas curvas promedio de los ángulos entre los segmentos definidos en el Modelo del Pie de Oxford.

1.4. Objetivos

El primer objetivo que se busca conseguir en este trabajo es realizar un estudio sobre la marcha de un sujeto y analizar el comportamiento de su pie basándose en el modelo del pie de Oxford. Para ello se realizarán varias capturas con un equipo de captura de movimiento y se procesarán las mediciones para obtener los ángulos entre los segmentos que se definen en dicho modelo, con el objetivo de realizar una posterior comparación entre las gráficas obtenidas y las gráficas de los estudios de Stebbins anteriormente mencionados.

Como segundo objetivo se va a volver a realizar el estudio de la marcha del mismo sujeto, tomando una nueva consideración: durante la captura estática, se va a forzar que los marcadores que definen el forefoot y el hindfoot tengan siempre el mismo eje z, paralelo al suelo. De ese modo, el giro relativo entre el forefoot y el hindfoot en ese eje será nulo siempre que el sujeto se coloque de pie con los pies apoyados en el suelo. Posteriormente se compararán los resultados obtenidos con el estudio del primer apartado, observando si existe alguna diferencia significativa entre ellos.

El tercer y último objetivo del trabajo va a ser realizar un estudio estadístico sobre la influencia que tiene sobre los resultados del trabajo realizar las mediciones en diferentes días, y se analizará si el error producido por dicha causa tiene una significancia importante o no.

Capítulo 2. Materiales y métodos

2.1. Descripción del procedimiento experimental

El grueso de este trabajo fin de grado es la realización de un estudio experimental sobre la marcha de un sujeto. Dicho estudio se basa en la toma de una serie de capturas de vídeo, para su posterior análisis, observando ciertos aspectos del comportamiento de su pie.

El sujeto a medir es un joven de 22 años de edad, sin ningún problema ortopédico ni defecto postural significativo, de 178 cm de estatura y un peso que ha variado entre 75 y 80 kg durante los meses de experimentación.

En el presente proyecto se ha analizado al sujeto 15 días diferentes en un intervalo de 5 meses, obteniendo una media de 8 capturas válidas cada día. Durante un periodo previo de aprendizaje y los primeros días de capturas se ha contado con la participación de una médica especialista en física y rehabilitación, la cual ha enseñado a colocar los marcadores en su ubicación exacta en el cuerpo del sujeto.

2.2. Equipamiento

El laboratorio de trabajo es una sala del Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Sevilla, acreditado para ensayos mecánicos.

Para la captura del movimiento el laboratorio dispone del sistema Vicon Motion System, que consta de 12 cámaras infrarrojas Vicon Bonita.

La captura de movimiento es un proceso definido para la grabación y el registro de datos de movimientos en un entorno predefinido, es decir en un volumen de captura, mediante un conjunto de cámaras de vídeo. Estos datos se almacenan en formato digital

para la visualización y efectos de post-procesado. Es una tecnología que se originó en el mercado para el análisis de marcha, pero que ahora se utiliza ampliamente para estudios de efectos visuales, terapia deportiva, neurología o para el control de la robótica.

Además, el laboratorio cuenta con una pasarela con dos plataformas de fuerza AMTI diseñadas específicamente para la medición precisa de las fuerzas de reacción al suelo. La plataforma mide los tres componentes ortogonales de la fuerza a lo largo de los ejes X, Y, y Z y los momentos sobre los tres ejes, produciendo un total de seis salidas de datos. La alta sensibilidad, la baja diafonía, la excelente repetición y la estabilidad a largo plazo de esta plataforma la hacen ideal para la investigación y los estudios clínicos.

El elemento base del sistema Vicon es el Vicon Nexus Datastation, una caja negra que recoge todos los datos de entrada para ser posteriormente procesados.



Figura 2.1. Sala de captura de movimiento del laboratorio de Mecánica de la Escuela Superior Técnica de Ingeniería de Sevilla

2.3. Metodología

El procedimiento de captura comienza con la colocación al sujeto de una serie de marcadores reflectantes a lo largo de todo el tren inferior. Posteriormente se procede a las capturas mediante las cámaras Vicon, que graban la trayectoria 3D de los marcadores, realizando una recopilación de datos fiables y precisos, que pueden ser utilizados para cualquier aplicación de análisis del movimiento. Cada cámara contribuye con datos independientes, proporcionando al sistema una captura general totalmente sincronizada.



Figura 2.2. Cámara Vicon Bonita B10

Las cámaras Vicon de alta resolución tienen un anillo LED alrededor de sus lentes que emiten luces estroboscópicas infrarrojas. La luz es reflejada por los marcadores unidos al sujeto que está siendo capturado. Estas cámaras reciben datos brutos en dos dimensiones, y el procesador Vicon que controla las cámaras es capaz de gestionar esos datos, además de las señales de fuerza de las plataformas. Posteriormente, mediante un calibrado previo se visualizan y procesan los datos brutos mediante el software del sistema Vicon Nexus, el cual lo transformará al espacio en 3 dimensiones.

2.3.1. Preparación del sujeto

2.3.1.1. Toma de medidas

El primer paso a realizar es la toma de medidas físicas del sujeto. Debe tomarse la altura y el peso de éste, además de la anchura de las rodillas y los tobillos, y las longitudes de la pierna, tomándose ésta última desde la espina ilíaca anterosuperior hasta el maléolo medial, pasando por el aspecto medial de la rodilla. Estas medidas son introducidas en el sistema, y el resto de medidas se deducen a partir de tablas antropométricas.

2.3.1.2. Colocación de marcadores

Los marcadores utilizados son circulares, de 0.5 pulgadas de diámetro y recubiertos de un material reflectante que refleja la luz infrarroja aproximadamente en la

misma dirección de la que procede. Esta aproximación puede asumirse debido al pequeño tamaño de los marcadores. Los marcadores reciben la luz infrarroja proyectada por un dispositivo incluido en las cámaras y al reflejarla permiten conocer en cada instante su posición al superponer los datos desde todos los ángulos. Al reflejar los marcadores únicamente la luz infrarroja, hace especialmente importante asegurar el aislamiento del laboratorio de la luz del sol, para evitar interferencias o errores en la captura.

Para pegar los marcadores al cuerpo se ha utilizado adhesivo de doble cara. La colocación de los marcadores es un trabajo delicado puesto que un error en su ubicación de pocos milímetros puede provocar errores significantes en el resultado del experimento. Por ello, durante los primeros meses de la fase experimental se ha contado con la ayuda de Elena Soler Vizán, una médico especialista en la materia, gracias a la cual el proyecto se ha asegurado la correcta colocación de los marcadores, evitando así fallos significantes en los resultados. Se debe tener en cuenta que a la hora de realizar una captura los marcadores deben verse claramente por al menos 2 cámaras, y que nada los cubra, por lo que el pelo largo debe ir recogido y la ropa debe ser ajustada.

De los 29 marcadores utilizados, 21 van dirigidos a la pierna sujeta a estudio, es decir, la pierna derecha, y 8 a la pierna izquierda.

Marcadores de la pierna derecha:

- RASI: ASIS, Anterior Superior Iliac Spine (espina ilíaca antero-superior, parte superior del reborde pélvico).
- RPSI: PSIS, Posterior Superior Iliac Spine (espina ilíaca postero-superior, pequeño hoyuelo en la zona lumbar de la espalda).
- RTHI: Thig (muslo, 1/3 distal lateral).
- RKNE: Knee (lateral de la rodilla, en el epicóndilo derecho).
- RHFB: Head of Fibula (lateral de la cabeza del peroné).
- RTUB: Tibial Tuberosity (tuberosidad tibial, saliente debajo de la rótula)
- RTIB: Tibia (1/3 distal lateral).
- RSHN: Shin (Espinilla, cualquier punto de la cara anterior de la tibia).
- RANK: Ankle (Tobillo, punto más prominente del maléolo lateral).
- RMMA: Medial Maleolo (punto más prominente del maléolo medial).
- RCPG: Calcáneo (extremo posterior, justo encima de RHEE).
- RHEE: Heel (talón, extremo posterior distal del calcáneo. En la bisectriz del calcáneo, el punto más bajo).

- RPCA: Proximal Calcaneus (extremo posterior proximal del calcáneo, justo encima de RCPG).
- RLCA: Lateral Calcaneus (aspecto lateral del calcáneo).
- RSTL: Sustentaculum Tali (aspecto medial del calcáneo).
- RP1M: 1º Metatarsiano, proximal dorsal (base del 1º metatarsiano).
- RD1M: 1º Metatarsiano, distal medial (cabeza del 1º metatarsiano).
- RP5M: 5º Metatarsiano, proximal lateral (base del 5º metatarsiano).
- RD5M: 5º Metatarsiano, distal lateral (cabeza del 5º metatarsiano).
- RTOE: Toe (Dedo del pie, entre las cabezas del 2º y 3º metatarsiano).
- RHLX: Hallux (Extremo proximal de la 1ª falange distal o extremo distal de la 1ª falange medial).

Marcadores de la pierna izquierda:

- LASI: Anterior Superior Iliac Spine.
- LPSIS: Posterior Superior Iliac Spine.
- LTHI: Thig.
- LKNE: Knee.
- LTIB: Tibia.
- LANK: Ankle.
- LHEE: Heel.
- LTOE: Toe.

Como se ha visto anteriormente, el Modelo de Oxford define 3 segmentos para el pie, siendo éstos Hindfoot, Forefoot y Hallux. Cada uno de estos segmentos, además de la tibia y el fémur, se modelarán por medio de un número de marcadores que tienen asignados, que son:

- Fémur: ASI, PSI, THI y KNE.
- Tibia: HFB, TUB, TIB, SHN y ANK
- Hindfoot: HEE, CPG, PCA, LCA, STL y MMA
- Forefoot: P1M, D1M, P5M, D5M y TOE
- Hallux: HLX

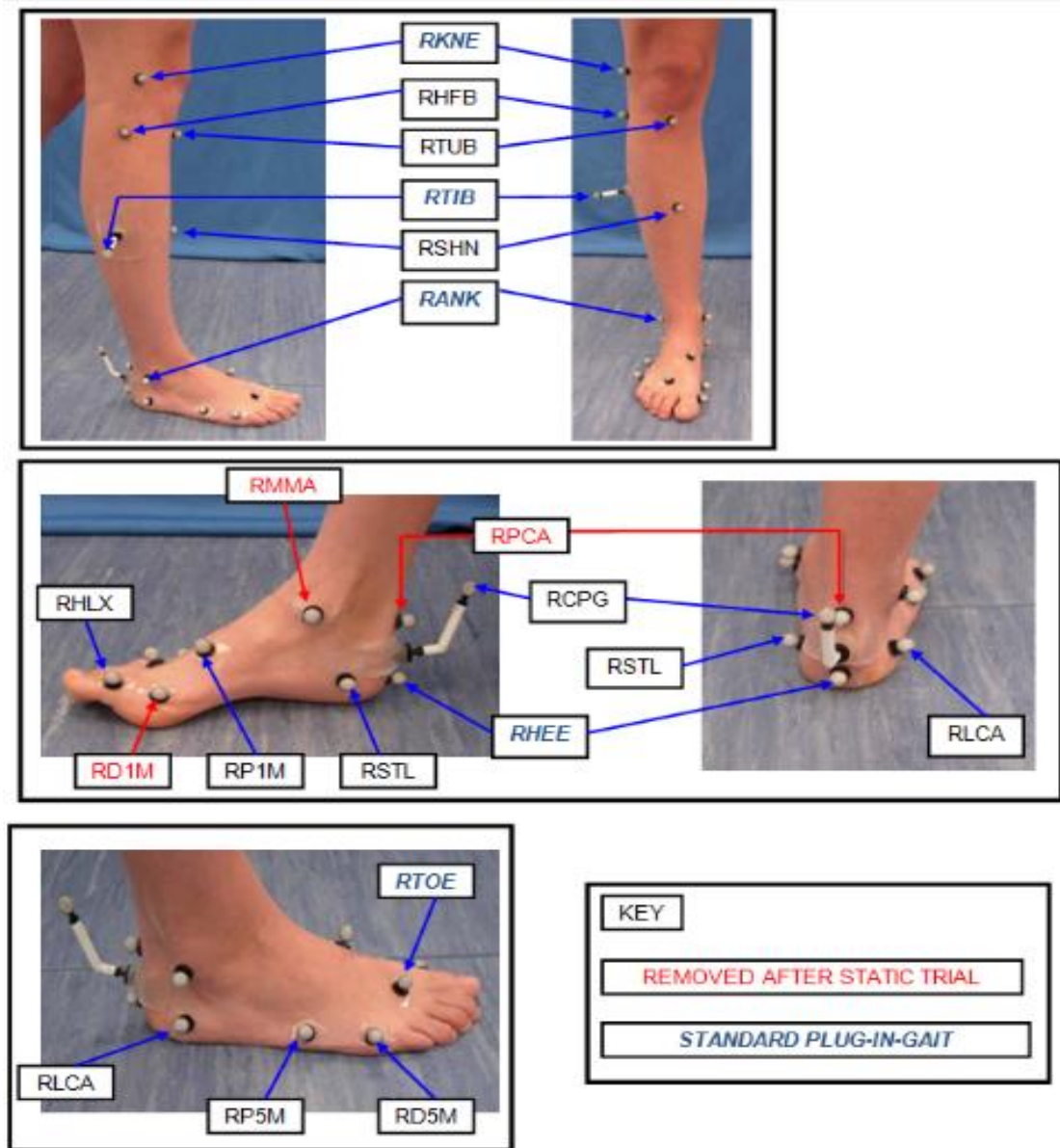


Figura 2.3. Marcadores necesarios para el Modelo del Pie de Oxford, de la tibia, Forefoot, Hindfoot y Hallux

En la imagen anterior se puede observar la colocación de los marcadores en la pierna derecha, a excepción de los 2 marcadores de la espina ilíaca y el marcador del muslo. Los marcadores cuyo nombre están con un letrero en azul son los marcadores estándar del tren inferior utilizados en Plug-in-Gait (modelo de marcha convencional), y los marcadores con letrero negro son los que hay que añadir para el Modelo del pie de Oxford. Así mismo, los marcadores con un letrero en rojo serán utilizados sólo en la captura estática, siendo eliminados durante la captura dinámica.

Se debe tener en cuenta que los marcadores HEE, STL, HLX, D1M, D5M, P5M y LCA deben estar todos a la misma altura que el marcador TOE. Así mismo, los marcadores STL y LCA deben ir equidistantes al marcador HEE.



Figura 2.4. Sujeto de estudio con los marcadores colocados

2.3.2. Preparación del sistema

El software que se utiliza para el procesamiento de datos es Vicon Nexus 2.2.

La preparación del sistema es fundamental antes de realizar cada captura, pues probablemente las cámaras se hayan movido de lugar desde la última vez que se realizó una captura.

Como se mencionó anteriormente, en el sistema pueden aparecer reflejos estáticos no deseados que las cámaras detectan, por lo que antes de nada debe asegurarse el aislamiento del laboratorio de la luz del sol, para evitar interferencias o errores en la captura. Una vez aislado el laboratorio, es probable que quede algún reflejo, que puede quitarse creando mascarar en Nexus.

El siguiente paso es la calibración de las cámaras, para lo cual se necesita un elemento llamado T-Model, que es un objeto en forma de T con ciertos marcadores colocados a lo largo de él.

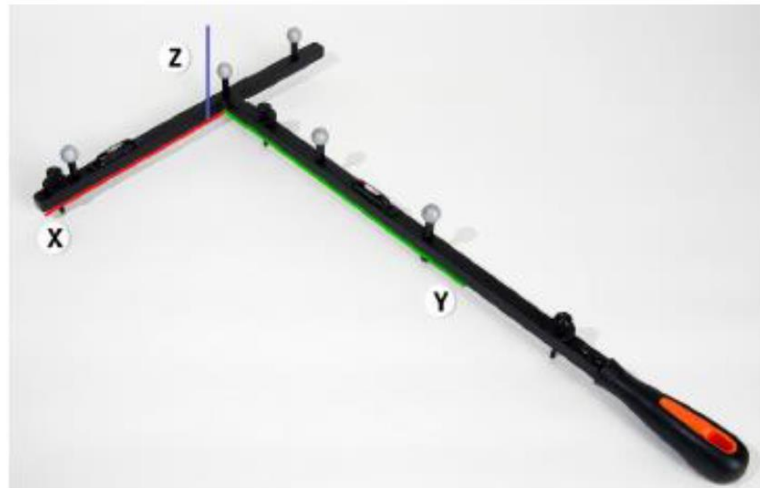


Figura 2.5. T-Model

El T-Model debe moverse en el volumen de captura, hasta que el programa tenga todas las cámaras calibradas. Posteriormente se determina un punto de origen del volumen en el que se coloca el T-Model, de manera que el sistema ya tenga almacenada la ubicación exacta de cada cámara, tal como están colocadas en el laboratorio.

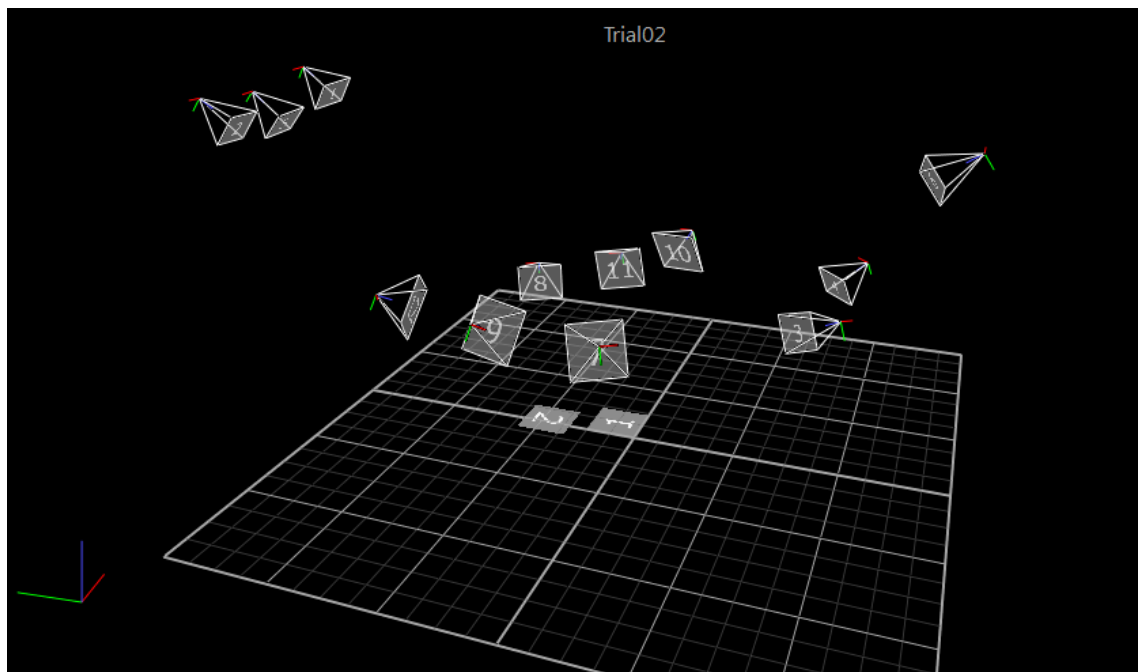


Figura 2.6. Ubicación de las cámaras en el laboratorio mostrada en pantalla tras realizar la calibración

Una vez preparados el sujeto y el sistema se procede a la fase de captura, la cual tiene 2 subfases: captura estática y captura dinámica.

2.3.3. Captura estática

Esta captura se realiza con el sujeto en una posición estacionaria sobre una de las plataformas de fuerza, y permite que el software de Vicon asocie los marcadores capturados con posiciones conocidas, estimando así los centros de masa de los segmentos y los centros de rotación de las articulaciones.

Tras realizar la captura aparece en pantalla la posición de todos los marcadores en 3D, y una lista de todos los marcadores del modelo elegido. Estos marcadores deben ser etiquetados seleccionándolos de la lista y encontrando el marcador apropiado en la vista 3D.

Por último, debe procesarse la captura estática. El procesado es un conjunto de operaciones que el software tiene incorporados. Hay diferentes tipos de procesado para cada tipo de modelo. En el caso de este proyecto, en el que se utiliza el Modelo del Pie de Oxford, para la captura estática deben realizarse las siguientes operaciones:

- Run Static Gait Model
- Run Oxford Foot Model (Static)
- Static Subject Calibration

Se procesa la captura estática realizando las operaciones descritas anteriormente, y se guarda para proceder a realizar la captura dinámica.

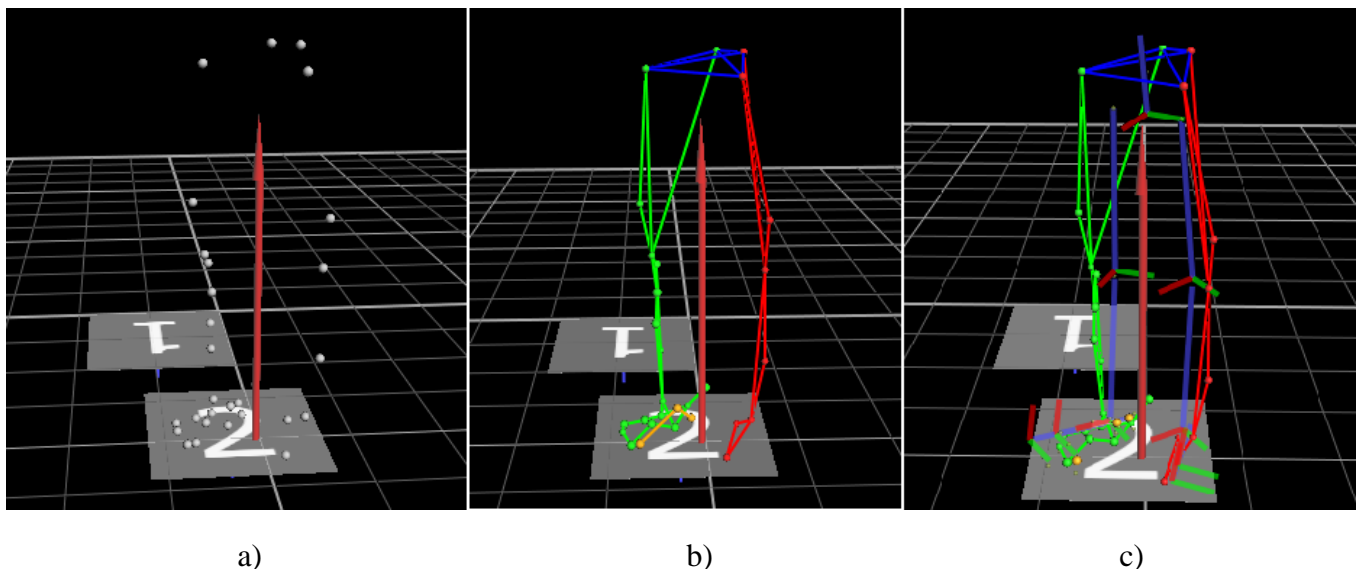


Figura 2.7. Captura estática: a) tras ser realizada, b) tras ser etiquetada, c) tras ser procesada

2.3.4. Captura dinámica

Para realizar la captura dinámica se le extraen al sujeto los marcadores estáticos (RMMA, RPCA y RD1M). Entonces, debe caminar sobre la pasarela, y se toma la captura de un ciclo de marcha en el centro de ésta, de tal forma que la pisada sea coincidiendo cada pie con una de las plataformas AMTI. Aunque la parte central de la pasarela es la única observada por las cámaras, ésta consta de 7 metros de longitud para que el sujeto tenga tiempo suficiente para adquirir una marcha normal cuando camine sobre las plataformas. Para conseguir que cada pie coincida con una de las plataformas es imprescindible no modificar el paso normal de la marcha, pues eso produciría unos resultados erróneos, si no que se modifica el punto de comienzo hasta que esto se consiga.

Se deben realizar varias capturas, incluso más de las necesarias, puesto que es posible que algunas no sean válidas por diferentes motivos, ya sea la caída de un marcador, pérdida de visión o algún fallo intrínseco del sistema.

Una vez se termine de realizar las capturas, deben etiquetarse los marcadores de la misma forma que tras la captura estática, y posteriormente realizar el procesado. Se realiza el etiquetado y el procesado de cada captura de forma individual. Para el procesado de capturas dinámicas deben realizarse las siguientes operaciones:

- Detect Events from Forceplate
- Autocorrelate Events
- Run Dynamic Gait Model
- Run Oxford Foot Model (Dynamic)

Se procesan las capturas dinámicas y se guardan.

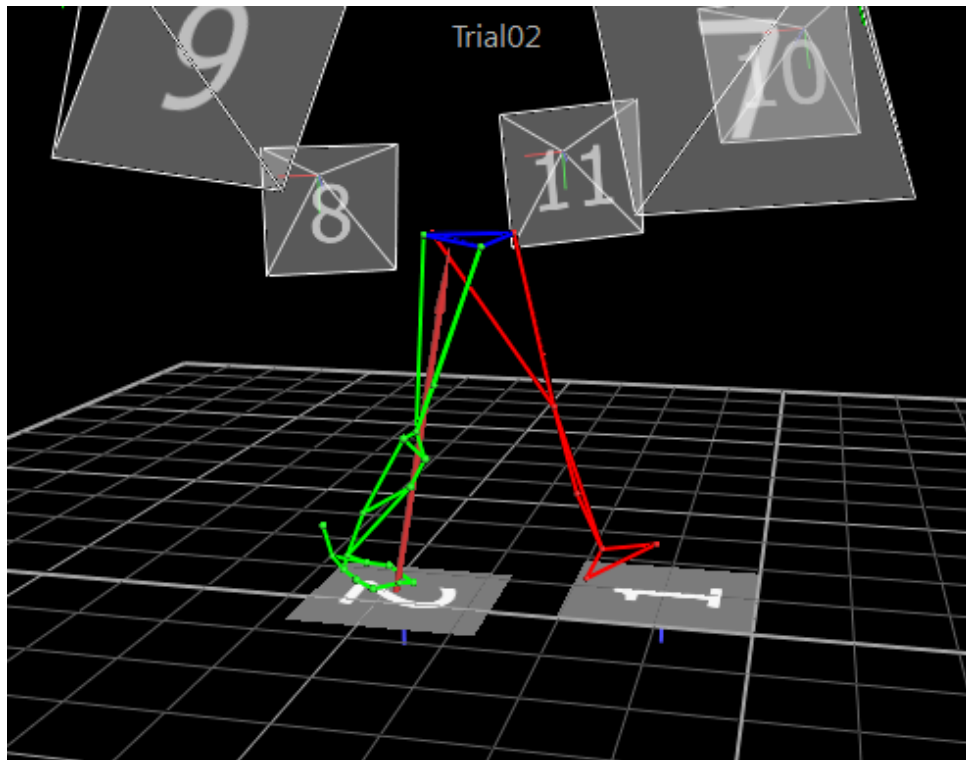


Figura 2.8. Captura dinámica con los marcadores etiquetados en su correspondiente ubicación

2.3.5. Datos de salida

Una vez realizadas y procesadas las capturas, Vicon proporciona todos los datos necesarios de los marcadores (trayectorias, posiciones relativas, velocidades, fuerzas y momentos) así como información de los segmentos que estos marcadores forman (fuerzas, momentos, ángulos inter-segmentarios...).

Para el objetivo de este proyecto interesan los ángulos que forman ciertos segmentos en particular, para poder obtener unas gráficas de esos ángulos durante el ciclo de marcha, y poder compararlas posteriormente a las obtenidas por J. Stebbins en su artículo. Dichos ángulos son:

- Entre el fémur y la tibia (ángulos de la rodilla): flexión (eje x), aducción (eje y) y rotación (eje z).

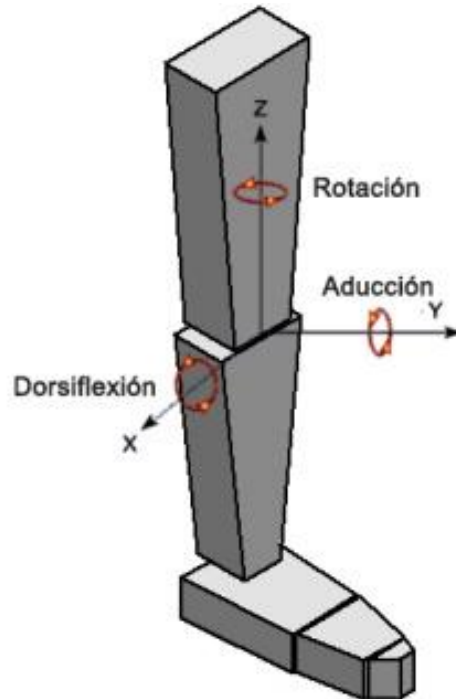


Figura 2.9. Ángulos de giro entre el fémur y la tibia

- Entre el Hindfoot y la tibia: dorsiflexión (eje x), inversión (eje y) y rotación (eje z).

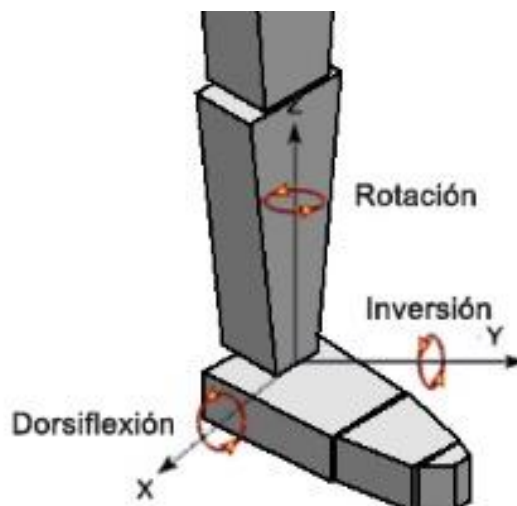


Figura 2.10. Ángulos de giro entre el hindfoot y la tibia

- Entre el Forefoot y el Hindfoot: dorsiflexión (eje x), supinación (eje y) y aducción (eje z).

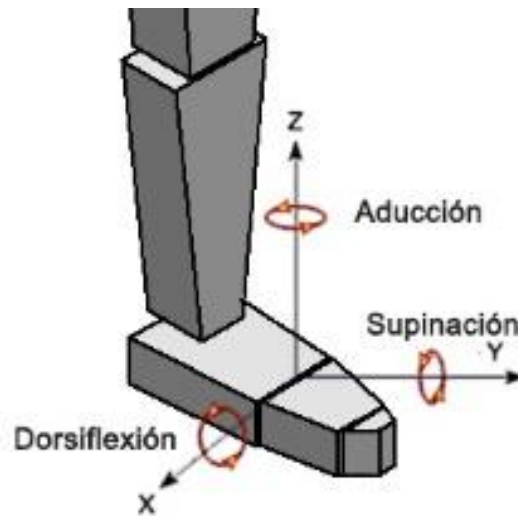


Figura 2.11. Ángulos de giro entre el forefoot y el hindfoot

- Entre el Forefoot y la tibia: dorsiflexión (eje x), supinación (eje y) y aducción (eje z).

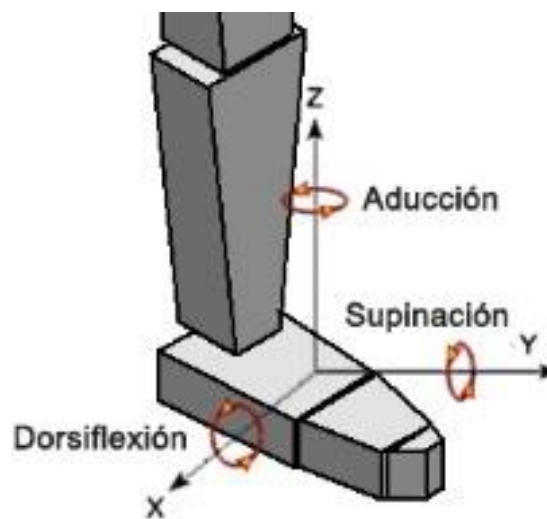


Figura 2.11. Ángulos de giro entre el forefoot y la tibia

- Entre el Hallux y el Forefoot: dorsiflexión (eje x), aducción (eje y) y rotación (eje z).

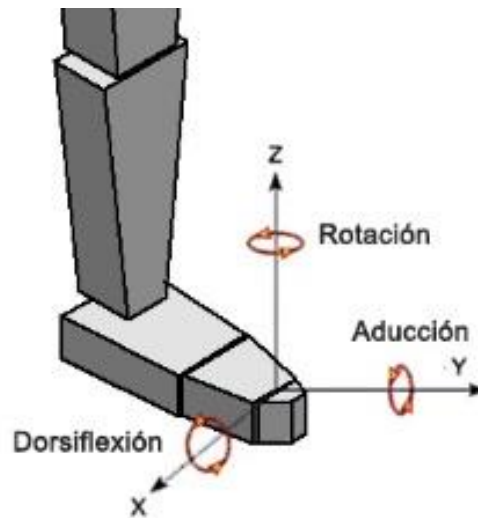


Figura 2.12. Ángulos de giro entre el Hallux y el forefoot

Así pues, se modifica cada captura para que su recorrido sea el de un ciclo de marcha, y se exportan los datos de Nexus a un fichero de datos.

Posteriormente se procesan esos datos con el software matemático MATLAB para obtener una gráfica de cada uno de los ángulos requeridos, siendo ésta la media de todos los experimentos obtenidos. Para tener en cuenta la dispersión de los experimentos se muestra también la desviación típica. El código del algoritmo implementado para la el procesado de datos y la obtención de gráficas para la flexión de tibia/fémur se encuentra recogido en el anexo B. Las gráficas del resto de ángulos se obtienen con un código con el mismo patrón en el que cambian algunas variables.

Tras realizar todo el procesado de datos, se obtienen 15 gráficas de la media de los ángulos durante el ciclo de marcha.

2.3.6. Consideración de paralelismo al suelo

Para realizar el segundo objetivo de este trabajo es necesario procesar de nuevo cierto número de capturas aleatorias, teniendo en cuenta una nueva consideración. Se ha forzado que en la captura estática todos los marcadores que definen el hindfoot y el forefoot tengan su eje y (eje longitudinal que define la dirección antero-posterior) común, paralelo al suelo, de manera que los dos segmentos tengan la misma orientación.

Esto se traduce en que los ángulos relativos de dorsiflexión y aducción del hindfoot y el forefoot tendrán valor cero siempre que el pie esté apoyado en el suelo, como es el caso de la captura estática.

Se ha decidido realizar la comparación de 3 capturas aleatorias de 3 días de trabajo distintos. Partiendo de los experimentos realizados para el apartado anterior se vuelven a procesar las capturas estáticas en Nexus modificando las opciones de la siguiente operación:

- Run Oxford Foot Model (Static)

Dentro del cuadro de opciones de esta operación se marcan las siguientes opciones, que fuerzan que el eje z de los marcadores del Forefoot y del Hindfoot, respectivamente, sean el mismo, paralelo al suelo:

- Use Floor FF
- Hind Foot Flat

Posteriormente se vuelven a procesar las capturas. Como se hizo en el apartado anterior, se exporta un fichero de datos con los siguientes ángulos, todos ellos en los 3 ejes (X, Y y Z):

- Fémur - Tibia
- Hindfoot - Tibia
- Forefoot - Hindfoot
- Forefoot - Tibia
- Hallux – Forefoot

Por último, con el software MATLAB se procesan los datos de manera que se obtiene una gráfica del ciclo de marcha para cada ángulo y para cada día. El código del algoritmo implementado para el procesado y la obtención de gráficas se encuentra recogido en el anexo B.

Se han representado las gráficas de las capturas procesadas con la nueva consideración junto con las gráficas de las mismas capturas procesadas para el apartado anterior, sin tener en cuenta dicha consideración, para poder ser comparadas, observando los resultados y si existe una diferencia significativa entre ambas. Dichas graficas se encuentran recogidas en el anexo A.

2.3.7. Análisis estadístico

Para finalizar este trabajo, se ha procedido a la realización de un análisis estadístico detallado sobre el estudio, el cual, como ya se ha explicado anteriormente, ha sido realizado durante 15 sesiones diferentes en días distintos, obteniéndose en cada sesión una serie de ensayos válidos. Posteriormente se ha calculado una media general de todos estos ensayos, además de la desviación típica para evaluar la dispersión de los

resultados obtenidos. Sin embargo, interesa realizar una evaluación más detallada sobre dicha dispersión de resultados, estudiando si el hecho de realizar los ensayos en días diferentes influye significativamente los resultados, en mayor medida que cualquier otro factor.

Por ello se decide realizar un análisis de varianza ANOVA, que evaluará la influencia del factor “día” al comparar las variables de respuesta obtenidas.

2.3.7.1. Análisis de Varianza: ANOVA

Un análisis de varianza es bastante útil cuando se estudia una variable y hay que determinar si ésta es similar en dos o más conjuntos de agrupación. Con él se pretende contrastar dos hipótesis:

- H_0 : Las medias de los grupos son iguales, por lo que no existen diferencias entre los distintos grupos ($\mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_n$)
- H_1 : Al menos una de las medias difiere del resto, es decir, sí existen diferencias entre los grupos.

El ANOVA tradicional descompone la variación total de toda la muestra en dos componentes:

$$VARIACIÓN\ TOTAL = VARIACIÓN\ ENTRE + VARIACIÓN\ INTRA$$

Es decir, la variación total es igual a la variación o dispersión entre los diferentes grupos o niveles, más la variación o dispersión dentro de cada nivel.

Dado que a través del análisis de la varianza se persigue saber si los distintos niveles de un factor influyen en los valores de una variable, para que efectivamente sí haya diferencias en los valores de la variable continua según el nivel del factor, se tiene que dar que la variación intra-grupos sea mínima, y que la variación entre-grupos sea máxima.

Por lo tanto en el análisis de la varianza se va a basar no sólo en la descomposición de la variación total, sino además en la comparación de la variación entre-grupos y la variación intra-grupos, teniendo en cuenta sus correspondientes grados de libertad. Eso puede realizarse con el siguiente ratio:

$$F = \frac{VARIACIÓN\ ENTRE/g - 1}{VARIACIÓN\ INTRA/n - g} \approx F_{g-1, n-g}$$

Siendo g el nº de niveles, n el nº total de muestras. Dicho ratio se distribuye como una F de Snedecor con $g-1, n-g$ grados de libertad.

Un valor elevado de este cociente significará que mayores son las diferencias entre los distintos grupos, cumpliéndose asimismo que la variación dentro de cada grupo sea mínima, y por tanto la probabilidad de que los niveles del factor influyan en los valores de la variable continua será mayor.

El valor para el cual podremos asumir que sí existen efectos diferenciales entre los niveles dependerá del valor de tablas de la función F para un nivel de significación de al menos el 5%. Si el valor calculado es mayor que el valor de tablas significará que sí hay efectos diferenciales entre los grupos y por tanto aceptaremos la hipótesis de que existe dependencia entre las variables. Por el contrario, si el valor calculado es inferior al valor de tablas de una $F_{g-1, n-g}$ aceptaremos que no existen efectos diferenciales entre los grupos.

Si $F > F_{g-1, n-g} \rightarrow H1$ (Existen diferencias entre los tratamientos)

Si $F < F_{g-1, n-g} \rightarrow H0$ (No existen diferencias entre los tratamientos)

2.3.7.2. Identificación de elementos

Para realizar el análisis de varianza se deben fijar los siguientes elementos:

- Factores a analizar
- Conjuntos de agrupación o niveles
- Variable de estudio

En este estudio se nos presenta un único factor a analizar (día), con 15 niveles del factor (los 15 días de ensayo). Dentro de cada nivel se ha incluido un total de 5 ensayos (mínimo de ensayos válidos en todos los días de ensayo).

Partiendo de las gráficas obtenidas de los ángulos de giro entre los segmentos durante un ciclo de marcha, se ha realizado un análisis de varianza sobre cada uno de esos ángulos (15 en total), tomando en cada caso dos variables de estudio: el máximo de la gráfica y el rango, es decir, la diferencia entre máximo y mínimo. Así pues, se han realizado 30 análisis en total.

Por lo tanto, en este estudio tenemos los siguientes valores de g y n , y los correspondientes grados de libertad:

$$g = 15; n = 75$$

$$g - 1 = 14$$

$$n - g = 60$$

2.3.7.3. Implementación

El análisis de varianza se ha realizado mediante la función “anova1” de Matlab. En primer lugar se han cargado todos los ensayos y calculado los máximos y los rangos de todas las gráficas, tomando todos los ángulos de todos los ensayos. Los máximos se han guardado en cada caso en una matriz y los rangos en otra. Dichas matrices constan de 15 columnas, una por cada día de ensayo, y 5 filas, por los 5 ensayos incluidos en cada nivel.

Posteriormente se ha realizado el estudio de las 15 matrices de máximos y las 15 matrices de rangos. El código empleado para el estudio ANOVA en MATLAB se encuentra recogido en el anexo B.

Capítulo 3. Análisis de resultados

3.1. Comparación de las gráficas obtenidas con las del artículo de J. Stebbins

Antes de realizar alguna observación sobre las gráficas, debe recordarse que este experimento ha sido realizado para un adulto, mientras que el experimento de J. Stebbins fue realizado con niños, lo que puede desembocar en ciertas diferencias en los ángulos que toman los segmentos durante el ciclo de marcha.

Además, en este estudio se observa el comportamiento de un solo sujeto, mientras que en el de Stebbins se evalúan hasta 14 sujetos con diferente estilo de marcha, esto hace que la desviación típica tienda a aumentar, por lo cual no debe extrañar que en algunos casos la desviación típica sea menor en este experimento que en el de Stebbins.

En todas las gráficas se representa un ciclo de pisada, estando señalado el momento en el cual el talón se despega del suelo con una línea vertical en el centro de la gráfica. Se procede a continuación a un análisis detallado de las gráficas obtenidas.

3.1.1. Tibia-Fémur

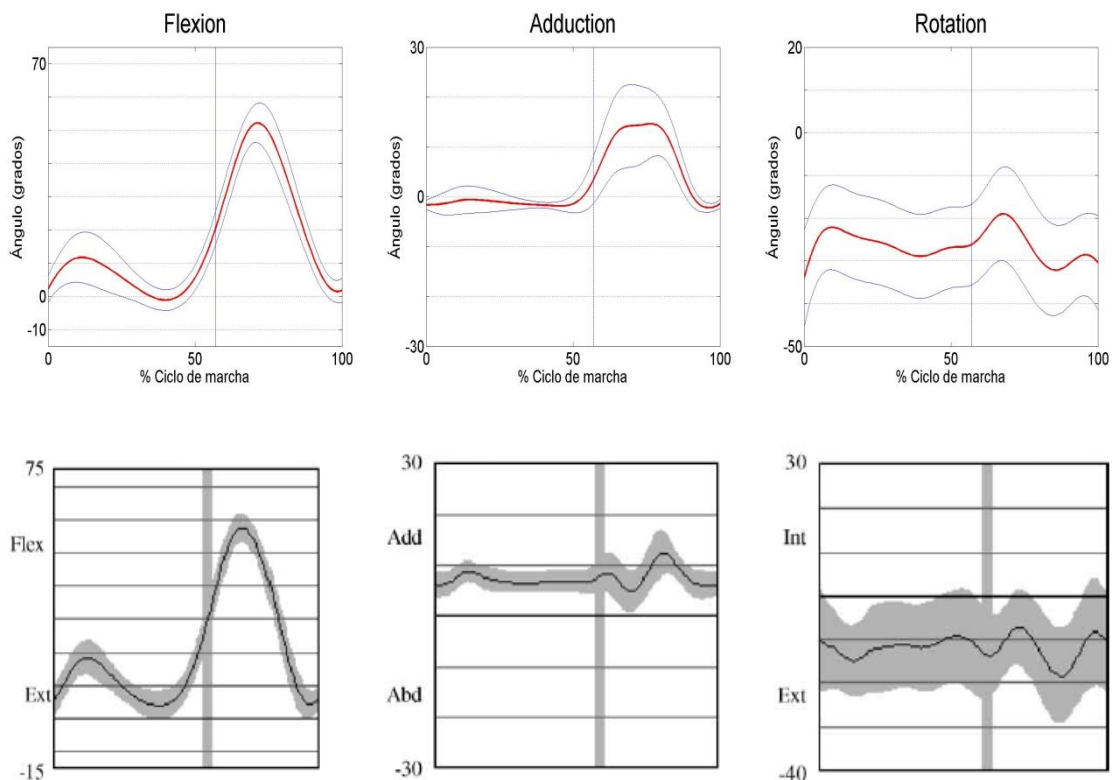


Figura 3.1. Gráfica de los ángulos de la tibia respecto al fémur, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)

Las primeras gráficas sujetas a comparación son las gráficas de flexión de la tibia y el fémur. Como puede observarse en el instante inicial y final la rodilla está extendida. El instante que más flexión presentan es el instante en el que la pierna está levantada avanzando hacia adelante, tomando los ángulos valores entre 50° y 60°. En este caso las gráficas de este experimento y las de Stebbins son similares tanto en forma como en los valores que toman los ángulos, presentando además una desviación típica parecida.

Las gráficas de aducción son parecidas excepto por el instante del ciclo de marcha en el que la pierna derecha está avanzando hacia adelante, que en este experimento toma valores algo mayores que en el de Stebbins, además de presentar una desviación típica mayor en ese instante.

En la rotación las gráficas tienen formas similares y la desviación típica también lo es, aunque puede observarse que el sujeto analizado en este estudio presenta una rotación externa en esta articulación, pues la gráfica de este experimento presenta un offset frente a la de Stebbins, tomando valores menores, de hasta 15 °, durante todo el ciclo.

3.1.2. Hindfoot-Tibia

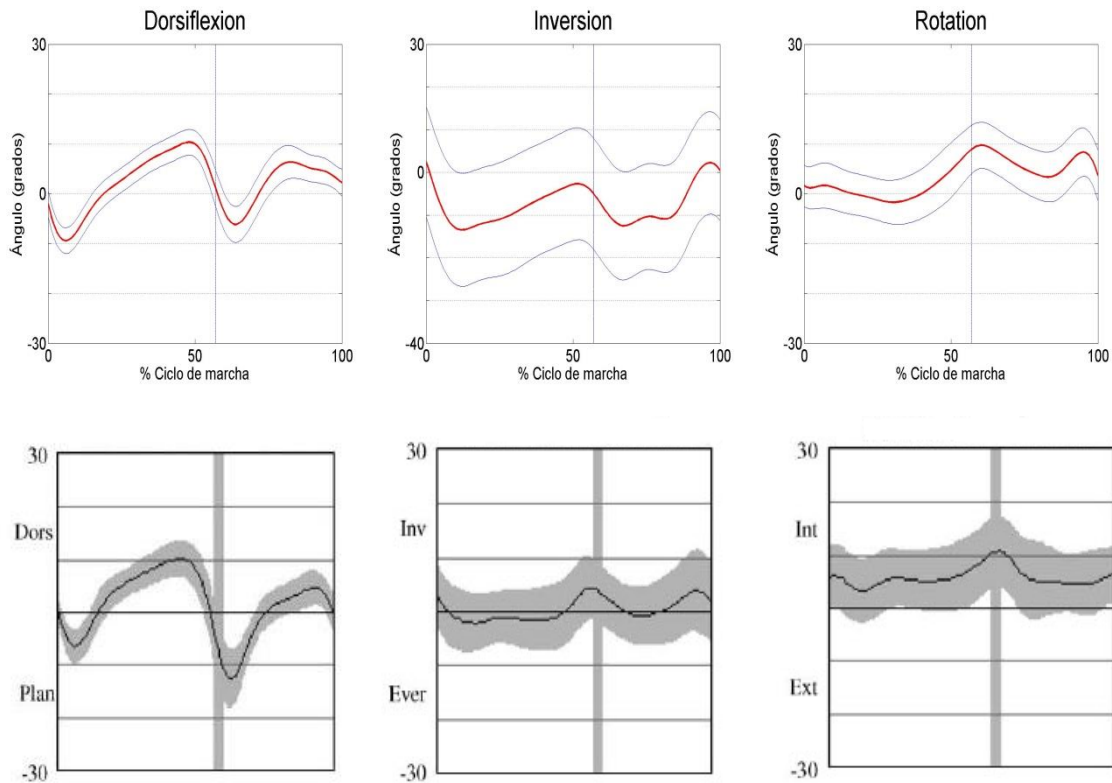


Figura 3.2. Gráfica de los ángulos del hindfoot respecto a la tibia, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)

Para el hindfoot con respecto a la tibia, de nuevo en la dorsiflexión se obtienen graficas muy similares, con una misma desviación típica y sin presentar ningún offset. Puede observarse cómo el ángulo de flexión va aumentando durante la pisada, y disminuye en el despegue del talón llegando a tomar valores negativos, volviendo a aumentar de nuevo al final del ciclo.

En la inversión, se obtienen gráficas similares en forma, sin presentar giros mucho mayores a 10° . Sin embargo, la articulación del sujeto de este estudio presenta un poco de eversión, pues los valores de la gráfica son negativos, y menores que los de la de Stebbins, con un pequeño offset de 10° aproximadamente. Aparece también una desviación típica bastante mayor, casi 15° , mientras que para Stebbins es poco mayor de 5° .

En la rotación volvemos a tener graficas similares tanto en forma, en los valores que toman los ángulos durante el ciclo de pisada, como en la desviación típica que presentan las medias.

3.1.3. Forefoot-Hindfoot

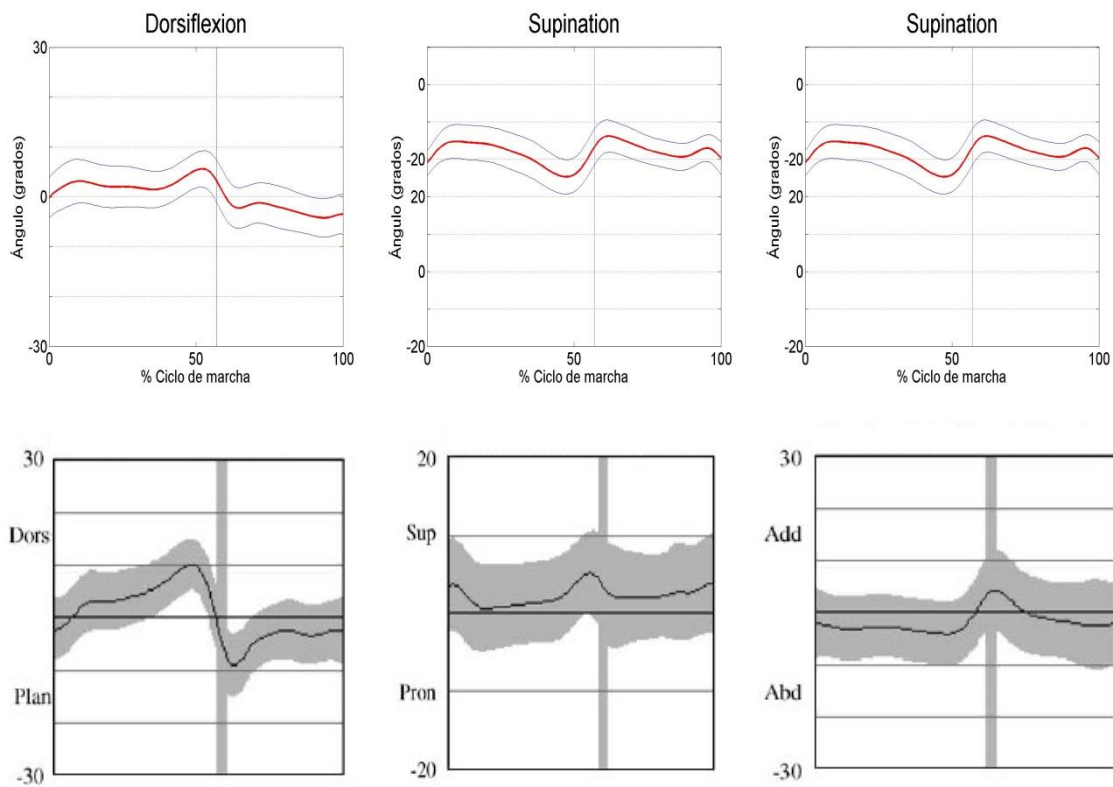


Figura3.3. Gráfica de los ángulos del forefoot respecto al hindfoot, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)

La siguiente articulación a observar es la del forefoot con el hindfoot. Para la dorsiflexión, se observa también como el ángulo de giro va aumentando hasta el instante de despege del talón, tras el cual disminuye hasta valores negativos. Se dispone de gráficas parecidas en la forma, pero en el instante central en el que el pie despega del suelo, los valores máximos de dorsiflexión y plantiflexión son menores en este experimento que en el del Stebbins, es decir, existe menos giro relativo entre los segmentos.

Con respecto a la supinación, puede observarse que la que el sujeto presenta es algo mayor a la media de los experimentos de Stebbins, alcanzando los 10° de supinación. En este caso la desviación típica de este experimento es menor.

Las gráficas de aducción son similares en todos los aspectos, observándose que en ningún instante los ángulos toman valores que difieran mucho de 0°, pues el giro relativo de aducción entre los dos segmentos es prácticamente nulo.

3.1.4. Forefoot-Tibia

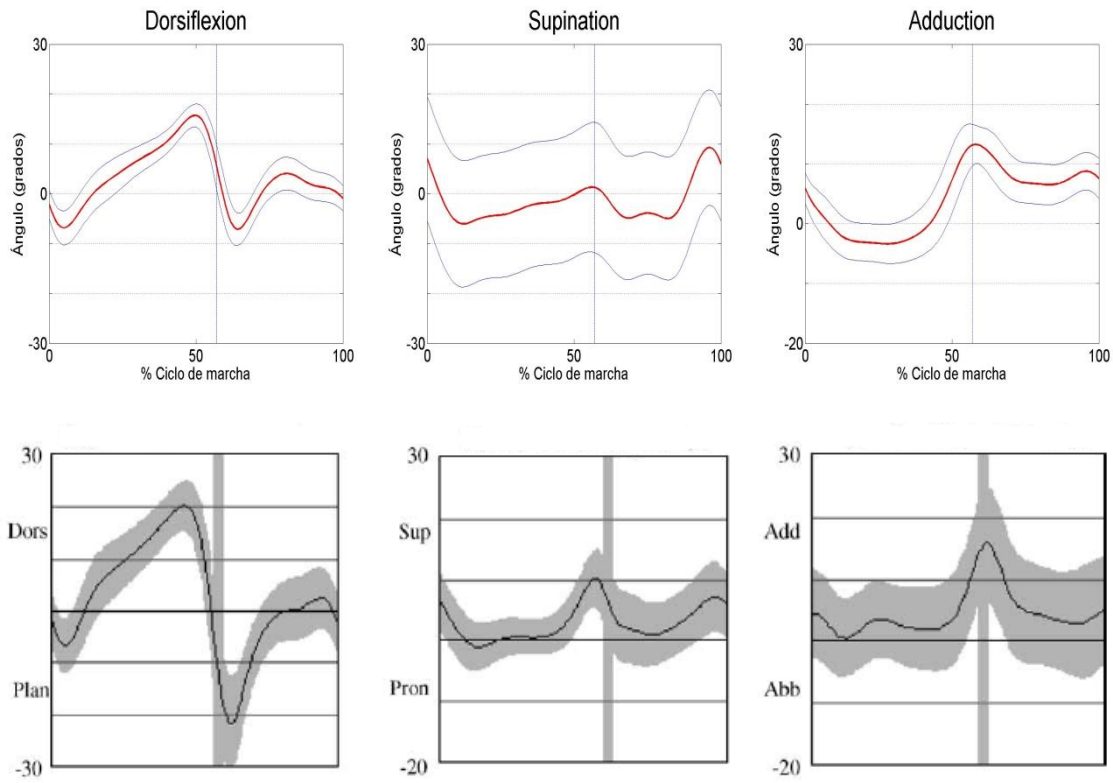


Figura 3.4. Gráfica de los ángulos del forefoot respecto a la tibia, obtenidas en este estudio (arriba) y obtenidas por J. Stebbins (abajo)

La dorsiflexión del forefoot con respecto a la tibia presenta unas gráficas muy parecidas en forma, y los valores que toman los ángulos presentan poca variación, unos 5° en la zona central de despegue del pie del suelo. De nuevo se obtiene una desviación típica menor en este experimento que en el de Stebbins.

La supinación sí presenta algunas diferencias en la forma, siendo más suavizada en este experimento en el instante central de la marcha, sin alejarse mucho los valores de 0°, mientras que para Stebbins se obtiene una supinación de 10° en ese instante. La desviación típica es bastante grande en comparación con la gráfica de Stebbins.

La aducción presenta gráficas con alguna diferencia en el tramo inicial en el que el pie está en contacto con el suelo, aunque en el instante de despegue los ángulos toman los mismos valores. La desviación típica en este experimento es menor.

3.1.5. Hallux-Forefoot

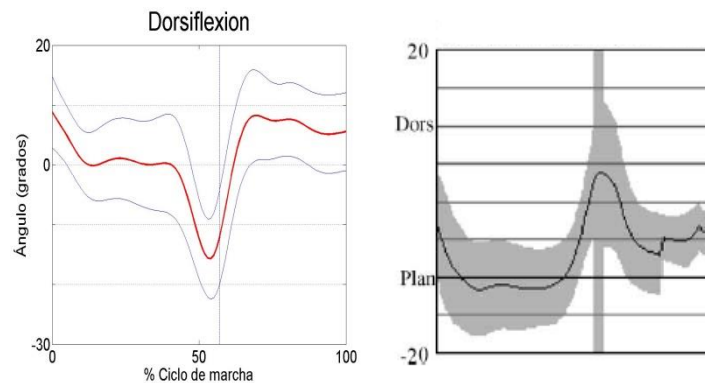


Figura 3.5. Gráfica de los ángulos de dorsiflexión del hallux respecto al forefoot, obtenida en este estudio (izquierda) y obtenida por J. Stebbins (derecha)

Por último se analiza la dorsiflexión del dedo Hallux frente al Forefoot. En este último caso las gráficas presentan diferencias bastante grandes en su forma. Se observa que en el instante central de la marcha el Hallux gira en sentido negativo respecto al forefoot, cuando según los estudios de Stebbins este giro debería ser negativo. Para comprobar que los ángulos de la gráfica no estén representados al revés se comprueba con la gráfica que presenta Nexus, comprobando también visualmente en las capturas dinámicas el giro del Hallux en ese instante.

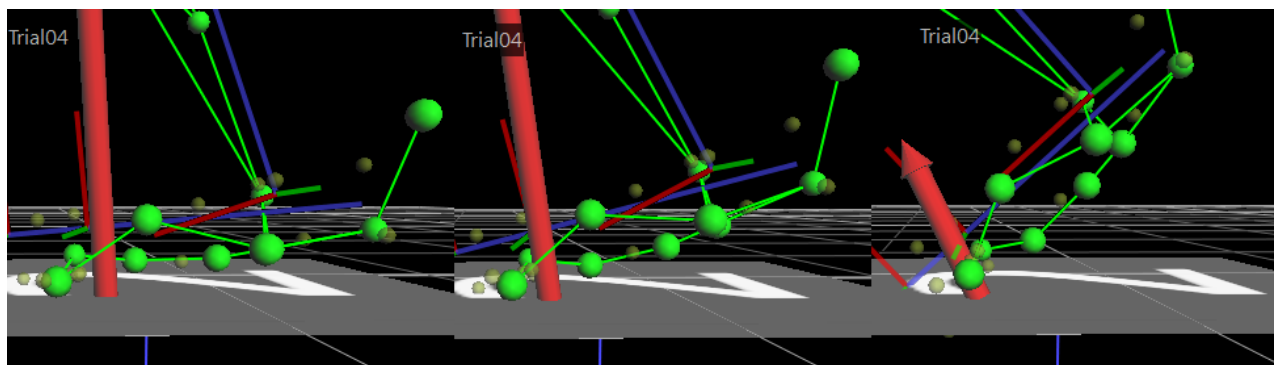


Figura 3.6. Capturas dinámicas del pie durante el despegue

Al visualizar dichas capturas en Nexus, no se puede comprobar que el Hallux gire en sentido negativo, por lo que el resultado de la gráfica debe considerarse erróneo. Este error puede achacarse a una mala colocación continua del marcador del dedo Hallux, que desemboca en la diferencia que podemos observar en la gráfica.

3.2. Análisis de la consideración de paralelismo al suelo

Antes de realizar un análisis detallado de cada giro, se hace necesario realizar una observación general del estudio, que es la repetibilidad que se consigue a simple vista en los resultados. Se observa que aunque se realizan ensayos diferentes en diferentes días de trabajo, los resultados son bastante similares en todos los casos, exceptuando la inversión del hindfoot y la tibia o la aducción del forefoot y la tibia. Estos casos, aunque tienen un mismo patrón, presentan un offset de más de 10° entre un ensayo y otro. Esta observación, sin embargo, se estudiará en el siguiente apartado más detalladamente.

Comentado esto, se procede a continuación al análisis detallado de las gráficas. Durante el análisis se muestra en cada ángulo la gráfica del Día 1, estando las gráficas de los 3 días en el anexo A.

3.2.1. Tibia-Fémur

Analizando en primer lugar las gráficas de los ángulos de la rodilla, es decir, la tibia con respecto al fémur, puede observarse que no hay apenas diferencia entre los dos casos para ninguno de los 3 días. Se deduce pues que a los ángulos de la rodilla no les afecta la consideración tomada sobre el forefoot y el hindfoot, por motivos de localización.

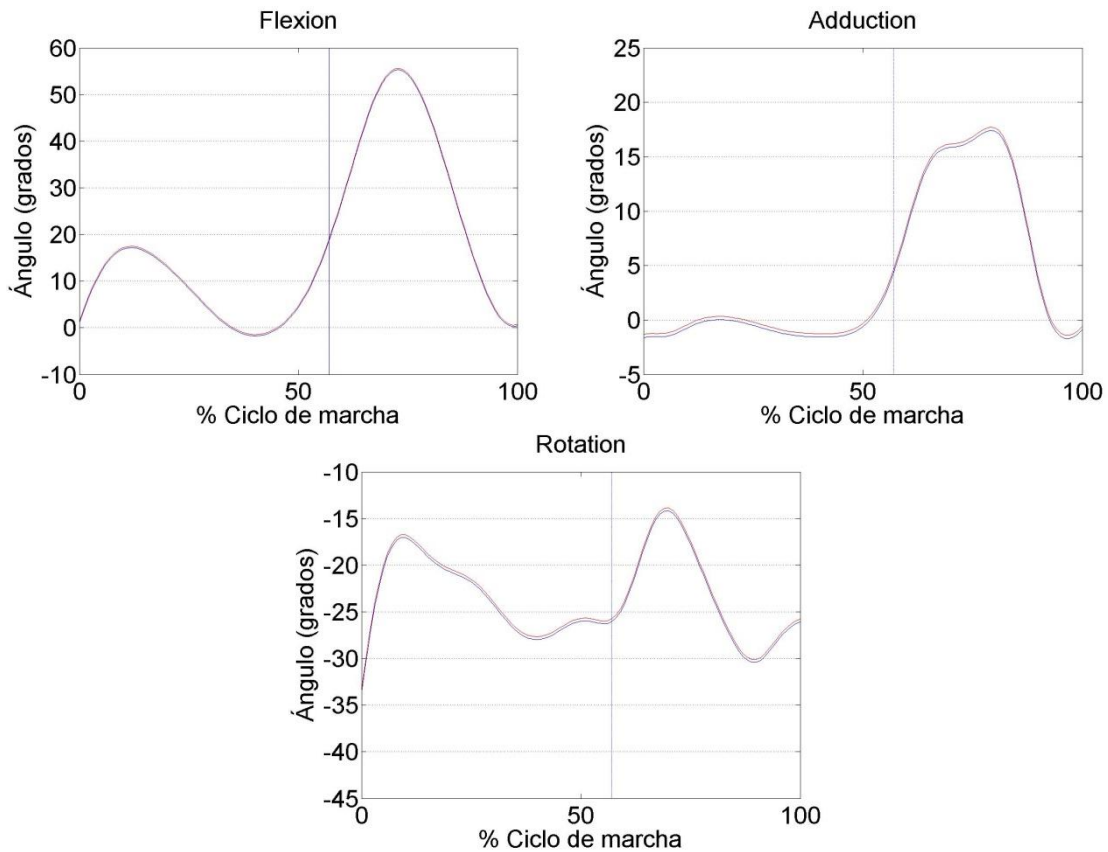


Figura 3.7. Comparación de gráficas de ángulos de la tibia con respecto al fémur para un día aleatorio

3.2.2. Hindfoot-Tibia

A continuación se estudian los giros del hindfoot respecto a la tibia. Se observa como tanto en la inversión como en la rotación sigue sin afectar la consideración del segundo caso. No es el caso de la dorsiflexión, la cual presenta un pequeño offset, de 3° grados aproximadamente el primer día, y 2° los días 2 y 3. En todos los casos los valores obtenidos en el segundo caso son mayores que en el primero, por lo que, aunque la diferencia que se produce no es grande, puede observarse cómo el la orientación del hindfoot cambia con la consideración tomada.

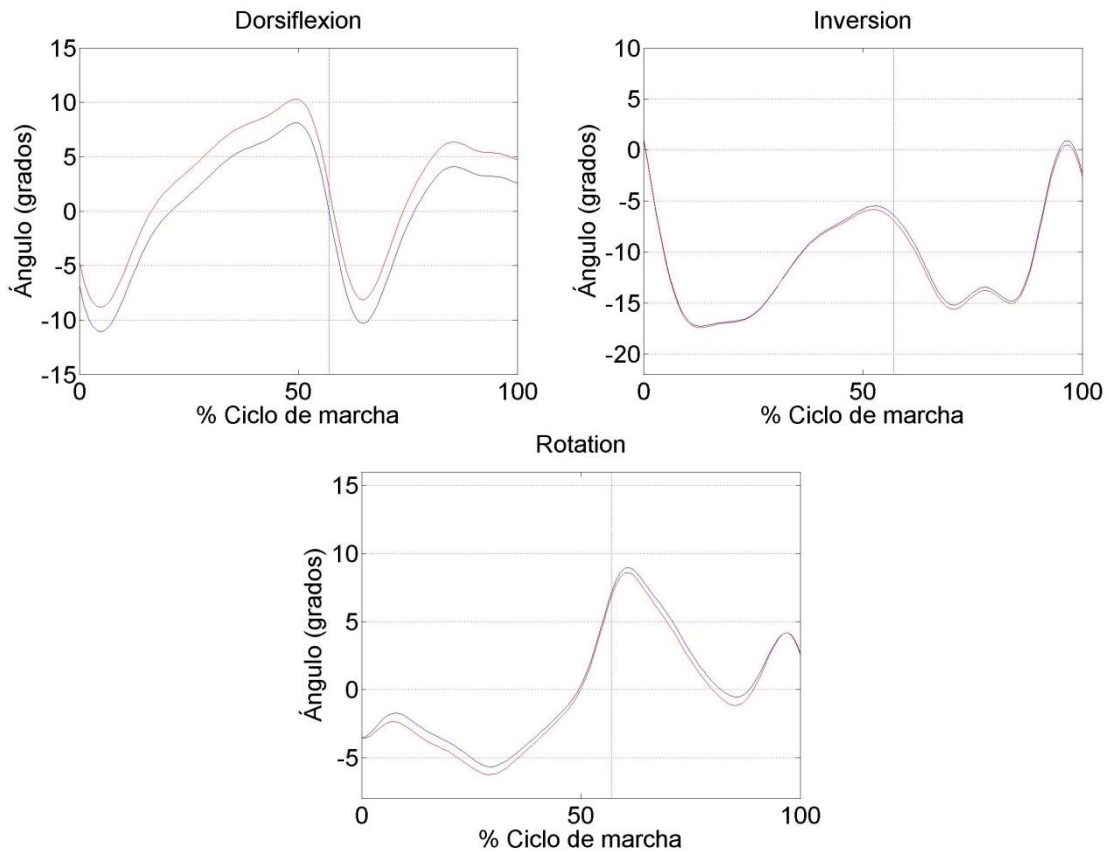


Figura 3.8. Comparación de gráficas de ángulos del hindfoot con respecto a la tibia para un día aleatorio

3.2.3. Forefoot-Hindfoot

En el caso de los ángulos del forefoot con respecto al hindfoot puede observarse una gran diferencia, apareciendo un offset de 5° grados en la dorsiflexión y de hasta 6° en la aducción (día 2). Aunque el giro relativo entre los dos segmentos no cambia, los valores de los ángulos sí lo hacen por el hecho de haber forzado que ambos tuvieran la misma orientación cuando los pies están apoyados en el suelo, esto es, cuando el sujeto está colocado en posición estática. Sin embargo, puede observarse cómo a los ángulos de supinación esto no le influye, pues éste giro se produce alrededor del eje que define la posición antero-posterior del pie, eje que en el segundo caso se ha forzado para que sea el mismo en los dos segmentos. Esto hace que el giro alrededor de este eje no esté restringido para ninguno de los segmentos, de manera que no varía en ninguno de los dos casos (la diferencia que se observa en las gráficas no es significativa).

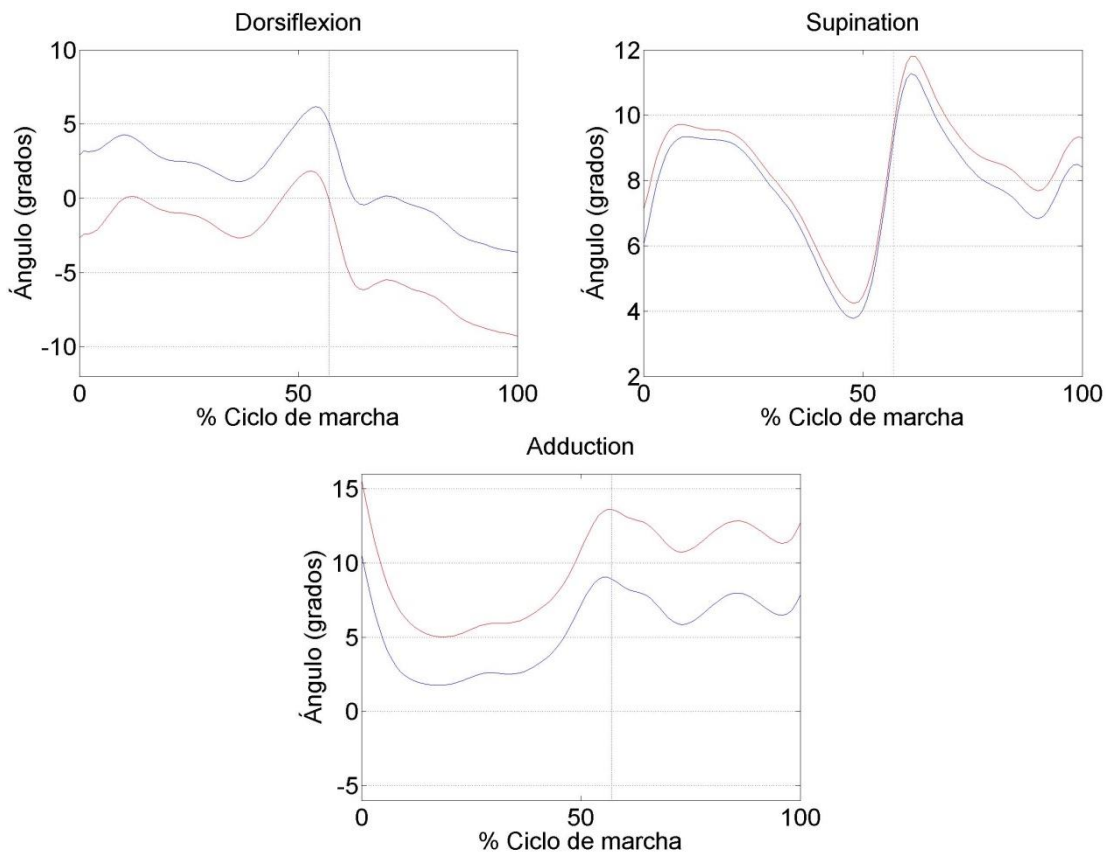


Figura 3.9. Comparación de gráficas de ángulos del forefoot con respecto al hindfoot para un día aleatorio

3.2.4. Forefoot-Tibia

Posteriormente se analizan las gráficas de los giros del hindfoot respecto a la tibia. Al igual que en el caso del forefoot con respecto a la tibia, la consideración tomada en el segundo caso no afecta ni a la supinación ni a la aducción, sólo a la dorsiflexión, cuyas gráficas presentan un offset de 2° grados los días 1 y 2, y de hasta 4° el día 3.

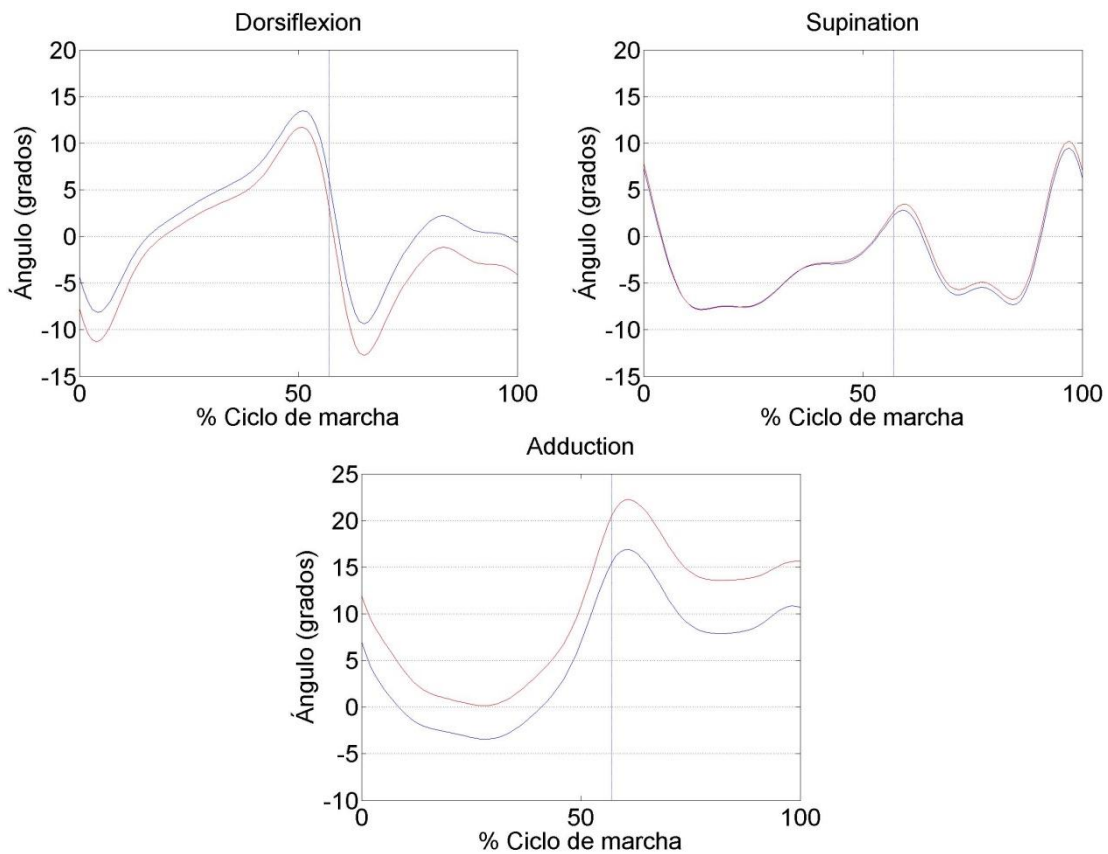


Figura 3.10. Comparación de gráficas de ángulos del forefoot con respecto a la tibia para un día aleatorio

Si se analiza la dorsiflexión de uno de los días en particular, puede observarse que para el caso de hindfoot/tibia, en el segundo estudio los ángulos son $2,5^\circ$ mayores, y para el caso de forefoot/tibia, en el segundo estudio los ángulos son 2° menores. Así pues, el forefoot ha realizado un giro alrededor del eje de dorsiflexión de $2,5^\circ$ en un sentido, mientras que el hindfoot ha realizado uno de 2° en el sentido contrario. Realizando la suma de las dos cantidades, se comprueba que esos $4,5^\circ$ es la diferencia que presenta la gráfica de forefoot/hindfoot. Este análisis puede realizarse para cualquiera de los otros días.

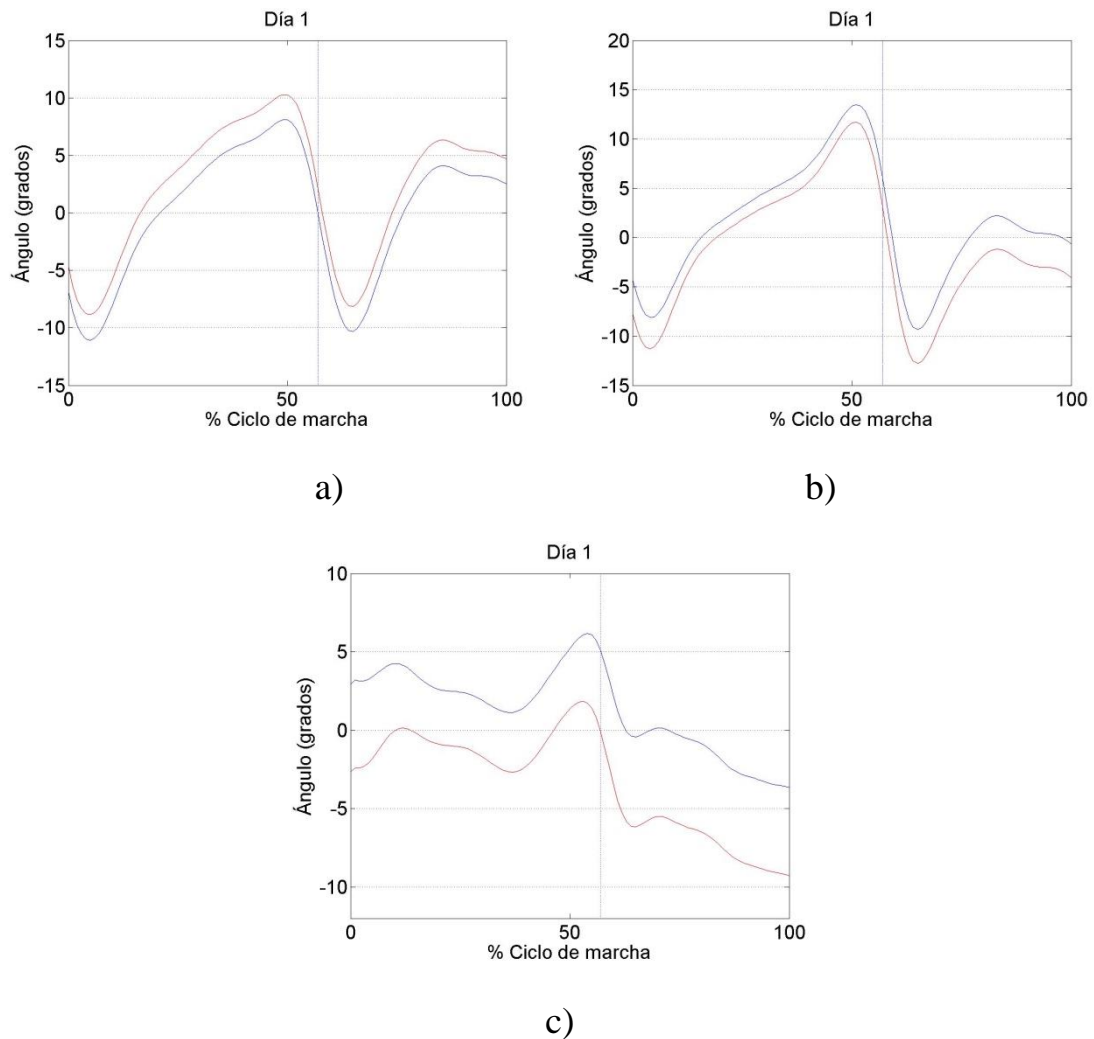


Figura 3.11. Comparación de gráficas de los ángulos de dorsiflexión del día 1 para a) hindfoot/tibia, b) forefoot/tibia y c) forefoot/hindfoot

3.2.5. Hallux-Forefoot

Por último se analizan las gráficas del Hallux y el forefoot. Se observa como al igual que en las gráficas de forefoot/hindfoot, la aducción no presenta variaciones al ser este giro alrededor del eje que define la dirección antero-posterior del pie. En rotación se observa una diferencia de entre 3° y 5° dependiendo del día, mientras que en dorsiflexión aparece un gran offset, entre 10° y 20°, del segundo caso respecto al primero.

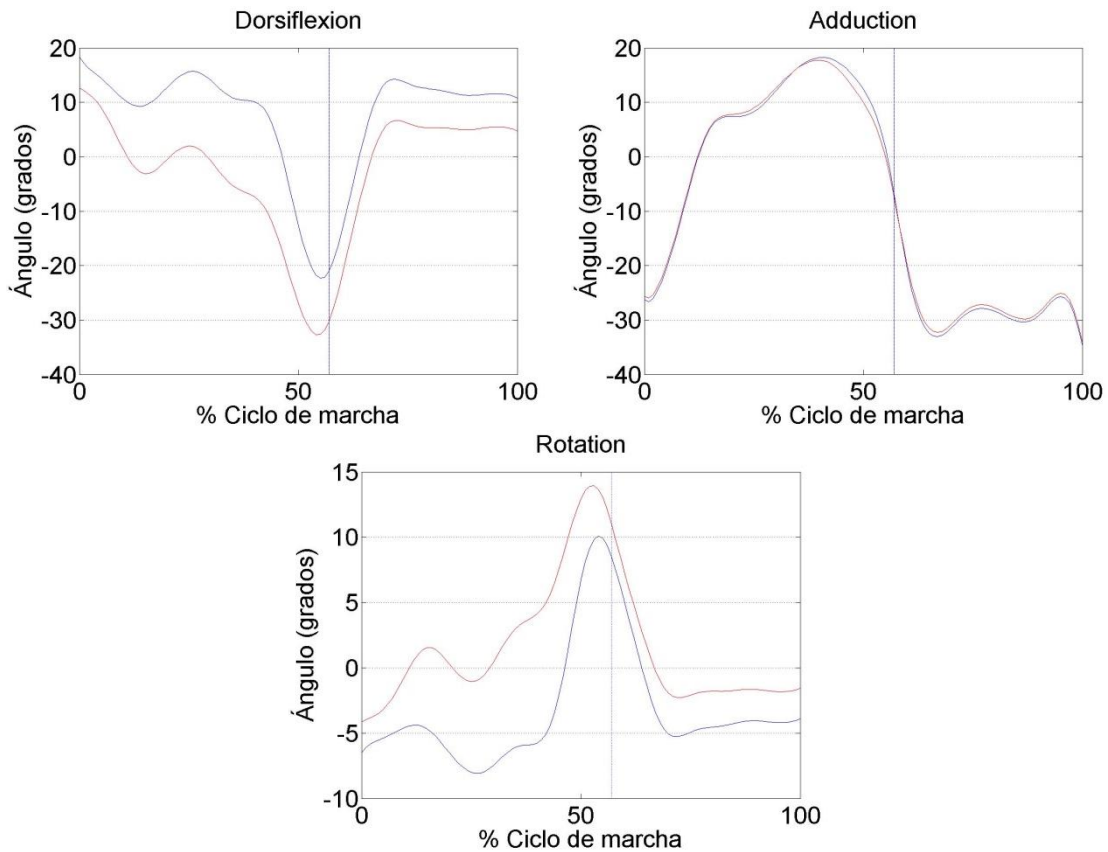


Figura 3.12. Comparación de gráficas de ángulos del Hallux con respecto al forefoot para un día aleatorio

3.3. Resultados de ANOVA

A continuación se muestra la tabla obtenida al realizar el análisis de varianza para el primer ángulo, la flexión de tibia/fémur, atendiendo a la variable “máximo”:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	1868.71	14	133.479	35.06	0
Error	228.42	60	3.807		
Total	2097.13	74			

Figura 3.13. Tabla ANOVA para los valores máximos de flexión de Tibia/Fémur

En la tabla mostrada puede observarse una primera columna en la que aparecen las distintas fuentes de variabilidad (Source): la variabilidad entre los grupos (Columns) y la variabilidad dentro de los grupos (Error).

La siguiente columna muestra las sumas de los cuadrados (sum of squares, SS) debido a cada fuente, es decir, la variación ENTRE en la primera fila, y la variación INTRA en la segunda, siendo la tercera fila la variación total. A continuación se observa una columna con los grados de libertad (degrees of freedom, df) asociados a cada fuente, además de los grados de libertad totales. La cuarta columna muestra los cuadrados medios (mean squares, MS) para cada fuente, es decir, la relación SS/df. Posteriormente se muestra el valor de F, que es el ratio de las dos MS de la columna anterior.

A continuación habría que comparar dicho valor de F con el obtenido en las tablas, para ver cuál de los dos valores es mayor, y poder así decidir si aceptar o rechazar la hipótesis nula de que no existen diferencias entre los grupos. Sin embargo, el software MATLAB proporciona al final de la tabla un valor p, que es la probabilidad de que la F estadística pueda tomar un valor mayor que la F calculada, es decir, un nivel de significación para el valor F calculado. Dicho nivel de significación permite aceptar o rechazar la hipótesis nula sin necesidad de tener que comparar el valor de la F con su valor real de las tablas estadísticas de una F de Snedecor. Se debe observar que si el nivel de significación es mayor al 5%, puede aceptarse la hipótesis nula de independencia de variables.

En este caso el nivel de significación obtenido es 0, menor que 0,05, por lo que no puede aceptarse la hipótesis nula, es decir, sí hay efectos diferenciales entre los grupos y por lo tanto, dependencia de las variables.

Al realizar el análisis de varianza para la variable “rango”, se obtiene la siguiente tabla:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	726.84	14	51.9175	10.8	1.14486e-011
Error	288.5	60	4.8084		
Total	1015.35	74			

Figura 3.14. Tabla ANOVA para los valores de rango de flexión de Tibia/Fémur

El nivel de significación es en este caso mayor que 0, pero aún así sigue siendo menor que 0,05, por lo que tampoco puede aceptarse la hipótesis nula ya que se prueba que también hay diferencias significativas entre los distintos niveles.

Tras finalizar el análisis ANOVA sobre las dos variables (máximo y rango) para la flexión de tibia/fémur, se ha comprobado que en ambos se rechaza la hipótesis nula,

esto es, existe una diferencia significativa entre los distintos niveles, que son los días de ensayo.

Al igual que con la flexión de tibia/fémur, se ha realizado el mismo estudio para todos los ángulos, obteniéndose 15 valores del nivel de significancia para los máximos y 15 para los rangos.

<i>NIVEL DE SIGNIFICACIÓN</i>	<i>Ángulo</i>	<i>Variable “Máximo”</i>	<i>Variable “Rango”</i>
<i>Tibia/Fémur</i>	Flexión	0	$1,15^{-11}$
	Aducción	0	0
	Rotación	0	2^{-4}
<i>Hindfoot/Tibia</i>	Dorsiflexión	0	$1,66^{-8}$
	Inversión	0	$3,32^{-2}$
	Rotación	0	$4,71^{-5}$
<i>Forefoot/Hindfoot</i>	Dorsiflexión	0	$3,43^{-2}$
	Supinación	0	2^{-4}
	Aducción	0	2^{-4}
<i>Forefoot/Tibia</i>	Dorsiflexión	0	$2,62^{-11}$
	Supinación	0	$1,63^{-1}$
	Aducción	0	$1,36^{-6}$
<i>Hallux/Forefoot</i>	Dorsiflexión	$1,18^{-11}$	$3,33^{-16}$
	Aducción	$1,89^{-10}$	$1,54^{-14}$
	Rotación	$3,84^{-14}$	0

Tabla 3.1. Niveles de significancia obtenidos de ANOVA para cada ángulo, estudiando las variables “Máximo” y “Rango”

Como puede observarse en los resultados, el análisis de varianza realizado sobre la variable “máximo” (columna 1) proporciona un nivel de significancia menor que 0,05 en todos los casos. Los resultados del análisis sobre la variable “rango” (columna 2) muestran como todos los niveles de significancia son menores que 0,05, excepto en la fila 11, en la cual se obtiene un valor de 0.16287, mayor que 0,05. Por lo tanto, en este caso en particular, que corresponde a la supinación de forefoot/tibia, puede aceptarse la hipótesis nula aceptando por consecuencia la independencia de las variables “rango” con respecto al factor “día”.

Una vez finalizado el estudio, se evalúan los resultados obtenidos. En general, todos los niveles de significancia obtenidos han desembocado en rechazar la hipótesis nula, excepto para el caso de la supinación forefoot/tibia, en el cual dado el nivel de significancia mayor del 5%, podía aceptarse. Sin embargo, al ocurrir esto en sólo un estudio de los 30 realizados, se puede concluir en que el hecho de realizar los ensayos en diferentes días sí influye significativamente en la variabilidad de los resultados.

A continuación se muestra la gráfica con las medias realizadas por días de los ángulos de inversión hindfoot/tibia con el fin de observar el resultado del análisis de varianza.

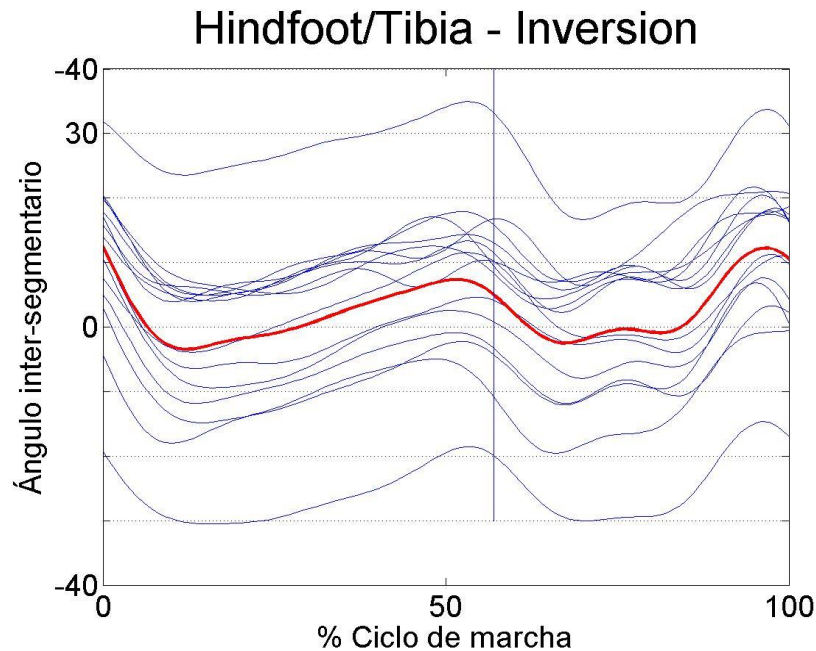


Figura 3.15. Gráfica de medias por días para la inversión hindfoot/tibia

Como la figura muestra, para cada día el experimento presenta unos valores significativamente diferentes, y no sólo presenta un offset bastante grande, sino que el rango también varía una cantidad considerable para algunos días.

Esto es un hecho que no debería ocurrir, pues al realizar un experimento científico siempre se busca dar el mismo resultado en las mediciones aunque éstas se realicen en periodos dilatados de tiempo, es decir, poseer la característica de repetibilidad de los resultados. La causa más probable para que esto no ocurra debe ser el error humano en la colocación de marcadores, pues, a pesar de haber sido acompañado por una médica durante los inicios del proyecto, no se conoce la anatomía humana como sí podría conocerla ella o cualquier otro especialista.

Por lo tanto, el análisis de varianza realizado proporciona unos resultados negativos y habría que estudiar detenidamente las causas y modos de mejora, para en un futuro proyecto conseguir unos resultados que sean independientes, en los que el único factor que pueda influir sea el azar.

Capítulo 4. Conclusiones

4.1. Conclusiones del trabajo realizado

En el presente trabajo se ha realizado un estudio sobre la marcha de un sujeto basándose en el Modelo del Pie de Oxford. Tras numerosas sesiones de medición se han podido obtener unas gráficas que definen los ángulos entre los segmentos definidos en el Modelo durante un ciclo de marcha y se han comparado con las gráficas obtenidas en el estudio de J. Stebbins. Como se ha podido observar, los estudios presentan unos resultados bastante similares, lo cual corrobora que el estudio está bien realizado, cumpliendo así el objetivo principal del trabajo

Posteriormente, se hizo una comparación entre el estudio realizado anteriormente y otro paralelo en el que se tomó una consideración sobre el hindfoot y el forefoot que varió sutilmente los resultados. Al realizar la comparación se ha podido observar que algunos de los ángulos inter-segmentarios presentaban un offset con respecto al estudio anterior, lo cual es una consecuencia de haber tomado dicha consideración. Realizar esta comparación y comprobar la aparición de tal offset suponía el segundo objetivo buscado en este trabajo.

Por último, para concluir el trabajo, se ha realizado un análisis de varianza del estudio de análisis de marcha para determinar si el hecho de realizar los ensayos en diferentes días de trabajo influía de una manera significativa en los resultados, comprobándose que dicha afirmación era cierta, y que el factor “día” influye en gran medida en los resultados finales del estudio. Sin embargo, este resultado no debería ocurrir en un experimento científico, y es uno de los temas pendientes que quedan en este trabajo. Realizar dicho análisis de varianza suponía el tercer y último objetivo de este trabajo.

4.2. Trabajos futuros

El trabajo realizado presenta simplemente un inicio en el estudio del análisis de marcha. Para poder tomar conclusiones más certeras y obtener resultados más verificados se hace necesario realizar las siguientes tareas:

- Analizar la marcha de distintos sujetos, un número suficiente como para poder obtener unas curvas normales que definan los ángulos inter-segmentarios del conjunto, disponiendo así unos resultados más fiables que los del estudio de un solo sujeto.
- Analizar otros aspectos de la cinemática e incluso la dinámica de la marcha, con el fin de obtener una información más completa y detallada del movimiento del pie durante la marcha.
- Realizar un análisis detallado sobre el hecho de que el día en el que se realice un ensayo influya sobre los resultados de dicho ensayo, con el fin de conseguir que esto no ocurra.

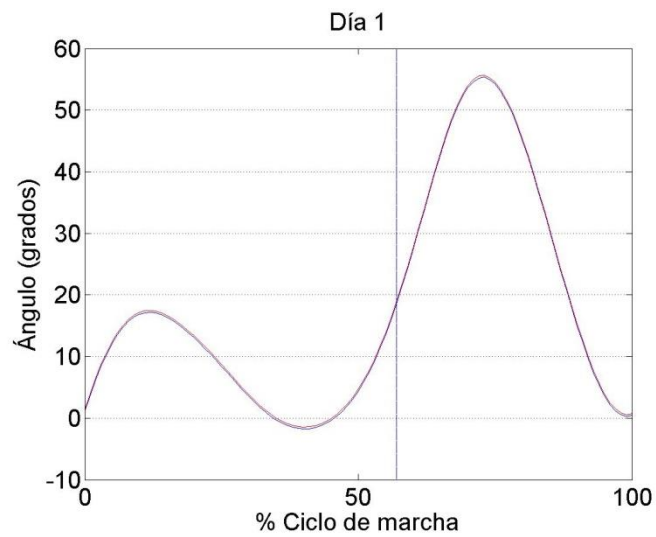
Además, a modo de ampliación del estudio, se podría realizar el estudio de la marcha para niños y adultos por separado, evaluando así las principales diferencias que presentan estos dos grupos durante la marcha. Todo ello debe realizarse con la colocación de marcadores por parte de un especialista, para evitar que los resultados presenten error por dicha causa.

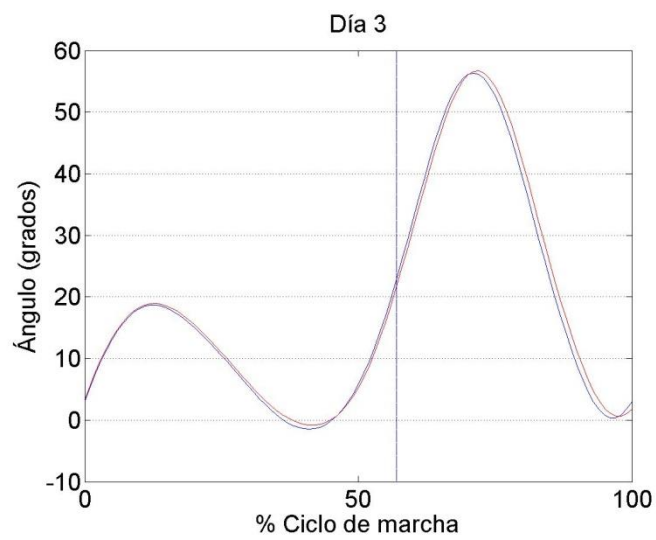
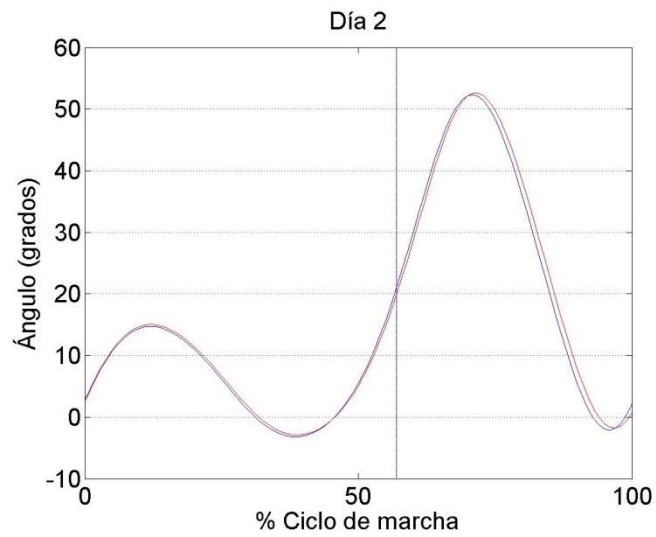
Bibliografía

1. Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J. y Theologis, T.N. "Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis", *Journal of Biomechanics* 34,1299-1307 (2001).
2. Stebbins, J., Harrington, M., Thomson, N., Zavatsky, A. y Theologis, T. "Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children", *Gait & Posture* 23, 401-410 (2006).
3. G-SE, Biomecánica, Sistemas corporales segmentarios y Modelos segmentarios para el pie y tobillo, Abril 2013.
4. Vicon Motion Systems Limited, "Oxford Foot Model 1.4 Release Notes", Junio 2012
5. www.vicon.com
6. Adler, Leonhard. "Introduction into Human Gait Analysis", 22 Julio 2010
7. Trimédica, S.L., Plataforma de fuerza OR6-7 AMTI.
8. González González, Marta. Trabajo fin de grado: "Análisis cinemático y dinámico de la marcha en niños", Escuela Técnica Superior de Ingeniería, 2014.
9. Martino, L., González, César, Cerrolaza, Miguel. "Propuesta de un modelo multisegmento del pie para el análisis de marcha", Buenos Aires, Noviembre 2010.
10. Vicéns Otero, José, Herrarte Sánchez, Ainhoa, Medina Moral, Eva. "Análisis de la varianza (ANOVA)", Enero 2005.

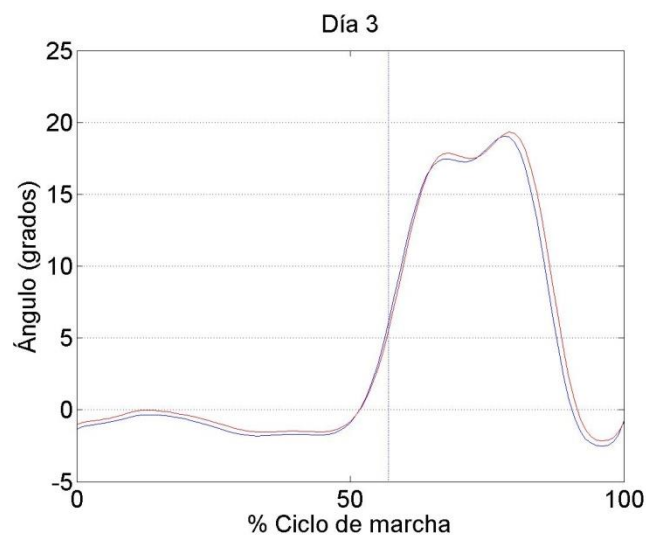
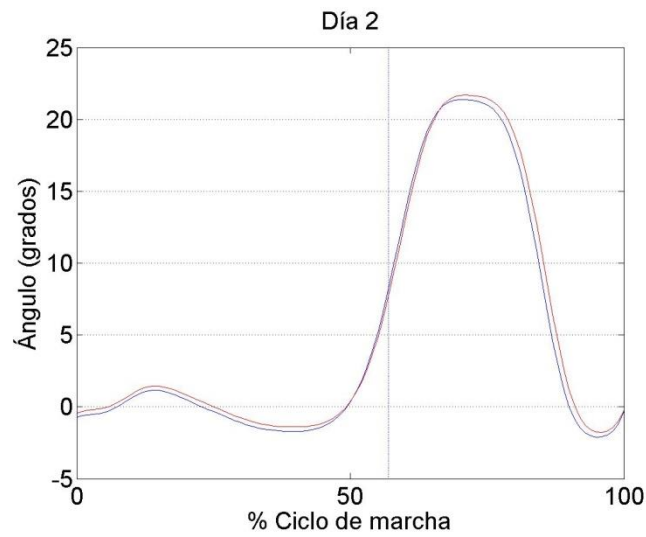
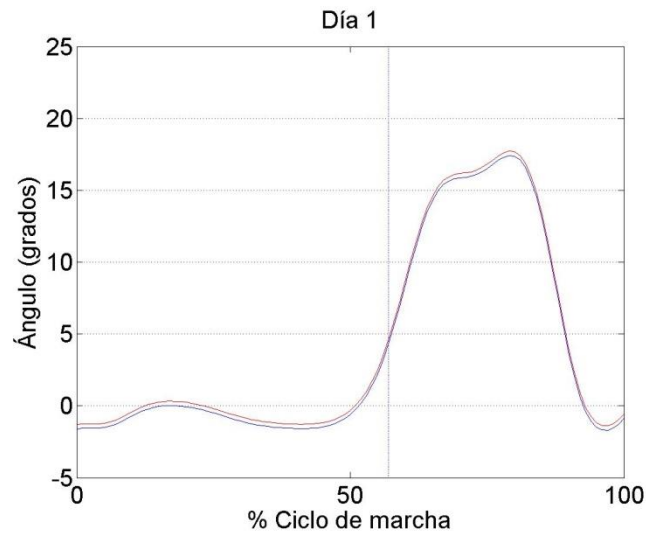
Anexo A. Gráficas comparativas

C.2.1. Tibia/Fémur Flexión

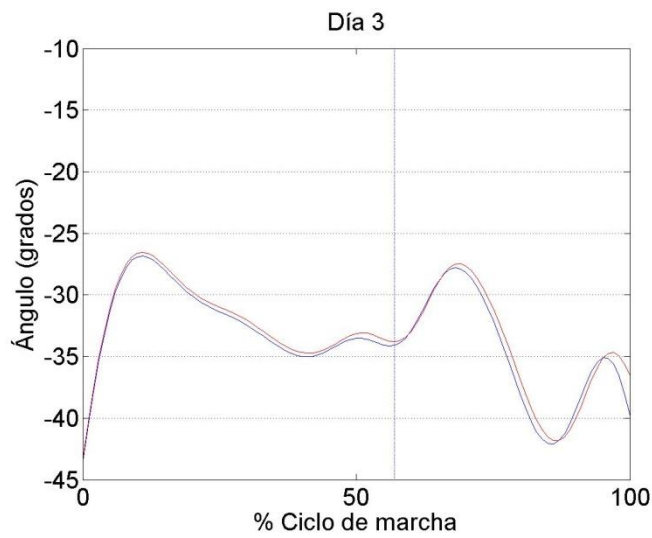
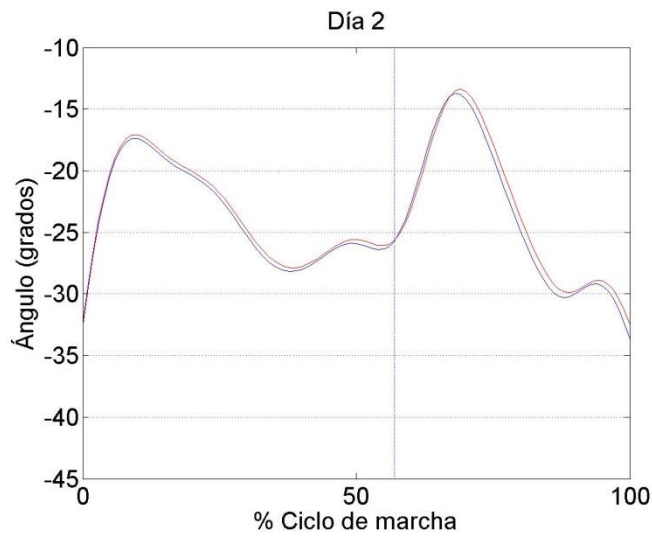
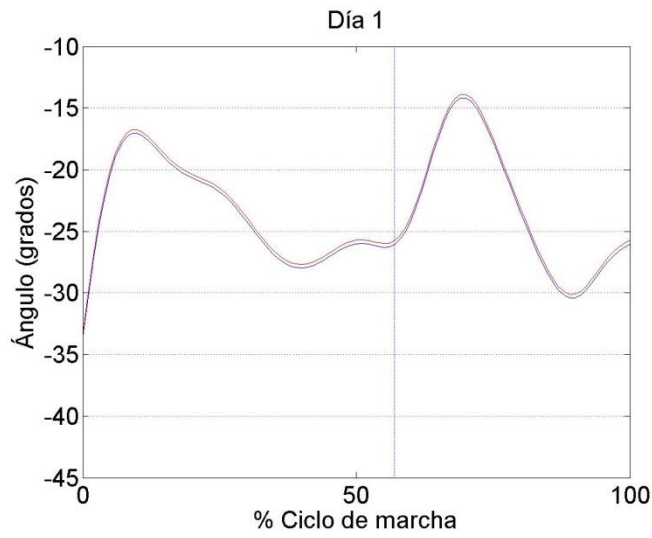




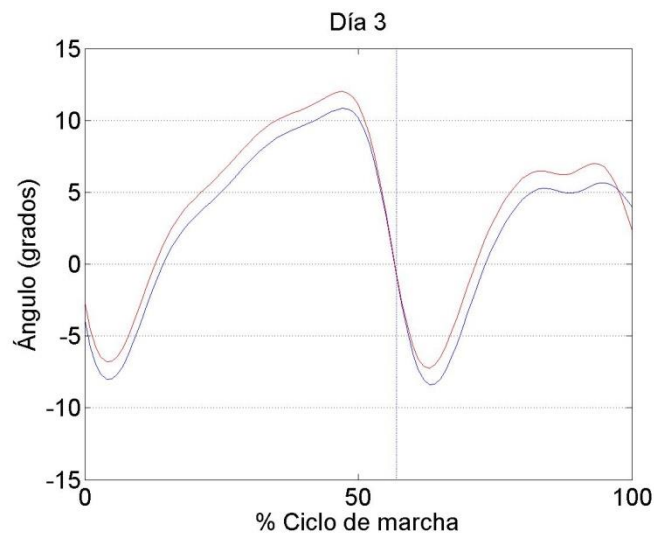
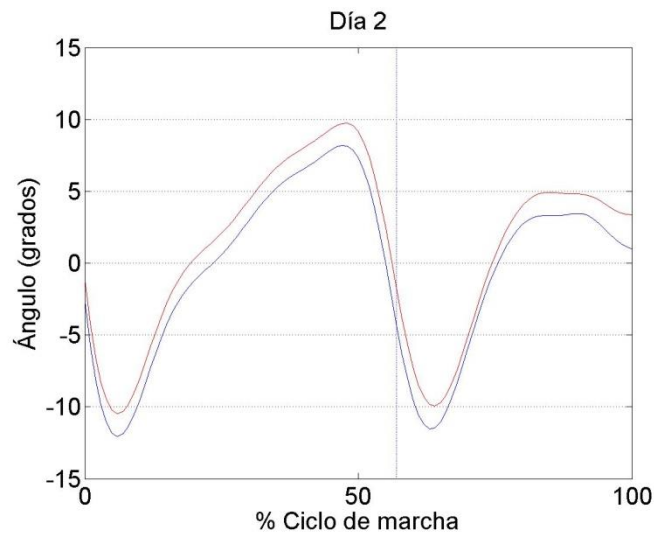
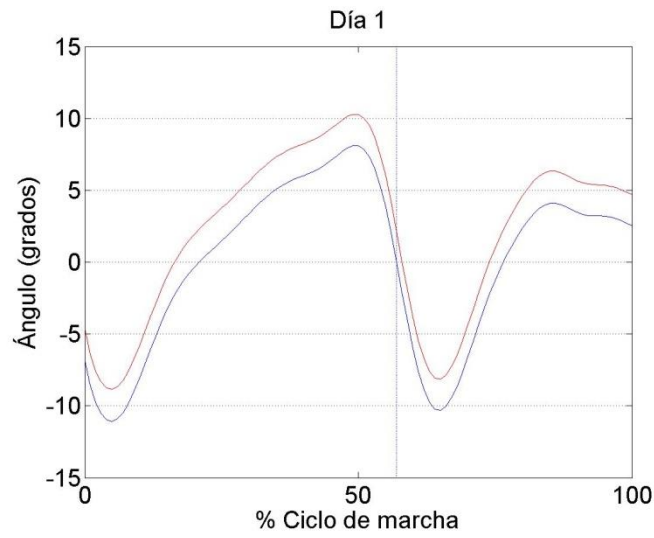
C.2.2. Tibia/Fémur Aducción



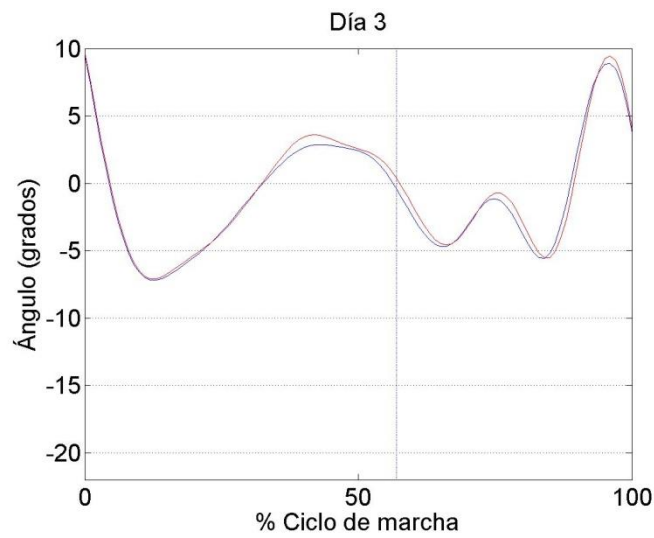
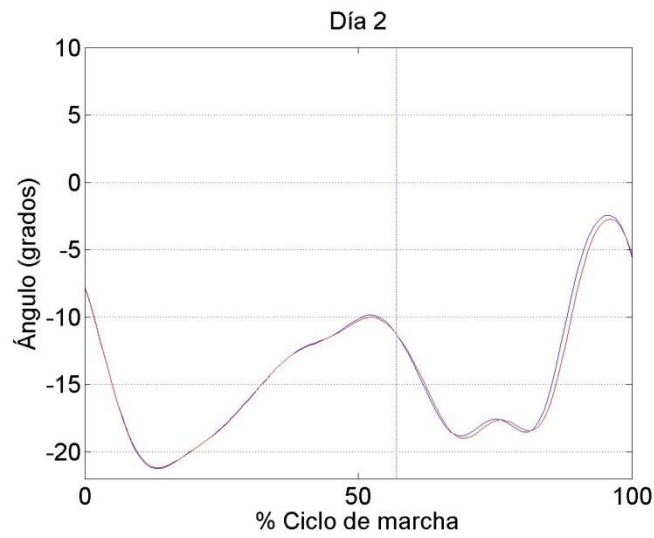
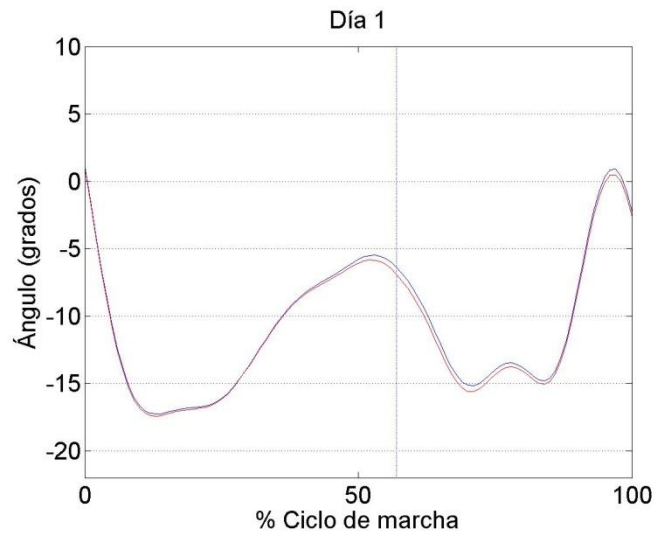
C.2.3. Tibia/Fémur Rotación



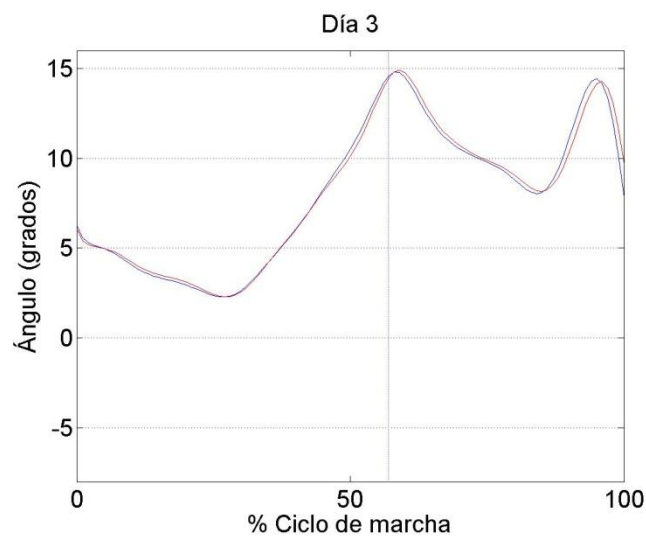
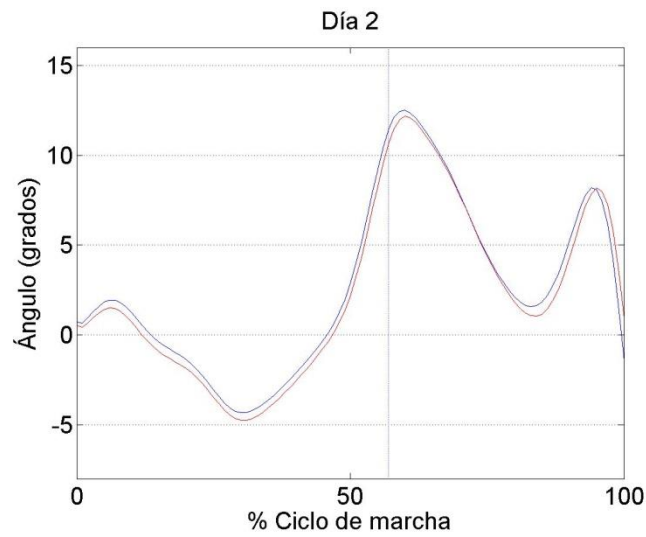
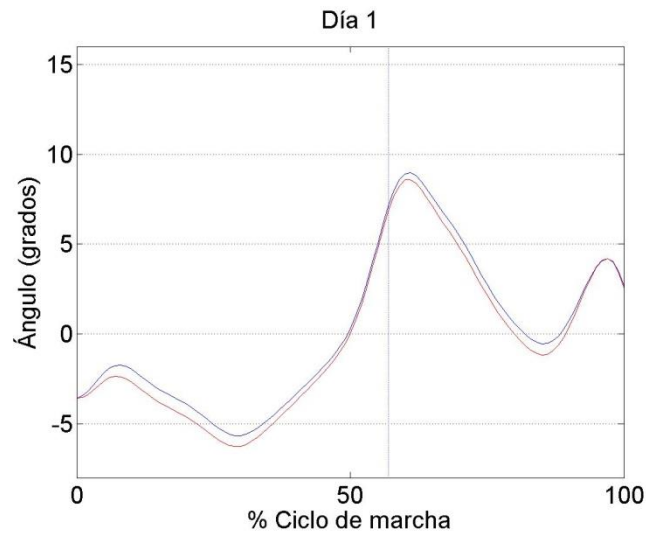
C.2.4. Hindfoot/Tibia Dorsiflexión



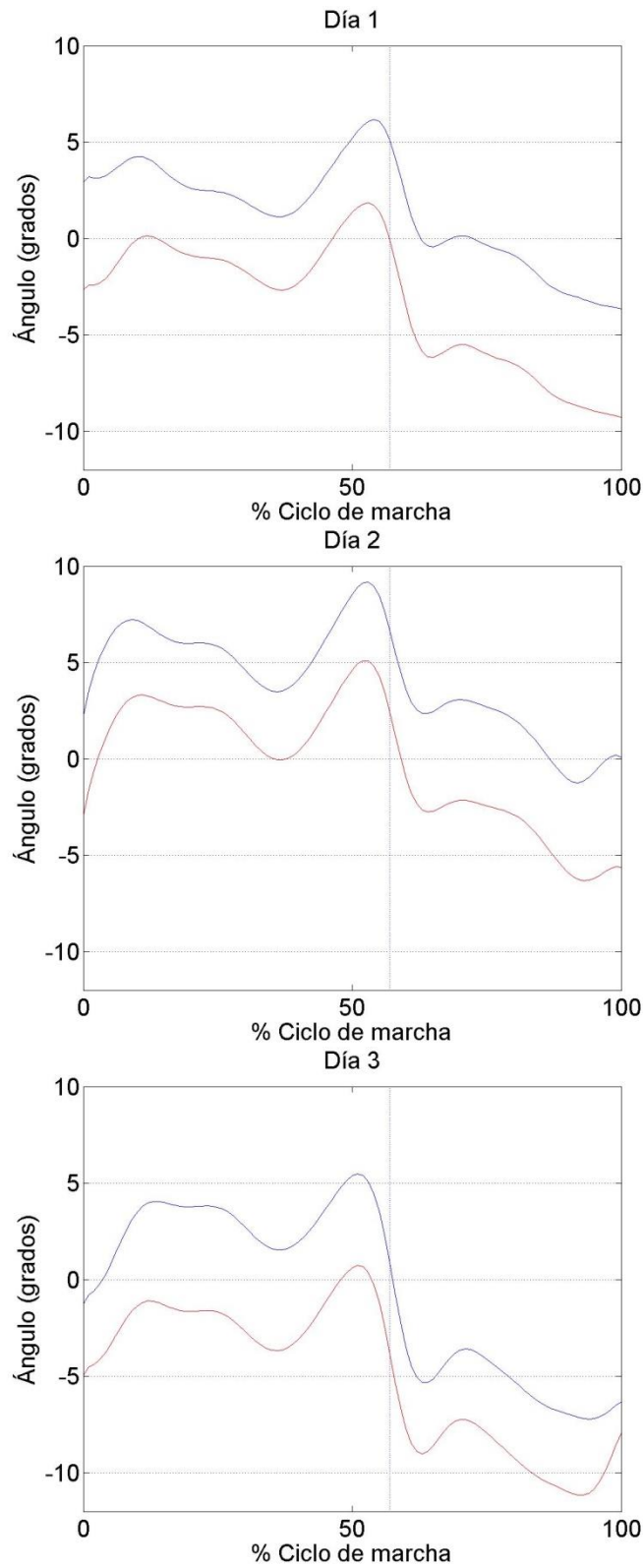
C.2.5. Hindfoot/Tibia Inversión



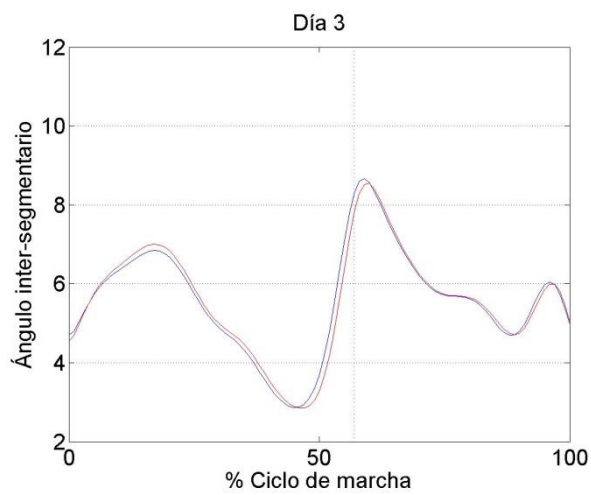
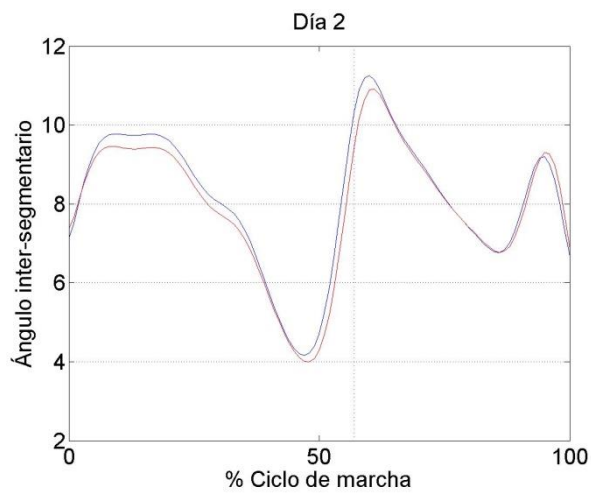
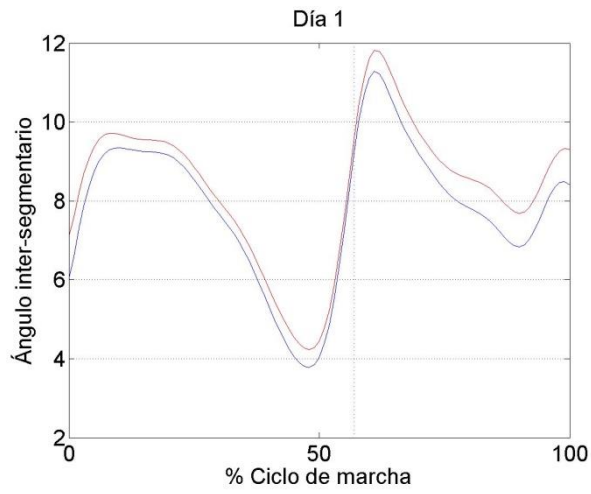
C.2.6. Hindfoot/Tibia Rotación



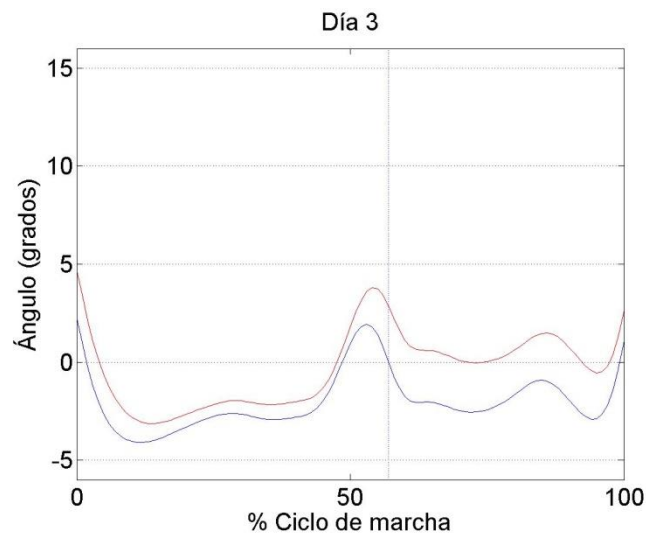
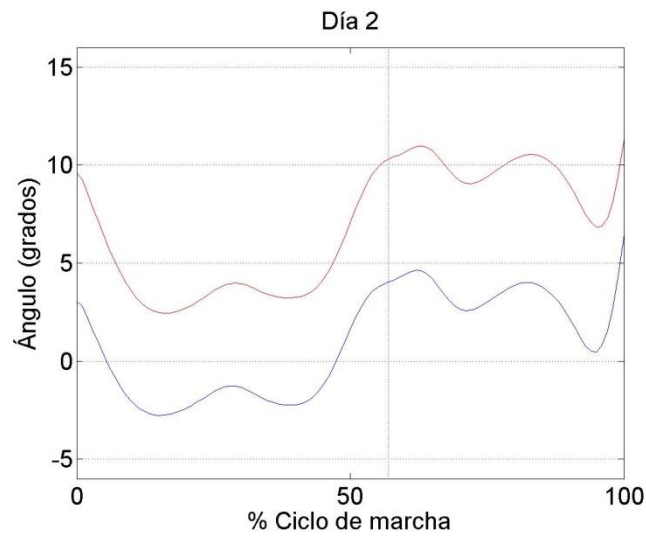
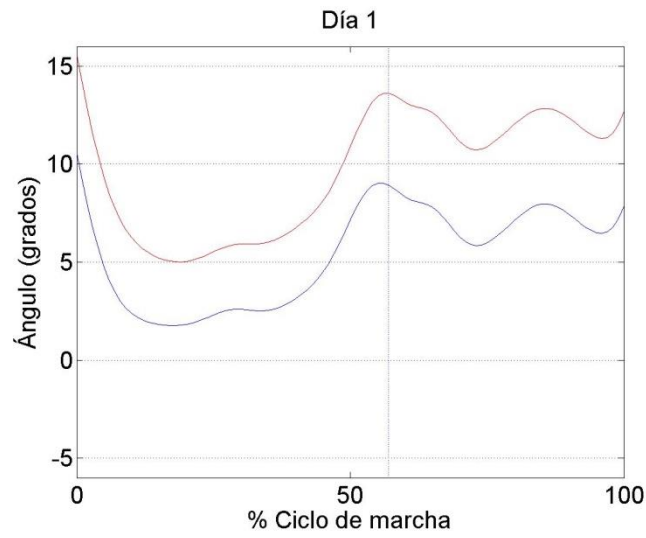
C.2.7. Forefoot/Hindfoot Dorsiflexión



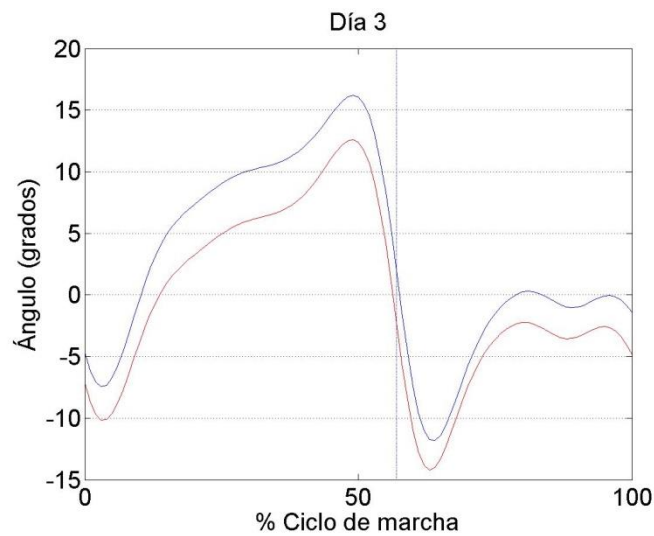
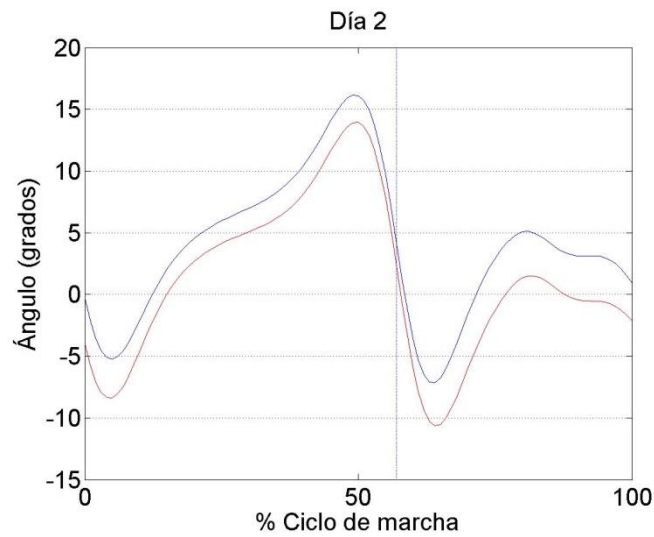
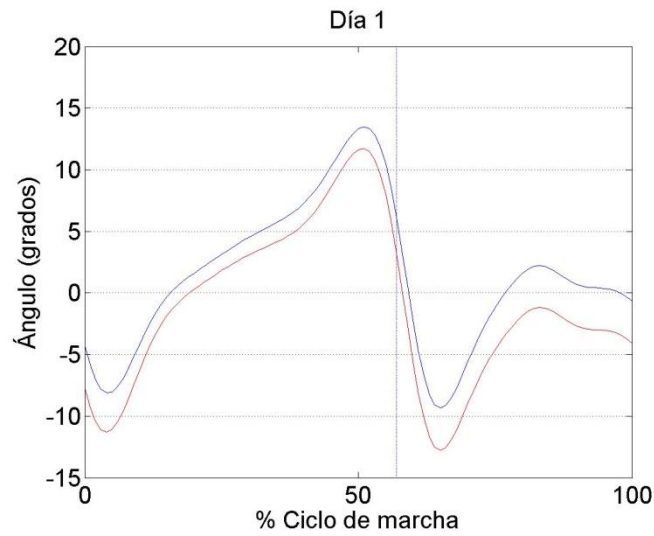
C.2.8. Forefoot/Hindfoot Supinación



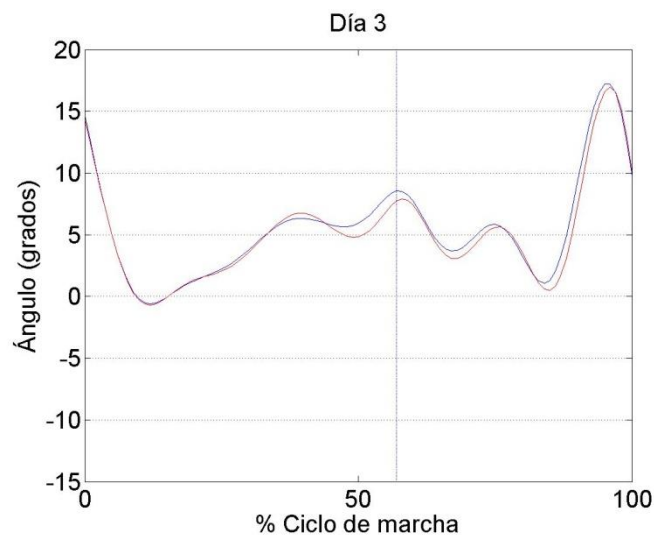
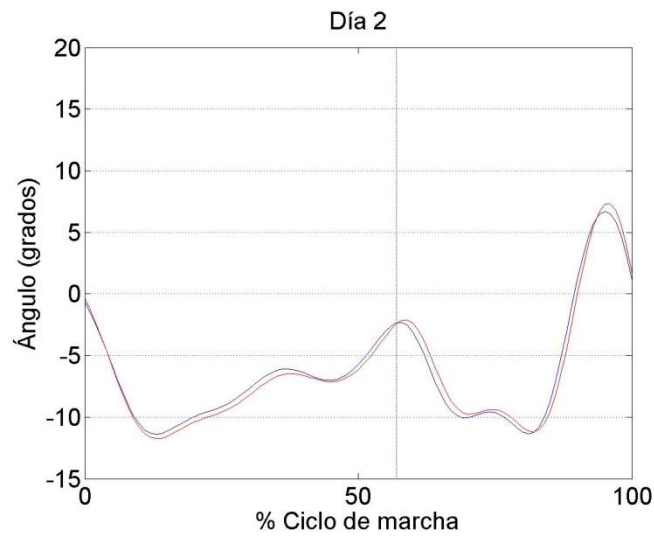
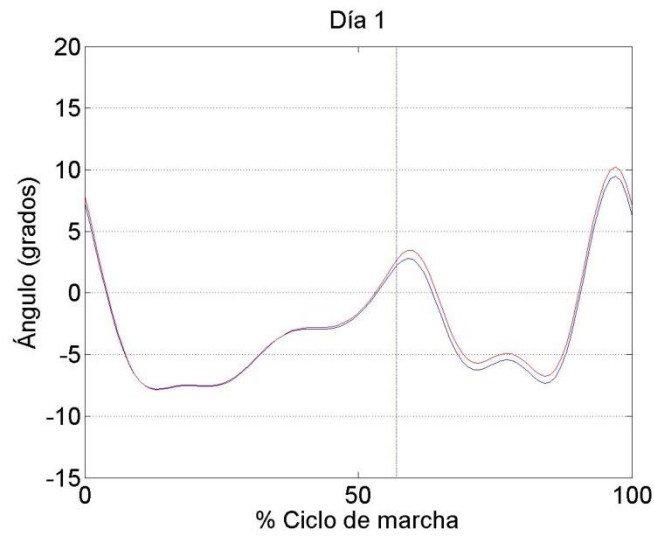
C.2.9. Forefoot/Hindfoot Aducción



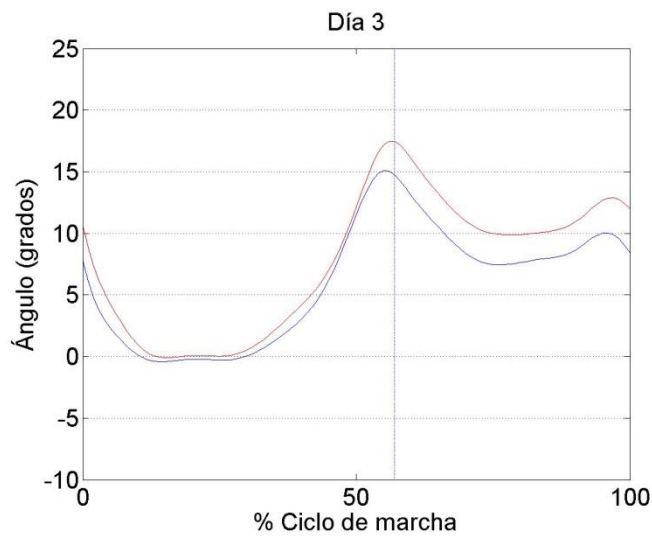
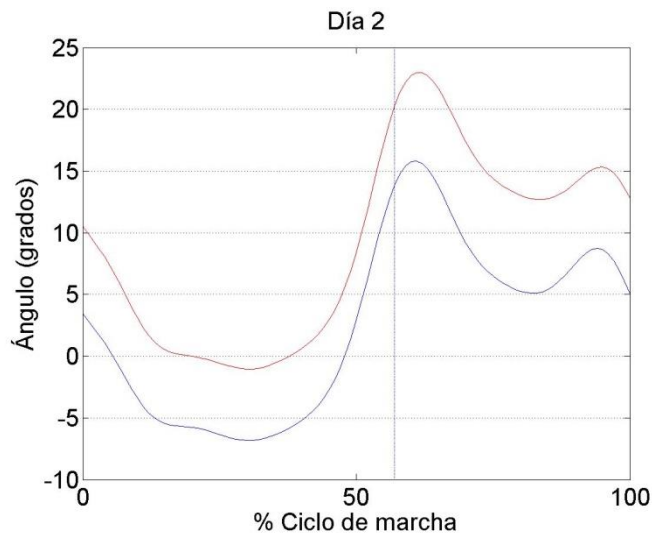
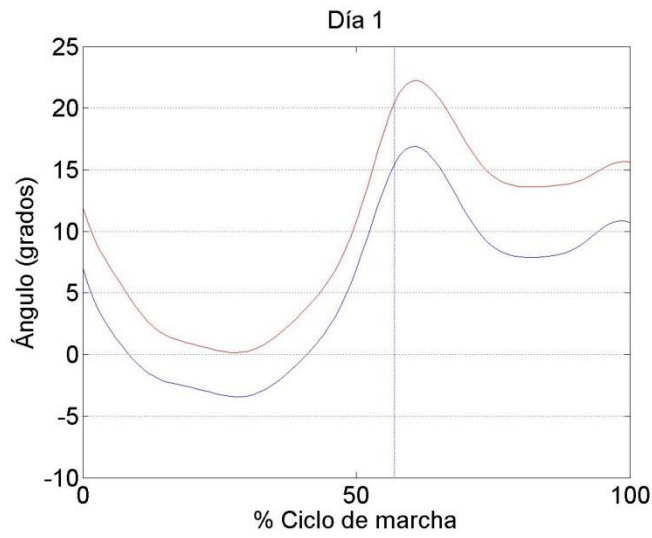
C.2.10. Forefoot/Tibia Dorsiflexión



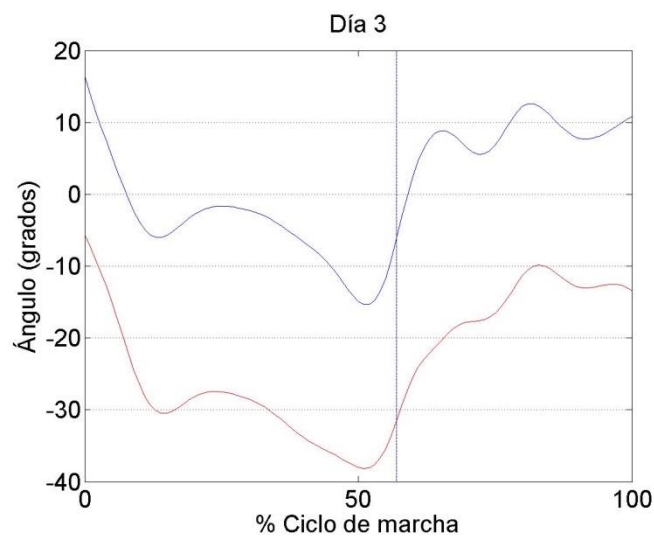
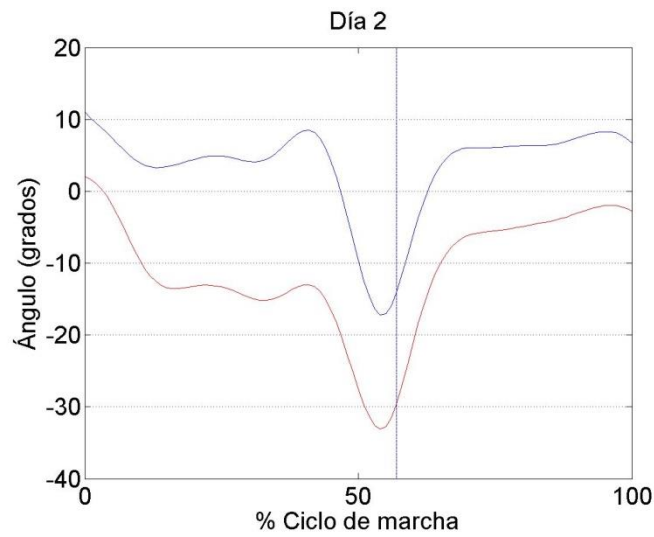
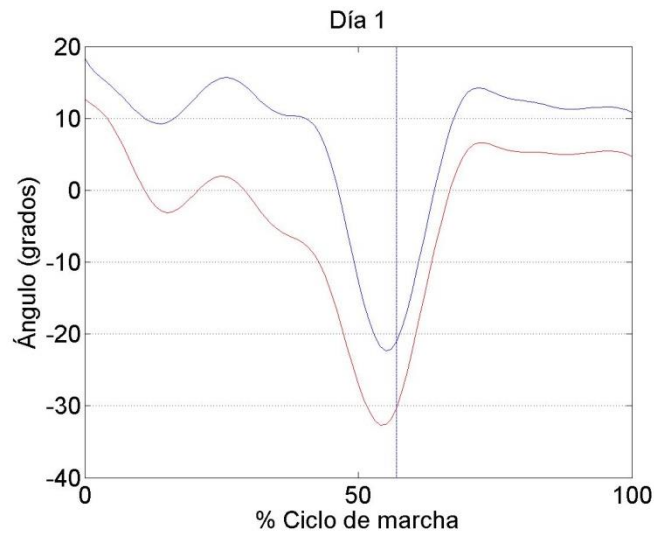
C.2.11. Forefoot/Tibia Supinación



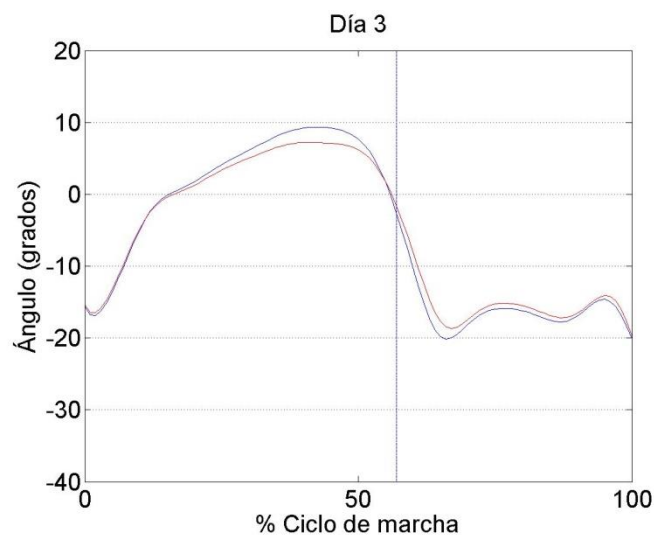
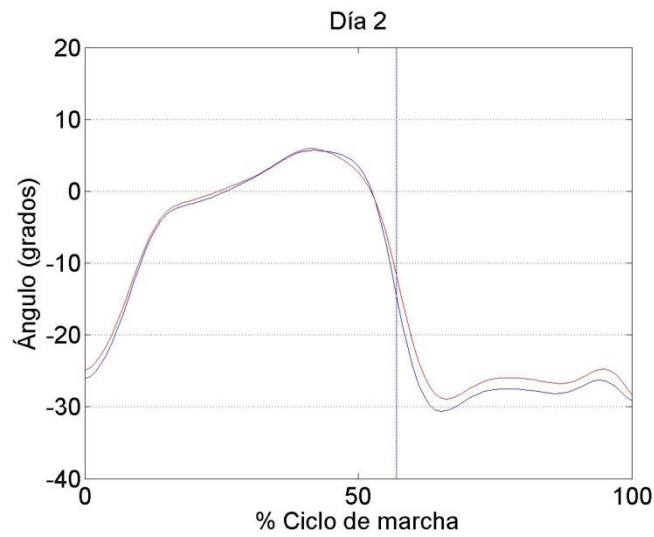
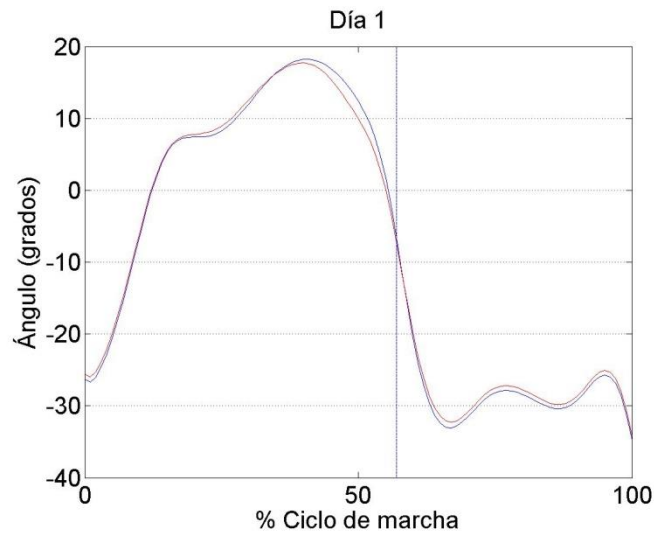
C.2.12. Forefoot/Tibia Aducción



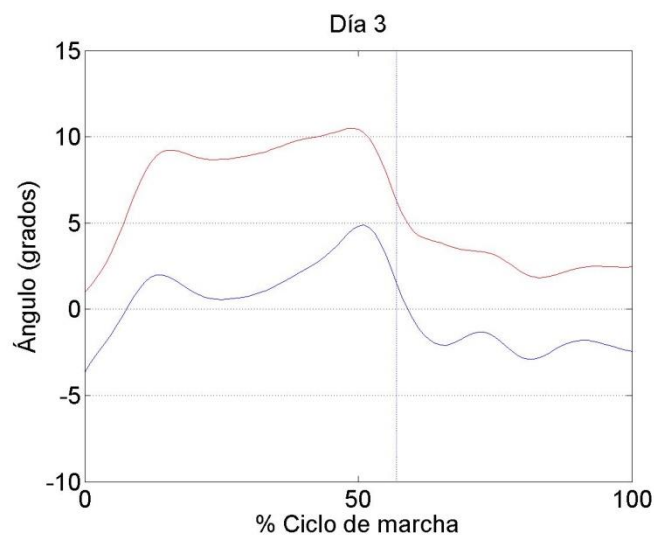
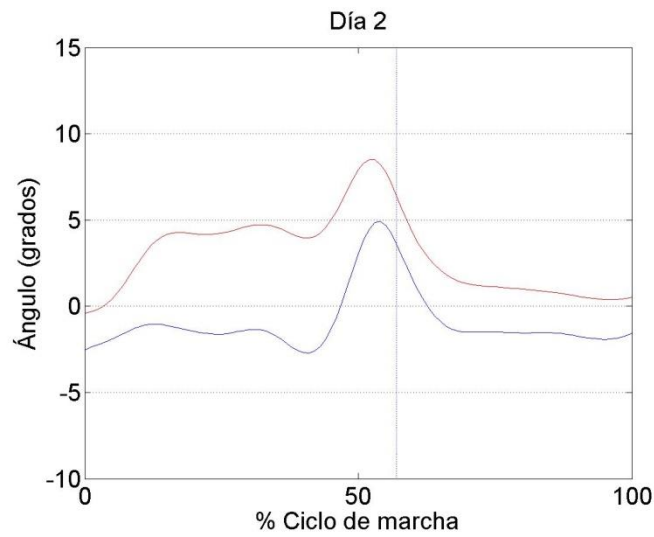
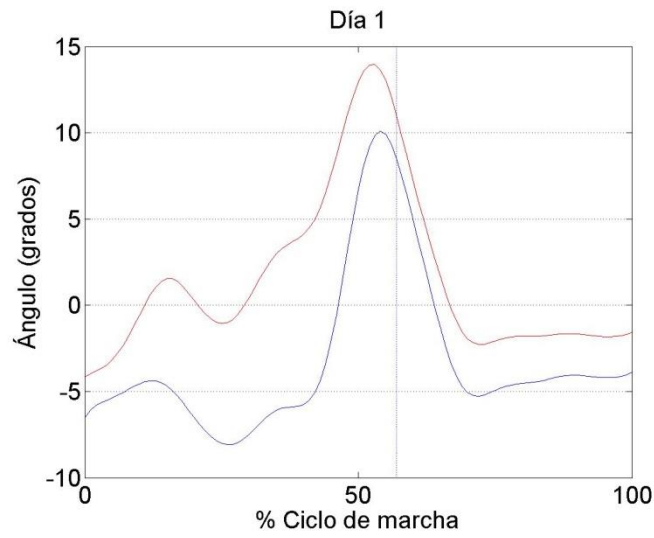
C.2.13. Hallux/Forefoot Dorsiflexión



C.2.14. Hallux/Forefoot Aducción



C.2.15. Hallux/Forefoot Rotación



Anexo B. Código MATLAB

D.1. Apartado 1

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CARGA DE DATOS %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Matriz=zeros(152,108);
Tiempo=zeros(152,108);
i=[11:18 21:28 31:38 41:48 51:57 61:68 71:78 81:88 91:98
101:107 111:118 121:125 131:136 141:145 151:156];
for j=1:length(i)
    aux=load(sprintf('Trial%d.txt',i(j)));
    aux1=[aux(:,3); zeros(152-length(aux(:,3)),1)];
    aux2=(0:length(aux(:,1))-1)*100/(length(aux(:,1))-1);
    aux3=[aux2'; zeros(152-length(aux2),1)];
    Matriz(:,j)=aux1;
    Tiempo(:,j)=aux3;
end
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MAPEO %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Matriz2=zeros(100,108);
for m=1:108
    for k=1:101
        l=k;
        while Tiempo(l,m)<k-1
            l=l+1;
        end
        if Tiempo(l,m)==k-1
            Matriz2(k,m)=Matriz(l,m);
        end
    end
end
```

```
end
    if Tiempo(l,m)>k-1
        Matriz2(k,m)=(Matriz(l-1,m)*(Tiempo(l,m)-(k-1))+Matriz(l,m)*((k-1)-Tiempo(l-1,m)))/(Tiempo(l,m)-Tiempo(l-1,m));
    end
end
end
```

%%%%%%%%%% MEDIA Y DESVIACIÓN TÍPICA %%%%%%%%%%

```
Matriz3=Matriz2';
Media=mean(Matriz3);
DesvTip=std(Matriz3);
```

%%%%%%%%%% REPRESENTACIÓN GRÁFICA %%%%%%%%%%

```
figure
t=0:100;
plot(t,Media,'r','LineWidth',2)
hold on
plot(t,Media+DesvTip)
plot(t,Media-DesvTip)
set(gca,'ygrid','on')
axis([0 100 -15 75])
titulo=title('Tibia/Femur - Flexion');
set(titulo,'FontSize',30)
set(gca,'YTickLabel',{'-10,0','','','','',''},70)
set(gca,'XTick',[0 50 100])
set(gca,'FontSize',20)
xlabel('% Ciclo de marcha')
ylabel('Ángulo inter-segmentario')
plot(57,-15:0.1:75,'b')
print(2,'-djpeg','f1')
```

D.2. Apartado 2

```
%%%%%%%%%%%%%% CARGA DE DATOS %%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%%%%%%%%%%%%%% Sin consideración previa %%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Tiempo=zeros(112,6);
Matriz1=zeros(112,6);Matriz2=Matriz1;Matriz3=Matriz1;Matriz
4=Matriz1;Matriz5=Matriz1;
Matriz6=Matriz1;Matriz7=Matriz1;Matriz8=Matriz1;Matriz9=Mat
riz1;Matriz10=Matriz1;
Matriz11=Matriz1;Matriz12=Matriz1;Matriz13=Matriz1;Matriz14
=Matriz1;Matriz15=Matriz1;
```

```
i=[104 74 142];
```

```
for j=1:length(i)
    aux=load(sprintf('Trial%d.txt',i(j)));
    auxt=(0:length(aux(:,1))-1)*100/(length(aux(:,1))-1);
    auxt2=[auxt'; zeros(112-length(auxt),1)];
    Tiempo(:,j)=auxt2;
    aux1=[aux(:,3); zeros(112-length(aux(:,3)),1)];
    aux2=[aux(:,4); zeros(112-length(aux(:,4)),1)];
    aux3=[aux(:,5); zeros(112-length(aux(:,5)),1)];
    aux4=[aux(:,6); zeros(112-length(aux(:,6)),1)];
    aux5=[aux(:,7); zeros(112-length(aux(:,7)),1)];
    aux6=[aux(:,8); zeros(112-length(aux(:,8)),1)];
    aux7=[aux(:,9); zeros(112-length(aux(:,9)),1)];
    aux8=[aux(:,10); zeros(112-length(aux(:,10)),1)];
    aux9=[aux(:,11); zeros(112-length(aux(:,11)),1)];
    aux10=[aux(:,12); zeros(112-length(aux(:,12)),1)];
    aux11=[aux(:,13); zeros(112-length(aux(:,13)),1)];
    aux12=[aux(:,14); zeros(112-length(aux(:,14)),1)];
    aux13=[aux(:,15); zeros(112-length(aux(:,15)),1)];
    aux14=[aux(:,16); zeros(112-length(aux(:,16)),1)];
    aux15=[aux(:,17); zeros(112-length(aux(:,17)),1)];
    Matriz1(:,j)=aux1;
    Matriz2(:,j)=aux2;
    Matriz3(:,j)=aux3;
    Matriz4(:,j)=aux4;
    Matriz5(:,j)=aux5;
    Matriz6(:,j)=aux6;
    Matriz7(:,j)=aux7;
    Matriz8(:,j)=aux8;
    Matriz9(:,j)=aux9;
    Matriz10(:,j)=aux10;
    Matriz11(:,j)=aux11;
    Matriz12(:,j)=aux12;
    Matriz13(:,j)=aux13;
```

Análisis durante la marcha mediante el Modelo Oxford del pie

```
    Matriz14(:,j)=aux14;
    Matriz15(:,j)=aux15;
end

%%%%%%%%%%%% Consideración paralelismo al suelo %%%%%%%%%%%%%

ib=[104 74 142];
for j=1:length(i)
    aux=load(sprintf('Trialb%d.txt',i(j)));
    aux=(0:length(aux(:,1))-1)*100/(length(aux(:,1))-1);
    aux2=[aux'; zeros(112-length(aux),1)];
    Tiempo(:,j+3)=aux2;
    aux1=[aux(:,3)+0.3; zeros(112-length(aux(:,3)),1)];
    aux2=[aux(:,4)+0.3; zeros(112-length(aux(:,4)),1)];
    aux3=[aux(:,5)+0.3; zeros(112-length(aux(:,5)),1)];
    aux4=[aux(:,6); zeros(112-length(aux(:,6)),1)];
    aux5=[aux(:,7); zeros(112-length(aux(:,7)),1)];
    aux6=[aux(:,8); zeros(112-length(aux(:,8)),1)];
    aux7=[aux(:,9); zeros(112-length(aux(:,9)),1)];
    aux8=[aux(:,10); zeros(112-length(aux(:,10)),1)];
    aux9=[aux(:,11); zeros(112-length(aux(:,11)),1)];
    aux10=[aux(:,12); zeros(112-length(aux(:,12)),1)];
    aux11=[aux(:,13); zeros(112-length(aux(:,13)),1)];
    aux12=[aux(:,14); zeros(112-length(aux(:,14)),1)];
    aux13=[aux(:,15); zeros(112-length(aux(:,15)),1)];
    aux14=[aux(:,16); zeros(112-length(aux(:,16)),1)];
    aux15=[aux(:,17); zeros(112-length(aux(:,17)),1)];
    Matriz1(:,j+3)=aux1;
    Matriz2(:,j+3)=aux2;
    Matriz3(:,j+3)=aux3;
    Matriz4(:,j+3)=aux4;
    Matriz5(:,j+3)=aux5;
    Matriz6(:,j+3)=aux6;
    Matriz7(:,j+3)=aux7;
    Matriz8(:,j+3)=aux8;
    Matriz9(:,j+3)=aux9;
    Matriz10(:,j+3)=aux10;
    Matriz11(:,j+3)=aux11;
    Matriz12(:,j+3)=aux12;
    Matriz13(:,j+3)=aux13;
    Matriz14(:,j+3)=aux14;
    Matriz15(:,j+3)=aux15;
end
```

Análisis durante la marcha mediante el Modelo Oxford del pie

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MAPEO %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MATRIZ 1 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
MatrizB1=zeros(100,6);
for m=1:6
    for k=1:101
        l=k;
        while Tiempo(l,m)<k-1
            l=l+1;
        end
        if Tiempo(l,m)==k-1
            MatrizB1(k,m)=Matriz1(l,m);
        end
        if Tiempo(l,m)>k-1
            MatrizB1(k,m)=(Matriz1(l-1,m)*(Tiempo(l,m)-(k-1))+Matriz1(l,m)*((k-1)-Tiempo(l-1,m)))/(Tiempo(l,m)-Tiempo(l-1,m));
        end
    end
end
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MATRIZ 2 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
MatrizB2=zeros(100,6);
for m=1:6
    for k=1:101
        l=k;
        while Tiempo(l,m)<k-1
            l=l+1;
        end
        if Tiempo(l,m)==k-1
            MatrizB2(k,m)=Matriz2(l,m);
        end
        if Tiempo(l,m)>k-1
            MatrizB2(k,m)=(Matriz2(l-1,m)*(Tiempo(l,m)-(k-1))+Matriz2(l,m)*((k-1)-Tiempo(l-1,m)))/(Tiempo(l,m)-Tiempo(l-1,m));
        end
    end
end
```

```
.
.
.
.
.
```

```
%%%%%%%%%%%%%% REPRESENTACIÓN GRÁFICA %%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%
```

```
t=0:100;
```

```
%%%%%%%%%%%%%% T/F - Flexion %%%%%%%%%%%%%%%
```

```
figure  
plot(t,MatrizB1(:,1),t,MatrizB1(:,4),'r')  
hold on  
set(gca,'ygrid','on')  
axis([0 100 -10 60])  
titulo=title('Día 1');  
set(titulo,'FontSize',20)  
set(gca,'XTick',[0 50 100])  
set(gca,'FontSize',20)  
xlabel('% Ciclo de marcha')  
ylabel('Ángulo inter-segmentario')  
plot(57,-10:0.1:60,'b')  
print (1,'-djpeg','f1')
```

```
figure  
plot(t,MatrizB1(:,2),t,MatrizB1(:,5),'r')  
hold on  
set(gca,'ygrid','on')  
axis([0 100 -10 60])  
titulo=title('Día 2');  
set(titulo,'FontSize',20)  
set(gca,'XTick',[0 50 100])  
set(gca,'FontSize',20)  
xlabel('% Ciclo de marcha')  
ylabel('Ángulo inter-segmentario')  
plot(57,-10:0.1:60,'b')  
print (2,'-djpeg','f2')
```

```
figure  
plot(t,MatrizB1(:,3),t,MatrizB1(:,6),'r')  
hold on  
set(gca,'ygrid','on')  
axis([0 100 -10 60])  
titulo=title('Día 3');  
set(titulo,'FontSize',20)  
set(gca,'XTick',[0 50 100])  
set(gca,'FontSize',20)  
xlabel('% Ciclo de marcha')  
ylabel('Ángulo inter-segmentario')  
plot(57,-10:0.1:60,'b')  
print (3,'-djpeg','f3')
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% T/F - Adduction %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
figure
plot(t,MatrizB2(:,1),t,MatrizB2(:,4),'r')
hold on
set(gca,'ygrid','on')
axis([0 100 -5 25])
titulo=title('Día 1');
set(titulo,'FontSize',20)
set(gca,'XTick',[0 50 100])
set(gca,'FontSize',20)
xlabel('% Ciclo de marcha')
ylabel('Ángulo inter-segmentario')
plot(57,-5:0.1:25,'b')
print (4,'-djpeg','f4')
```

```
figure
plot(t,MatrizB2(:,2),t,MatrizB2(:,5),'r')
hold on
set(gca,'ygrid','on')
axis([0 100 -5 25])
titulo=title('Día 2');
set(titulo,'FontSize',20)
set(gca,'XTick',[0 50 100])
set(gca,'FontSize',20)
xlabel('% Ciclo de marcha')
ylabel('Ángulo inter-segmentario')
plot(57,-5:0.1:25,'b')
print (5,'-djpeg','f5')
```

```
figure
plot(t,MatrizB2(:,3),t,MatrizB2(:,6),'r')
hold on
set(gca,'ygrid','on')
axis([0 100 -5 25])
titulo=title('Día 3');
set(titulo,'FontSize',20)
set(gca,'XTick',[0 50 100])
set(gca,'FontSize',20)
xlabel('% Ciclo de marcha')
ylabel('Ángulo inter-segmentario')
plot(57,-5:0.1:25,'b')
print (6,'-djpeg','f6')
```

```
.
.
.
.
```

D.3. Apartado 3

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ANOVA %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for k=3:17
    for i=1:15
        for j=1:5
            aux1=load(sprintf('Trial%d.txt',i*10+j));
            aux2=max(aux1(:,k));
            aux3=min(aux1(:,k));
            aux4(j,i)=aux2;
            aux5(j,i)=aux2-aux3;
        end
    end
    p1=anova1(aux4);
    Resultados(k-2,1)=p1;
    p2=anova1(aux5);
    Resultados(k-2,2)=p2;
end
```