

Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías
Industriales

MODELO MULTICUERPO PARA LA SIMULACIÓN CINEMÁTICA EN EL CICLISMO

Autor: José Prieto Muñiz

Tutor: Juana María Mayo Núñez, Joaquín Ojeda Granja

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías Industriales

MODELO MULTICUERPO PARA LA SIMULACIÓN CINEMÁTICA EN EL CICLISMO

Autor:

José Prieto Muñiz

Tutores:

Juana María Mayo Núñez

Catedrática de Universidad

Joaquín Ojeda Granja

Profesor Titular de Universidad

Dpto. de Ingeniería Mecánica y
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Trabajo Fin de Grado: MODELO MULTICUERPO PARA LA SIMULACIÓN CINEMÁTICA EN EL
CICLISMO

Autor: José Prieto Muñiz

Tutor: Juana María Mayo Núñez, 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, 2021

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis amigos

A mis maestros

Agradecimientos

A mi familia, que me ha estado aguantando todo el proceso y dándome ánimos para no rendirme. A mis amigos, que han estado cerca para escuchar mis penas y hacerme reír. A mis maestros, a unos cuantos de ellos por formarme y hacerme madurar incluso sin ser yo consciente de ello, y a unos pocos por inspirarme verdaderamente.

Los resultados de experimentos de ciclismo realizados con distintos participantes de prueba muestran diferencias en los movimientos fuera del plano sagital entre unos participantes y otros. Se ha planteado como hipótesis que esas diferencias se deben a los movimientos de la pelvis de cada participante (también diferentes). El objetivo de este estudio es comprobar dicha hipótesis, además de proporcionar un modelo como herramienta para futuras investigaciones.

Para ello se ha creado un modelo multicuerpo cinemático en el programa de simulación MSC Adams. A dicho modelo se le han aplicado los movimientos reales medidos experimentalmente en las caderas y en la pelvis para estudiar los movimientos del resto de articulaciones. Los movimientos introducidos en la pelvis son los experimentales (para los giros) y movimientos artificiales diseñados por el autor.

Abstract

Experimental results on lower limbs motion during cycling made with several test subjects show differences on the motions occurring out of the sagittal plane between said subjects. It has been hypothesized those differences come from the differences between pelvis motions of each subject (also mismatched). The main goal of this study is to test that hypothesis, providing a simulation model as a tool as well, for possible future investigations on the matter.

To that end, a kinematic multibody model has been made on the computer program MSC Adams. Real motion (experimentally captured) has been introduced as inputs to the mechanism on the hips and pelvis in order to analyze the rest of the angles of the lower limbs (knee and ankle). Motion introduced on the pelvis corresponds to the real angles measured experimentally and artificial displacements made up by the author.

-translation made by the author-

Índice

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xiv
Índice de Tablas	xvi
Índice de Figuras	xvii
1 Introducción	1
2 Metodología	7
2.1 <i>Obtención de los datos de entrada para el modelo</i>	7
2.2 <i>Variables del estudio</i>	10
2.2.1 Variaciones en la pelvis	10
2.2.2 Variaciones en el sillín	11
2.3 <i>Simulación</i>	12
2.4 <i>Extracción de datos</i>	12
2.4.1 Creación de medidas	12
2.4.2 Exportación de las medidas	13
2.5 <i>Tratamiento de datos</i>	13
3 Modelo empleado	15
3.1 <i>Sólidos</i>	15
3.1.1 Consideraciones	17
3.2 <i>Restricciones</i>	19
3.2.1 Pares cinemáticos	19
3.2.2 Movimientos impuestos	19
3.3 <i>Recuento de grados de libertad</i>	20
3.3.1 Inputs y outputs	20
3.3.2 Inputs	20
3.4 <i>Marcadores</i>	22
3.4.1 Marcadores de sólido	22
3.4.2 Marcadores de par cinemático	22
3.4.3 Marcadores de movimiento	23
3.4.4 Marcadores de medida	23
3.4.5 El caso de los pies	23
3.5 <i>Construcción</i>	23
3.6 <i>Participante A</i>	25
4 Resultados	27
4.1 <i>Resultados de las simulaciones del participante B</i>	27
4.1.1 Simulaciones con variaciones en los movimientos de la pelvis	29
4.1.2 Simulaciones con variaciones en la “altura del sillín”	34
4.2 <i>Resultados de las simulaciones del participante A</i>	37
4.2.1 Simulación 1	40

4.2.2	Simulación 2	41
4.2.3	Interpretación de resultados	41
5	Discusión	42
5.1	<i>Efecto de los movimientos de la pelvis sobre las articulaciones</i>	42
5.2	<i>Efecto de la altura del sillín</i>	42
5.3	<i>Modelo como herramienta de trabajo</i>	42
5.4	<i>Conclusiones</i>	43
5.5	<i>Trabajos futuros</i>	43
	Referencias	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1. Movimientos aplicados al modelo en cada simulación.	11
Tabla 2-2. Variación en la altura global de la pelvis en cada simulación.	12
Tabla 3-1. Sólidos del modelo.	15
Tabla 3-2. Dimensiones de los sólidos.	16
Tabla 3-3. Ubicación del centro de cada sólido.	18
Tabla 3-4. Coordenadas de ciertos puntos de interés.	18
Tabla 3-5. Grados de libertad del modelo.	20
Tabla 3-6. Movimientos impuestos sobre el modelo.	20
Tabla 3-7. Funciones de movimiento aplicadas a la pelvis (participante B).	21
Tabla 3-8. Movimientos aplicados en las simulaciones del participante A.	25
Tabla 3-9. Funciones de movimientos aplicadas a la pelvis (participante A).	25
Tabla 4-1. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 1).	29
Tabla 4-2. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 2).	30
Tabla 4-3. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 3).	31
Tabla 4-4. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 4).	32
Tabla 4-5. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 5).	33
Tabla 4-6. Movimientos aplicados a la pelvis en simulaciones 6, 7 y 8.	34
Tabla 4-7. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 6).	35
Tabla 4-8. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 7).	35
Tabla 4-9. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 8).	36
Tabla 4-10. Inputs pelvis simulación 1 (participante A).	40
Tabla 4-11. Inputs pelvis simulación 2 (participante A).	41

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Participante A.	2
Figura 1-2. Participante B.	2
Figura 1-3. Participante C.	2
Figura 1-4. Participante D.	3
Figura 1-5. Participante A.	3
Figura 1-6. Participante B.	4
Figura 1-7. Participante C.	4
Figura 1-8. Participante D.	5
Figura 2-1. Participante con marcadores reflectantes.	7
Figura 2-2. Participante con marcadores reflectantes (2).	8
Figura 2-3. Set up.	8
Figura 2-4. Origen de coordenadas global del experimento (X rojo, Y verde, Z azul).	8
Figura 2-5. Una de las cámaras.	9
Figura 2-6. Ubicación del centro de uno de los sólidos (tibia o fémur).	10
Figura 2-7. Orientación del marcador de medida (izq.) y del de movimiento (der.) de un sólido.	13
Figura 3-1. Modelo.	16
Figura 3-2. Puntos de interés.	17
Figura 3-3. Zapato con calas.	19
Figura 3-4. Desplazamientos de la pelvis del participante B.	21
Figura 3-5. Desplazamientos impuestos al modelo.	22
Figura 3-6. Marcadores de medidas en los pies.	23
Figura 3-7. Modelo “desmontado”. Sólidos indicados por sus números.	24
Figura 3-8. Puntos de interés en el modelo “desmontado”.	24
Figura 3-9. Desplazamiento de la pelvis del participante A.	26
Figura 3-10. Desplazamientos impuestos al modelo.	26
Figura 4-1. Figura de referencia.	27
Figura 4-2. Giros de la pelvis (Coord. Globales. Giros comunes a todas las simulaciones).	28
Figura 4-3. Giros cadera derecha (Comunes a todas las simulaciones).	28
Figura 4-4. Giros cadera izquierda (Comunes a todas las simulaciones).	29
Figura 4-5. Giros en Z (global) de cada tibia.	29
Figura 4-6. Resultados simulación 1.	30
Figura 4-7. Inputs pelvis simulación 2.	30
Figura 4-8. Resultados simulación 2.	31
Figura 4-9. Inputs pelvis simulación 3.	31

Figura 4-10. Resultados simulación 3.	32
Figura 4-11. Inputs pelvis simulación 4.	32
Figura 4-12. Resultados simulación 4.	33
Figura 4-13. Inputs pelvis simulación 5.	33
Figura 4-14. Resultados simulación 5.	34
Figura 4-15. Inputs en las simulaciones 6, 7 y 8.	34
Figura 4-16. Resultados simulación 6.	35
Figura 4-17. Resultados simulación 7.	36
Figura 4-18. Resultados simulación 8.	37
Figura 4-19. Figura de referencia para el participante A.	38
Figura 4-20. Giros de la pelvis (Coord. Globales. Giros comunes a ambas simulaciones).	38
Figura 4-21. Giros cadera derecha (Comunes a ambas simulaciones).	39
Figura 4-22. Giros cadera izquierda (Comunes a ambas simulaciones).	39
Figura 4-23. Giros en Z (global) de cada tibia.	40
Figura 4-24. Resultados simulación 1 (participante A).	40
Figura 4-25. Inputs de la simulación 2 (participante A).	41
Figura 4-26. Resultados simulación 2 (participante A).	41

1 INTRODUCCIÓN

Comenzar bien no es poco, pero tampoco es mucho.

- Sócrates -

La cinemática del ciclismo es un tema cada vez más estudiado. Hay mucho interés en la optimización del esfuerzo y del rendimiento de ciclistas de alto nivel [1], así como en la optimización de la posición del cuerpo del ciclista y los elementos de la bicicleta [2, 3].

También resulta de interés para la prevención de lesiones y, ya no solo para ciclistas de alto nivel, el análisis cinemático (pero sobre todo dinámico) resulta de utilidad para la rehabilitación [4]. En todos ellos resulta de vital importancia la medición de la cinemática (posición de diferentes sólidos, orientación, etc).

Para dicha medición se suelen usar marcadores reflectantes con cámaras [1, 2, 5, 6, 7, 8, 9] o con algún otro elemento de captación [4, 10], aunque Sébastien Cordillet et al proponen un método con IMUs (Inertial Measurement Units) [11] y John Cockcroft un filtro para el seguimiento de los ángulos de cadera con sensores inerciales [12].

Es en este contexto en el que surge el trabajo fin de máster de Jheisson David Londoño Alzate, “Validación de un Protocolo de Medidas para Obtener la Cinemática 3D de un Ciclista” [8]. En este trabajo se realizan captaciones estáticas y dinámicas de un participante en postura “Static” y pedaleando, respectivamente. Al participante previamente se le han colocado marcadores reflectantes en el cuerpo. Tanto la colocación de los marcadores como la captación se han realizado de acuerdo al protocolo propuesto por Ojeda et al [13].

Siguiendo dicho protocolo aplicado sobre varios participantes de prueba, de algunos de ellos se obtuvieron los resultados mostrados a continuación. En las figuras se aprecian diferencias (tanto de valor como de tendencia) los ángulos no contenidos en el plano sagital. Véase, en Figura 1-1, Figura 1-2, Figura 1-3 y Figura 1-4, cómo las gráficas correspondientes a aducción, inversión de tobillo y rotación interna (AD, INV y INT, respectivamente) difieren entre figuras. En las figuras se representa en azul la pierna derecha y en negro la izquierda.

Por ejemplo, se aprecia cómo la rotación interna de rodilla tiene una tendencia distinta para el participante B que para los otros tres. También se observa la inversión de tobillo tiene una tendencia diferente para cada participante, siendo en el participante A más negativa la izquierda y en el participante C más la derecha.

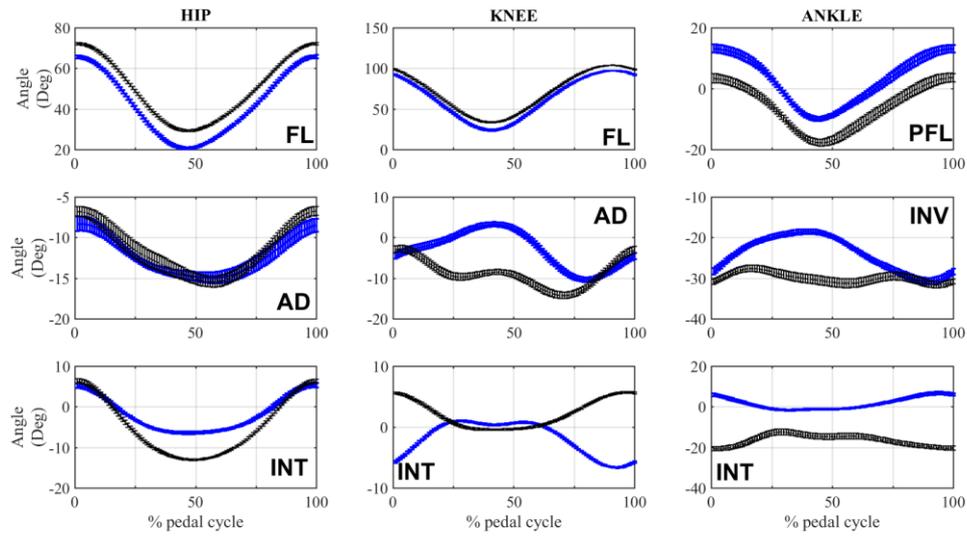


Figura 1-1. Participante A.

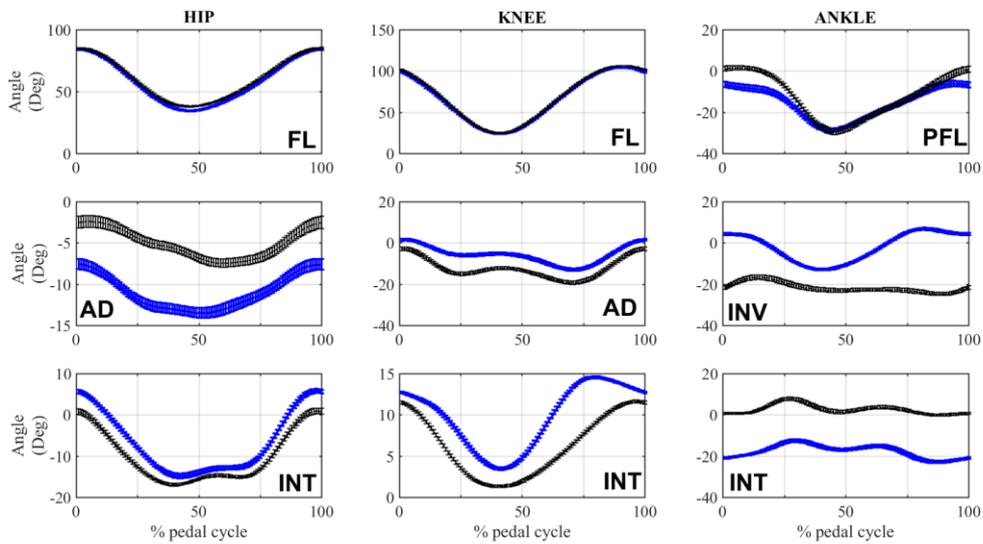


Figura 1-2. Participante B.

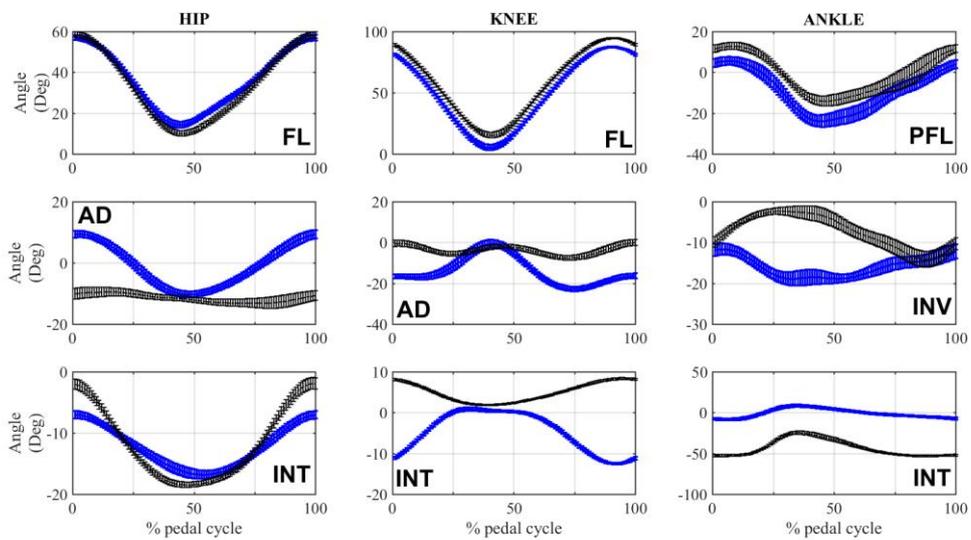


Figura 1-3. Participante C.

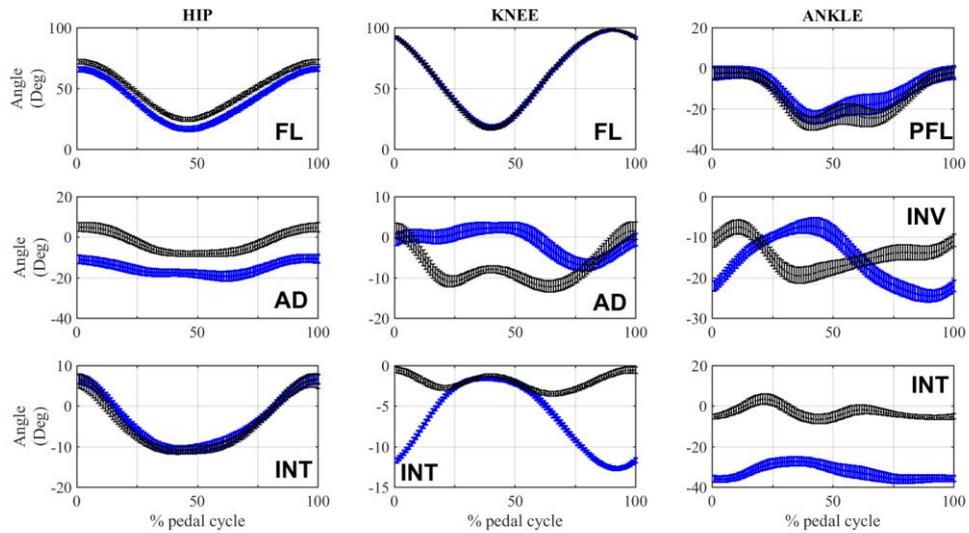


Figura 1-4. Participante D.

En las gráficas anteriores se muestran las medias y desviaciones típicas de los ángulos de cada articulación para ambas piernas. Como ya se mencionó antes, azul para la pierna derecha y negro para la izquierda.

Se ha propuesto que estas diferencias se deben a las diferencias en los movimientos de la pelvis de cada participante, mostrados a continuación (Figura 1-5, Figura 1-6, Figura 1-7 y Figura 1-8).

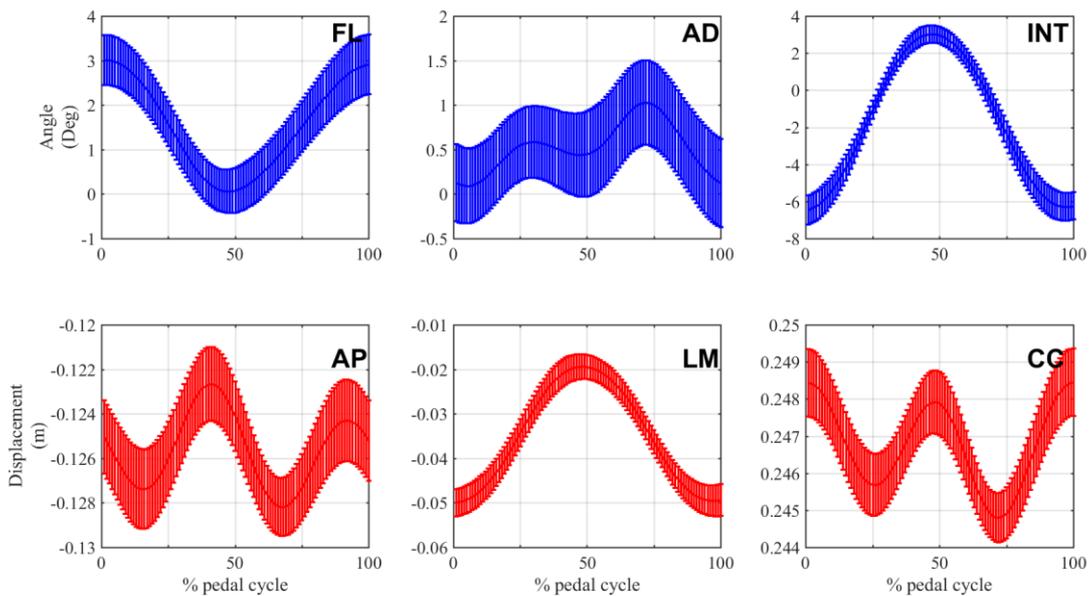


Figura 1-5. Participante A.

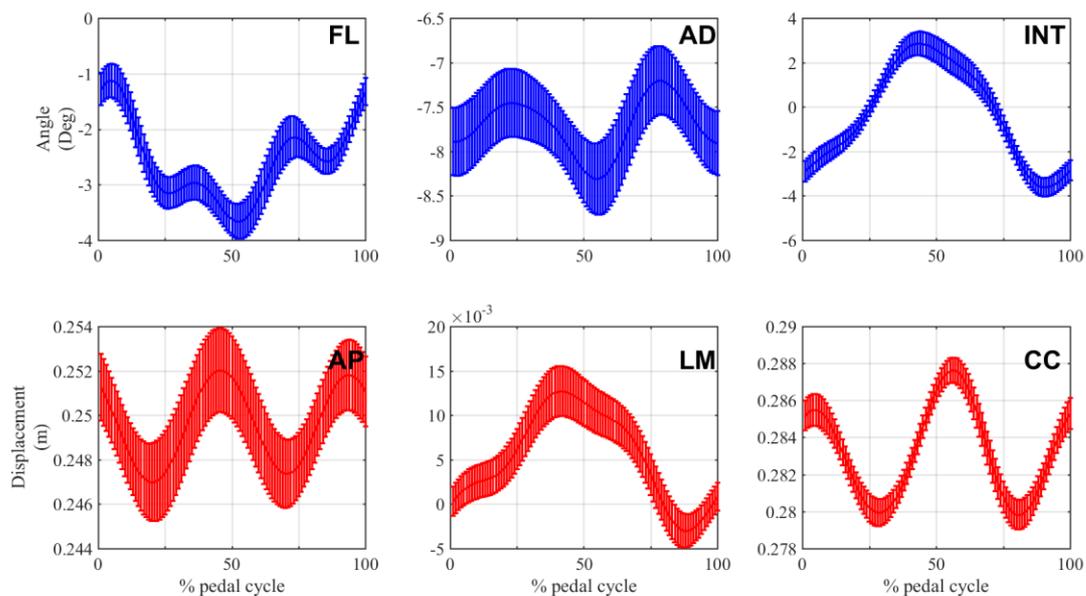


Figura 1-6. Participante B.

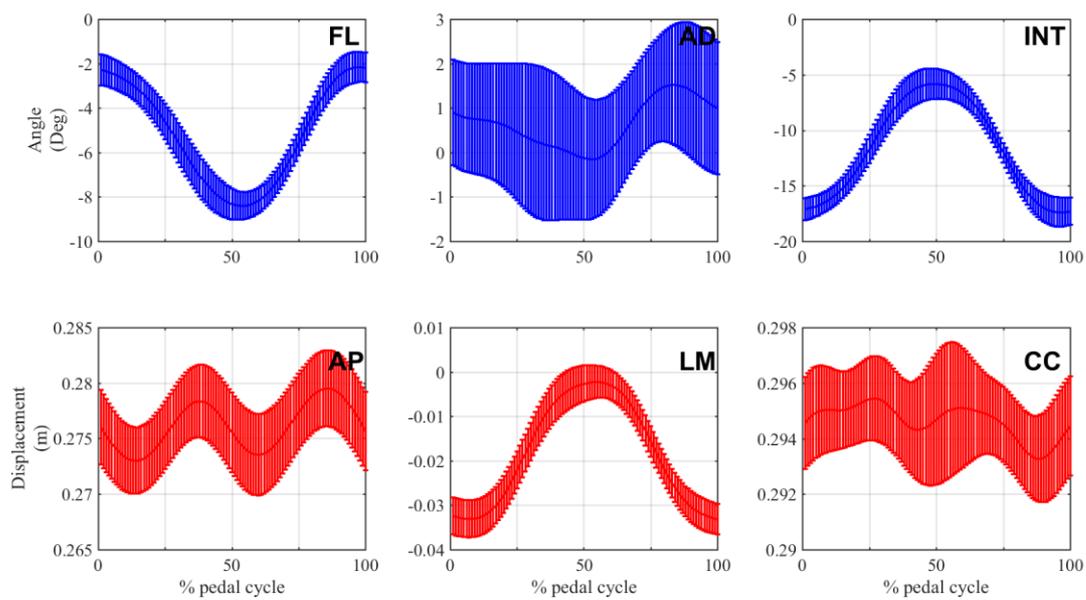


Figura 1-7. Participante C.

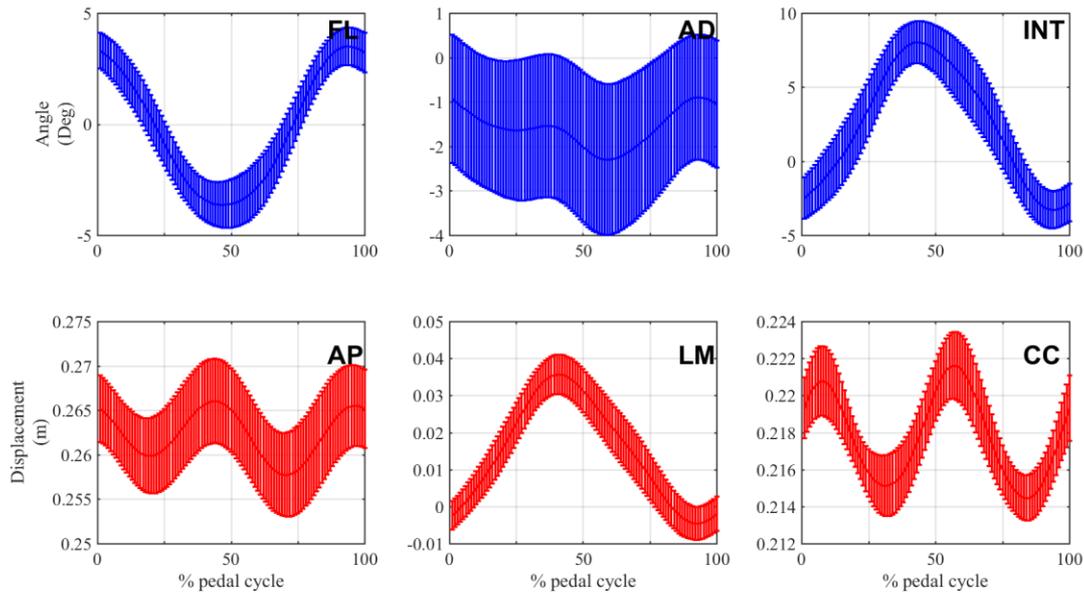


Figura 1-8. Participante D.

Para comprobar si las diferencias en los movimientos de la pelvis provocan las diferencias en los movimientos de las piernas, se ideó un modelo cinemático multicuerpo que consiste en una extensión tridimensional del modelo plano de 5 barras usado en diferentes estudios [1, 6, 7]. Sin embargo, un modelo plano solo sería capaz de simular el movimiento dentro del plano sagital, estando las diferencias de interés precisamente fuera de éste. Cabe destacar el trabajo de B. R. Umberger y P. E. Martin [6], que comprobó la fiabilidad del modelo 2-D comparándolo con medidas 3-D hechas con cámaras. También Sien Dieltiens et al [9] han estudiado la fiabilidad del modelo 2-D.

Rodrigo R. Bini (et al) estudió en [5] el efecto que diferentes cargas de trabajo (workloads) tiene sobre la cinemática 3-D, pero no el efecto que pueden tener los movimientos de la pelvis.

Por ello, para no perder la información de aducción y rotación interna de rodilla y inversión y rotación interna de tobillo, el modelo emplea pares esféricos en las articulaciones que representan caderas, rodillas y tobillos.

Pero comprobar la hipótesis no es el único objetivo para el modelo. Y es que tener una herramienta con la que simular la cinemática (y eventualmente la dinámica, si se amplía/mejora el modelo) resulta de gran utilidad.

Es por ello que este trabajo ha acabado trascendiendo su primer objetivo y se ha materializado en la creación de un modelo multicuerpo. El objetivo finalmente ha consistido en desarrollar un banco de pruebas para el estudio y análisis de la cinemática del ciclismo.

2 METODOLOGÍA

Para desembarcar en la isla de la sabiduría hay que navegar en un océano de aflicciones.

- Sócrates -

La metodología del estudio puede dividirse en dos grandes partes. Por un lado, un gran porcentaje del tiempo y del esfuerzo totales empleados se han dedicado a la construcción de un modelo funcional capaz de reproducir los movimientos deseados a partir de los datos disponibles. Para validar cada modelo construido se simulaba con datos experimentales. Si Adams era capaz de simular el modelo (es decir, los movimientos eran compatibles con las restricciones) se considera que el modelo está validado. De ahora en adelante, validar el modelo se refiere a este proceso de prueba.

Por otro lado, una vez construido el modelo definitivo (descrito en el capítulo 3) se han realizado simulaciones con los datos experimentales de dos participantes. Ese proceso está descrito a continuación en este capítulo.

2.1 Obtención de los datos de entrada para el modelo

Los datos originales de los experimentos consistían en las posiciones de todos los marcadores reflectantes colocados en el participante durante el experimento, a lo largo de todos los instantes de tiempo, respecto al origen de coordenadas.



Figura 2-1. Participante con marcadores reflectantes.

En la Figura 2-1 se muestra un participante con zapatos de calle. Los experimentos se hicieron con zapatos con calas, como los de la Figura 3-3.



Figura 2-2. Participante con marcadores reflectantes (2).

Cada instante de tiempo es un fotograma, una captura dinámica hecha por las cámaras que se encuentran en el Laboratorio de Biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, en el laboratorio L-6.



Figura 2-3. Set up.



Figura 2-4. Origen de coordenadas global del experimento (X rojo, Y verde, Z azul).



Figura 2-5. Una de las cámaras.

Los datos experimentales originales fueron procesados en MATLAB®, en un programa desarrollado por Ezequiel Martín [13] usando un protocolo adaptado al ciclismo basado en el protocolo Plug-In-Gait.

El programa extraía de esos datos las posiciones los sólidos del cuerpo (pelvis, ambos muslos, ambas piernas y ambos pies) además de sus orientaciones y de otros puntos de interés como los centros de las articulaciones. Las orientaciones eran almacenadas como matrices de rotación 3×3 y las posiciones como matrices 3×1 , para cada instante. Las posiciones se miden desde los centros de cada sólido (esos centros son puntos pertenecientes al sólido, no son los centros de masas, véase la sección 1.1.2 del capítulo 3 “Modelo”). Los de interés (en esta sección) son los centros de los muslos y la pelvis.

El centro de la pelvis se encuentra en el sacro y los centros de los muslos en los centros de las caderas. Sus sistemas de referencia están orientados con el eje Z en la dirección cráneo-caudal (positivo “hacia arriba”), el eje X en la dirección antero-posterior (positivo “hacia delante”), y el eje Y en la dirección lateral-medial (producto vectorial de los anteriores), en cada sólido.

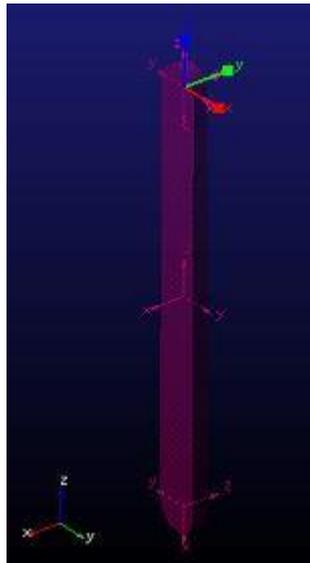


Figura 2-6. Ubicación del centro de uno de los sólidos (tibia o fémur).

Nótese en la Figura 2-6 que la dirección global anteroposterior coincide con el eje Y del sistema global.

Dicho programa fue modificado por el autor para obtener la posición y orientación relativa de los muslos respecto a la pelvis, de las tibias respecto a los muslos y de los pies respecto a las tibias, aunque al final sólo se utilizaron las posiciones y orientaciones de los muslos respecto a la pelvis.

Adams requiere que los giros sean introducidos en secuencia XYZ, lo cual no es compatible con la orientación de los sistemas de referencia locales de cada sólido si se quieren introducir los giros en secuencia Flexión-Aducción-Rotación interna. De ahí la necesidad de modificar el programa.

La orientación relativa se obtiene como una matriz, de la cual se extraen 3 giros (en secuencia XYZ), que se almacenan en una matriz de 3 columnas, una para cada giro, y tantas filas como instantes de tiempo. Las posiciones se almacenan en matrices de 3 columnas y tantas filas como instantes de tiempo. Además, el programa modificado escribe en un fichero de texto dichos valores, precedidos por una columna que contiene los instantes de tiempo.

Por cómo estaba escrito el programa original, las matrices de rotación de las tibias tenían sus determinantes muy próximos pero no iguales a 1. Esto se hizo así a posta para evitar otro problema (perder información sobre alguno de los giros de rodilla). Esto debe modificarse en un futuro si se quiere seguir usando para el análisis de otro participante.

Los ficheros de texto fueron después importados a Adams®. Para importar datos a Adams® es necesario hacerlo como un Spline. Primero pregunta cuál de las columnas del fichero es la variable independiente, y después crea un spline por cada otra columna.

Esos splines pueden ser introducidos directamente como movimiento en el editor de Adams®. De esta manera son introducidos al modelo en forma de posición y ángulos.

2.2 Variables del estudio

Para analizar el impacto que tiene el movimiento de la pelvis sobre las articulaciones durante el pedaleo, en este estudio se han variado dos aspectos del modelo. Se han realizado simulaciones con movimientos de pelvis diferentes, y se han realizado simulaciones variando la altura global de la pelvis sin variar la altura de los pedales (equivalente a subir o bajar el sillín).

2.2.1 Variaciones en la pelvis

Pertencen a este apartado cinco simulaciones, todas ellas realizadas con la misma “altura de sillín”. En ellas se pretendía observar la influencia de cada movimiento de la pelvis por separado. En la primera simulación la pelvis

tiene desplazamiento nulo, en la segunda solamente el desplazamiento lateral-medial, en la tercera solo el antero-posterior, en la cuarta solo el cráneo-caudal, y en la quinta todos ellos. En todas las simulaciones la pelvis tiene sus giros.

Tabla 2-1. Movimientos aplicados al modelo en cada simulación.

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 1	Nulo	Nulo	Nulo	Sí
Simulación 2	Sí	Nulo	Nulo	Sí
Simulación 3	Nulo	Sí	Nulo	Sí
Simulación 4	Nulo	Nulo	Sí	Sí
Simulación 5	Sí	Sí	Sí	Sí

Los desplazamientos introducidos en estos casos no son introducidos como splines, sino como expresiones introducidas por el autor (ver Tabla 3-7). Estas expresiones son aproximaciones sinusoidales de los desplazamientos de la pelvis. La decisión de introducirlos así y no como datos de experimento se debe a dos motivos.

En primer lugar, una vez hallada la función que aproxima adecuadamente cada desplazamiento es muy fácil variar sus parámetros para comprobar los efectos que estos tienen. Concretamente, la amplitud de la función (el periodo no debe alterarse, ya que debe estar sincronizado con el pedaleo). En caso de introducir los desplazamientos como splines, ya que en esencia son una lista de números, variarlos no es tan trivial como multiplicar la función por una constante u otra.

Pero, sobre todo, el motivo principal es la naturaleza de los datos. Como ya se ha expuesto antes, en los datos experimentales la posición de la pelvis en cada instante viene dada en coordenadas globales. La pelvis del modelo, sin embargo, no está situada en el mismo lugar, ya que en el modelo los pedales ocupan el origen de coordenadas y el origen de coordenadas del experimento estaba situado en un punto diferente, apartado de la bicicleta. Durante el experimento no se colocaron marcadores reflectantes en los pedales, y por lo tanto no se ha podido disponer de los datos de posición y orientación de los pedales en coordenadas absolutas.

Sin embargo, para los experimentos sí se midieron la altura del sillín y la altura de los pedales respecto al suelo. Por eso se ha decidido construir el modelo de esta manera.

2.2.2 Variaciones en el sillín

Pertenecen a este estudio 4 simulaciones. En todas ellas los movimientos aplicados a la pelvis coinciden con la simulación 2 del apartado anterior (por motivos que serán discutidos más adelante). La diferencia entre una y otra está en la altura del sillín, simulada con la coordenada Z de la pelvis.

Esto, en la práctica, se ha hecho variando la simulación 2. En la simulación 2 original, como se aprecia en Tabla 2-1, el desplazamiento en la dirección cráneo-caudal es nulo. Es decir, en la venta de edición del movimiento, en el cuadro de entrada del desplazamiento Z había un 0. Para cada simulación de este apartado ese 0 se ha cambiado por una constante distinta. Así, en cada simulación la pelvis adopta una altura de sillín diferente, y se mantiene a dicha altura toda la simulación.

Las distintas simulaciones tienen variación de 1 cm entre ellas, por encima o por debajo de la simulación 2, que se toma como referencia.

Tabla 2-2. Variación en la altura global de la pelvis en cada simulación.

Simulación	Variación en dirección Z
Simulación 2	0 cm
Simulación 6	-1 cm
Simulación 7	-2 cm
Simulación 8	1 cm

2.3 Simulación

La simulación se realiza con el menú de simulación del propio programa.

Las simulaciones en Adams® requieren que el usuario indique cuántos instantes tendrán que ser analizados. Para ello hay varias opciones, como elegir la duración en segundos y el número de pasos (“steps”) totales, o la elegida para este estudio, que consiste en elegir el tiempo final (empieza en 0) en segundos e indicar el tamaño de cada paso en segundos.

La muestra experimental consta de 428 instantes. A efectos de este estudio, dado que solo se analiza la cinemática y que además solo interesa la posición y no la velocidad, el tiempo es un factor irrelevante. Por ello, para la simulación el autor ha optado por la simplicidad y ha supuesto que cada uno de esos instantes dura un segundo. Las opciones de simulación en el programa, por tanto, han sido el segundo final (el 427, el primero es el segundo 0) y la duración de cada paso (1 segundo).

Se estaría simulando a un participante pedaleando muy despacio (tardaría aproximadamente un minuto en pedalear una vuelta completa), pero como la inercia y otros factores dinámicos ni siquiera han sido calculados, basta con acelerar la simulación para obtener una visualización realista.

Esto trae otro problema consigo, y es que el movimiento de los pedales está impuesto como una velocidad angular constante con condición inicial. Los valores adecuados de velocidad y posición inicial se han obtenido ajustándolas en simulaciones de prueba, partiendo de los datos de entrada.

2.4 Extracción de datos

Después de cada simulación el programa crea un conjunto de objetos llamados Resultados (“Results set”), que pueden ser tratados en el postprocesador. Para este estudio, sin embargo, el tratamiento de datos se ha realizado en MATLAB® y para ello ha sido necesario exportar los datos de salida.

Los datos de salida son los ángulos de flexión, aducción y rotación interna de rodilla y tobillo de ambas piernas para cada instante de la simulación. Para obtenerlas de manera fácil se ha optado por crear medidas (“measures”) de cada uno de los ángulos. Estas medidas se pueden exportar como ficheros de texto para ser tratados con otro software.

2.4.1 Creación de medidas

Las medidas son objetos de Adams® que almacenan, para cada instante de la simulación, el valor de una variable. El usuario, al crear la medida, elige de qué variable se trata.

Las opciones son numerosas, ya que la variable puede tratarse de una longitud, un ángulo, una fuerza, una masa, y más, e incluso para cada tipo de variable hay múltiples opciones en la manera de tomar la medida (ángulos de Euler, parámetros de Euler, etc).

En el caso de la orientación, el que es de interés, la medida se toma entre dos marcadores (ya existentes) y se decide cómo se toma dicha medida. En Adams, los marcadores son sistemas de referencia locales (no confundir con los marcadores reflectantes del experimento). Para medir ángulos como se ha planteado la opción seleccionada ha sido almacenar la orientación del primer marcador al segundo como tres ángulos en secuencia XYZ.

Para ello, se ha creado un conjunto de 4 marcadores por pierna (2 en la rodilla, 2 en el tobillo) específicos para las mediciones. Estos marcadores están orientados de manera diferente a otros marcadores (movimientos y articulaciones, que serán descritos más adelante).

2.4.1.1 Orientación de los marcadores de las medidas

Para medir la orientación en secuencia flexión-aducción-rotación interna los marcadores han sido orientados de tal forma que estén girados 270° alrededor del eje Z de los marcadores de movimiento, tal y como se muestra en la Figura 2-7.

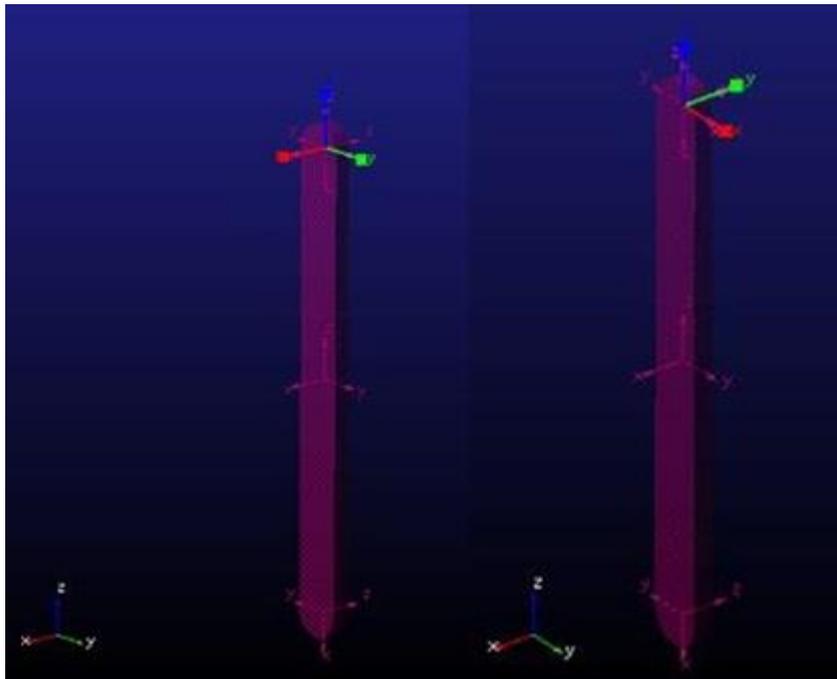


Figura 2-7. Orientación del marcador de medida (izq.) y del de movimiento (der.) de un sólido.

Así, los ángulos en secuencia XYZ de los marcadores son equivalentes a los ángulos de flexión (negativa), aducción y rotación interna en la rodilla derecha. Para la pierna izquierda es igual, pero los ángulos YZ también miden los negativos de los ángulos de aducción y rotación interna. Esto se soluciona más adelante multiplicando por -1 en el tratamiento de datos (en las gráficas de MATLAB).

Para los tobillos, XYZ de los marcadores equivale a plantarflexión (negativa), inversión y rotación interna para el derecho, y plantarflexión, inversión y rotación interna (todas negativas) para el izquierdo.

2.4.2 Exportación de las medidas

Hechas las medidas y almacenadas como objetos, exportarlas es una opción que da el propio programa. Al hacerlo, de nuevo, da varias opciones, y la elegida ha sido guardarlos como ficheros de texto. Estos ficheros contienen 4 columnas: la primera contiene todos los instantes de tiempo y las otras los 3 giros en orden.

De esta manera se obtienen los resultados numéricos de las simulaciones, que después son introducidos en MATLAB®.

2.5 Tratamiento de datos

Los ficheros de datos son cargados en MATLAB®, y sencillamente se construyen las gráficas de los resultados.

Los resultados contienen 428 instantes que abarcan varios ciclos completos. Para la construcción de las gráficas se ha elegido uno de los ciclos (el mismo para todas las gráficas). Los instantes concretos a representar han sido obtenidos de los ángulos de las caderas (que son inputs del modelo, como ya se ha descrito). De esos datos se obtienen dos instantes que coinciden con los máximos del giro γ de la cadera, que serán el instante inicial y final representado en gráfica.

Por ejemplo, de esos giros de cadera dos máximos consecutivos podrían ser el instante 150 y 210. Esos dos instantes serían los inicial y final.

Por último, aclarar que el modelo simula el pedaleo de ambas piernas simultáneamente. Es decir, en el modelo la pierna izquierda sube mientras la derecha baja, como se esperaría de una bicicleta real. El problema que conlleva esto es que para poder comparar el ciclo de la pierna derecha con la izquierda hay que desfasar los datos medio ciclo, ya sea de una pierna o de la otra, de tal manera que se pueda comparar la subida de la pierna izquierda a la vez que la subida de la derecha.

En la práctica, es tan sencillo como obtener los instantes máximos de ambas piernas y usar los instantes de cada una para representar los resultados de cada una.

En el ejemplo anterior, si los instantes 150 y 210 se correspondían con la pierna derecha, los de la pierna izquierda podrían ser los instantes 180 y 240.

3 MODELO EMPLEADO

Solo es útil el conocimiento que nos hace mejores.

- Sócrates -

El modelo del tren inferior de los ciclistas se compone de 8 sólidos más el suelo (sólido 1). Estos sólidos son analizados exclusivamente de manera cinemática, por lo que sus propiedades dinámicas (centro de masas, inercia, etc) no se han calculado.

3.1 Sólidos

El modelo se compone de 8 sólidos (más el suelo). Estos sólidos son:

Tabla 3-1. Sólidos del modelo.

Sólido	Número	Color en Figura 3-1
Suelo	1	---
Pelvis	2	Naranja
Muslo Derecho (Fémur)	3	Verde
Pierna Derecha (Tibia)	4	Verde
Pie Derecho	5	Verde
Muslo Izquierdo (Fémur)	6	Rojo
Pierna Izquierda (Tibia)	7	Rojo
Pie Izquierdo	8	Rojo
Pedalera	9	Amarillo

Los sólidos 3, 4, 5, 6, 7 y 8 se ven como barras estándar de Adams (de color verde y rojo en Figura 3-1).

El sólido 9 (de color amarillo en Figura 3-1) se visualiza como una barra central que simula el plato y las bielas, y dos cilindros que simulan los pedales.

La pelvis se visualiza como una esfera (naranja en Figura 3-1).

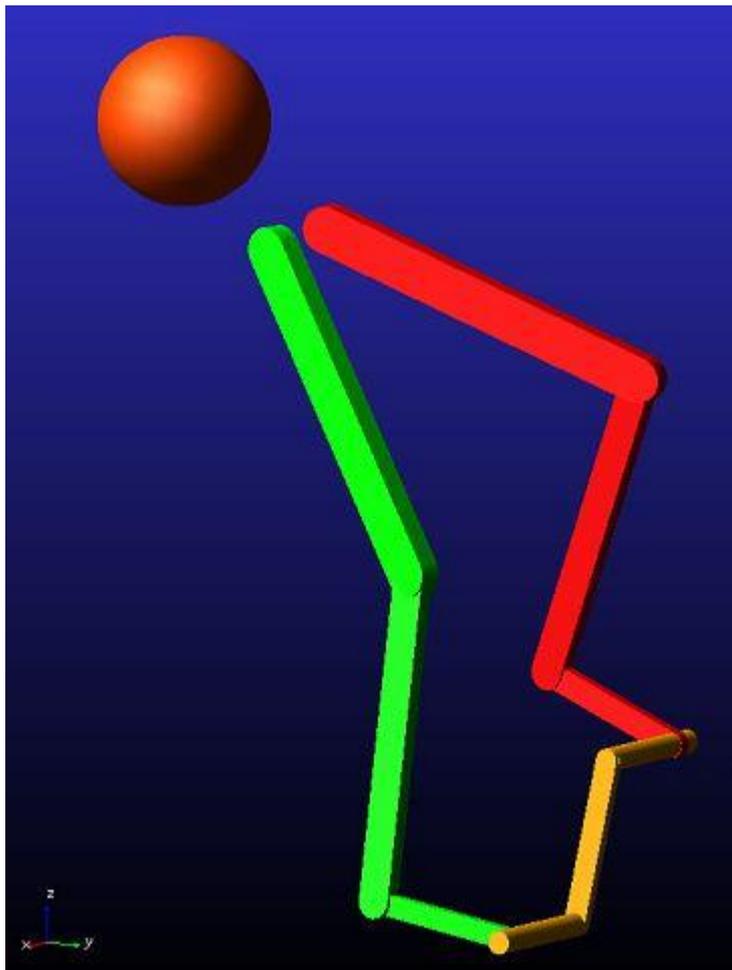


Figura 3-1. Modelo.

Las dimensiones relevantes de los sólidos mostrados son las siguientes:

Tabla 3-2. Dimensiones de los sólidos.

Sólido	Dimensión principal (Longitud)	Descripción de la longitud Ver Figura 3-2
9 (pedales) (Distancia puntera del pie-biela)	15 cm	Distancia PR y QS
9 (biela)	20 cm	Distancia RS
3, 6 (Fémures)	41,895 cm	Distancia BC y EF
4, 7 (Tibias)	38,436 cm	Distancia CD y FG
5, 8 (Pies)	18 cm	Distancia DP y GQ

3.1.1 Consideraciones

3.1.1.1 Puntos de interés

El mecanismo tiene una serie de puntos que son de interés para la construcción del modelo. Dichos puntos se muestran en Figura 3-2. Hay dos puntos A (uno en el sólido 2 y otro en el sólido 1), dos puntos B (uno en el sólido 2 y otro en el 3), y así sucesivamente. De ahora en adelante, el autor se referirá a los puntos como “el punto N del sólido X” o “N^X”. El punto O está en el origen de coordenadas. Los puntos B² y E² pertenecen al sólido 2, aunque en la figura no haya contacto.

Salvo el punto A, todos los demás son siempre coincidentes con sus homólogos. Esto es, el punto F del sólido 6 y el punto F del 7 siempre tienen la misma posición global.

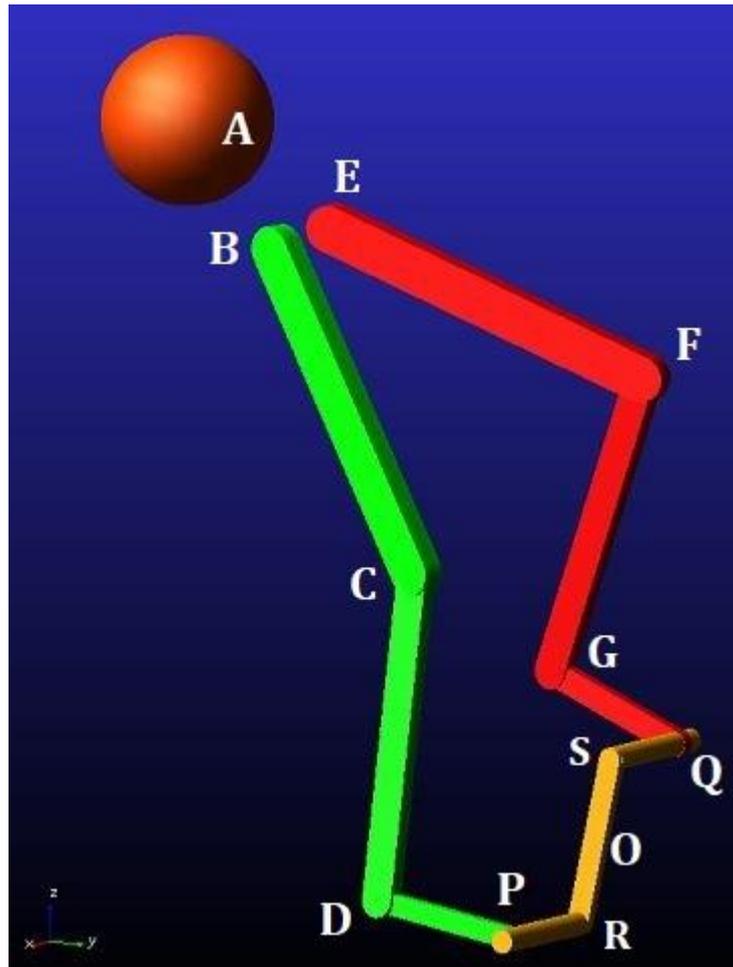


Figura 3-2. Puntos de interés.

El caso del punto A es diferente. El punto A del sólido 2 se encuentra en el centro de la esfera, que se ha construido coincidente con el punto A del sólido 1. Sin embargo, al introducir movimiento ambos puntos dejan de ser coincidentes (debido a cómo se define el movimiento). Esto se explica detalladamente más adelante.

3.1.1.2 Ubicación del centro de cada sólido

Al tratarse de un análisis exclusivamente cinemático, la ubicación del centro de masa es irrelevante. Sin embargo, por conveniencia y por similitud con el cuerpo humano, cada sólido tiene un centro. Este punto es donde se aplican los movimientos a cada sólido. Este centro no es el centro de masas y no coincide con éste. Es un punto perteneciente al sólido elegido arbitrariamente para la aplicación del movimiento. De ahora en adelante, la mención del punto “centro” se referirá siempre a este punto, y nunca al centro de masas. De nuevo, el centro de masas no ha sido calculado al tratarse de un análisis cinemático.

Tabla 3-3. Ubicación del centro de cada sólido.

Sólido	2	3	4	5	6	7	8	9
Ubicación del centro	A ²	B ³	C ⁴	D ⁵	E ⁶	F ⁷	G ⁸	O ⁹

Los puntos B² y E² se encuentran en el sólido 2, aunque en Figura 3-2 se vean fuera de la esfera. El punto A² se corresponde con el sacro, y B² y E² se corresponden con los centros de las caderas.

Tabla 3-4. Coordenadas de ciertos puntos de interés.

Posición en coordenadas locales desde A ²	X	Y	Z
B ²	16,66 cm	-6,71 cm	-10,63 cm
E ²	16,66 cm	6,71 cm	-10,63 cm
Posición de A ¹ desde O ¹ (coordenadas globales)	X	Y	Z
A ¹	0 cm	-55 cm	80 cm

3.1.1.3 Simetría del participante y del modelo

El modelo está basado en un participante del cual se han obtenido las medidas de cada tramo de cada extremidad. El participante no es perfectamente simétrico: existe una pequeña diferencia de longitud entre sus piernas. Aun así, se ha considerado que a efectos de este estudio esa diferencia puede ignorarse, y por ello los sólidos del modelo son simétricos.

Sin embargo, los movimientos aplicados al modelo se corresponden con los movimientos reales del participante, y por tanto dichos movimientos aplicados no son simétricos.

3.1.1.4 Variaciones en el pedal

A la hora de construir el pedal en el modelo y validar este último ha sido necesario introducir variaciones respecto a la bicicleta real. Concretamente, se han variado dos longitudes.

La primera de ellas es la llamada “Distancia puntera del pie-biela” en Tabla 3-2. La longitud ha tenido que ser reducida para poder validar el modelo, de una magnitud original de 18 cm ha sido reducida a 15 cm. La segunda es la longitud de la biela (distancia RS en Tabla 3-2), que también ha sido reducida, de 32 cm a 20 cm.

La construcción del pedal se trata en el siguiente apartado.

3.1.1.5 Longitud del pie

Viendo la Figura 3-2, se podría interpretar que (por ejemplo) el pie derecho abarca desde el punto D hasta el punto P. Esto no es del todo correcto.

El participante utilizaba calas que fijaban sus pies a los pedales solidariamente. El modelo intenta replicar la combinación de la cala y del giro del pedal respecto a la biela en la bicicleta real. De ahí la longitud del pie: 18 cm es la distancia de P a D (y de Q a G), que se corresponde con la distancia del tobillo al metatarso. Ver Figura 3-3.



Figura 3-3. Zapato con calas.

3.2 Restricciones

3.2.1 Pares cinemáticos

La biela está unida al suelo con un par de rotación, situado en los puntos O de ambos sólidos en la dirección X global. Las barras de la pedalera están unidos a cada pie con un par de rotación, en los puntos P y Q, en la dirección X global.

El resto de articulaciones están modeladas con pares esféricos, situados en los puntos B, C, D, E, F y G. Cada par se aplica entre los dos sólidos que comparten el punto. Por ejemplo, el par esférico correspondiente a la rodilla derecha (punto C) se aplica entre C^3 y C^4 .

3.2.1.1 Pares cinemáticos en Adams

Al crear un par cinemático en Adams, el programa crea a su vez un sistema de referencia en cada sólido (“body”) implicado, en el punto indicado por el usuario. Cada sistema de referencia o marcador (“marker”) está orientado paralelamente al origen de coordenadas por defecto, pero tanto su posición como su orientación pueden ser modificadas por el usuario.

La aplicación del par se realiza entonces entre ambos marcadores. En este modelo solo hay dos tipos de pares: de rotación y esférico. El par de rotación impide las tres traslaciones (de uno de los marcadores respecto al otro) y las dos rotaciones entorno a los ejes que no son el de giro.

En el caso de los tres pares de rotación los tres ejes de giro son paralelos entre sí. En la construcción de dichos pares, el usuario decide la orientación de dicho eje, y una de las opciones es “Perpendicular al mallado de trabajo” (“perpendicular to working grid”). Por ello, con esa opción seleccionada, los pares de rotación son creados en la orientación correcta, dado que el mallado de trabajo se encuentra en el plano vertical que contiene los puntos A^1 y O^1 .

Para los pares de orientación el procedimiento es similar. Sin embargo, en este tipo de par todas las rotaciones están permitidas, y por tanto la orientación de estos marcadores es irrelevante. Lo único restringido es el desplazamiento de un marcador respecto al otro.

3.2.2 Movimientos impuestos

Los 6 posibles movimientos del sólido 2 están impuestos (3 traslaciones y 3 giros), y el giro disponible que tiene la pedalera respecto al suelo también está impuesto.

Además, en cada pierna quedan 4 movimientos libres que serán restringidos. Estos últimos son considerados como las entradas del sistema.

El movimiento del sólido 2 se impone en el punto A. El movimiento del sólido 9 se impone en el punto O.

3.2.2.1 Movimientos en Adams

Hay varias maneras de crear un movimiento (“motion”) en Adams, y la filosofía es similar a la creación de pares cinemáticos. La manera elegida para este modelo permite imponer los seis posibles movimientos. Al crear un movimiento, el programa crea un marcador en cada sólido implicado. Uno de ellos servirá de referencia, y el otro se moverá respecto a dicha referencia. Estos marcadores están orientados paralelamente al origen de coordenadas por defecto, pero pueden ser trasladados y orientados por el usuario.

Una vez creados, el usuario puede modificar en una ventana cada uno de los seis movimientos disponibles. Para modificar el movimiento existen a su vez varias opciones, como escribir manualmente una expresión matemática dependiente del tiempo o introducir una función en forma de Spline, por ejemplo. Esas dos son las usadas en el modelo.

De esta forma, cada uno de los seis movimientos queda definido con una función.

Cabe mencionar que las rotaciones se realizan en secuencia XYZ, primero en torno al X del sistema de referencia (uno de los marcadores creados), después en torno al Y’ del sistema girado, y después en torno al Z’’.

3.3 Recuento de grados de libertad

Tabla 3-5. Grados de libertad del modelo.

G.D.L.	Sólidos libres	Pares esféricos	Pares rotación	Total G.D.L.
Nº Total	8	6	3	---
Cómputo Individual	+6	-3	-5	---
Cómputo Global	+48	-18	-15	15

3.3.1 Inputs y outputs

Tabla 3-6. Movimientos impuestos sobre el modelo.

Movimientos impuestos	Total G.D.L.	Impuestos en la pelvis	Impuestos en pedales	Impuestos en las piernas	Movimientos libres totales
Nº Total	---	6	1	8	---
Cómputo Individual	---	-1	-1	-1	---
Cómputo Global	15	-6	-1	-8	0

De todos los posibles movimientos, solo algunos son de interés para este estudio. Es por ello por lo que algunos movimientos están impuestos, para el análisis de los movimientos restantes del mecanismo.

3.3.2 Inputs

3.3.2.1 Pedales

El giro de los pedales estará siempre impuesto, siendo un movimiento circular uniforme. Este movimiento concretamente, en Adams, se impone de manera diferente. Al tratarse de un movimiento en un solo eje requiere

ser impuesto sobre un par de rotación. La ventana de edición de movimiento es diferente a la de un movimiento general, solo hay un campo para introducir una expresión o spline. En este caso se ha indicado que dicho campo es una velocidad, lo que abre un campo nuevo para introducir la posición inicial.

Para el primero de los participantes (participante B) este movimiento es circular uniforme, con una velocidad de 5,9 grados por segundo (se recuerda lo mencionado en la sección 3 del capítulo Metodología: durante la simulación cada paso se computa como un segundo pero corresponde con tan solo un instante real). La posición inicial es de 180 grados.

3.3.2.2 Pelvis

Los 6 movimientos de la pelvis están impuestos de maneras distintas. Los giros (que se corresponden con los giros absolutos en secuencia XYZ de la pelvis respecto al origen de coordenadas durante el experimento) están impuestos sobre el punto A. Es decir, un marcador ha sido creado en el sólido 1 en el punto A (sistema de referencia para este “motion”) y otro en el punto A del sólido 2. El marcador del sólido 1 es paralelo al sistema de referencia global.

Los desplazamientos impuestos, en cambio, no se corresponden con la posición absoluta de la pelvis respecto al origen de coordenadas durante el experimento. Estos tres desplazamientos son las variables de este estudio, y están introducidos manualmente como funciones del tiempo.

La otra variable del estudio ha sido la coordenada z del punto A² respecto del punto A¹, simulando el efecto que tiene la altura del sillín de la bicicleta. Ha sido introducida como una constante en el campo correspondiente dentro de la ventana de edición.

Para el participante B, los giros introducidos son importados. Los desplazamientos introducidos son:

Tabla 3-7. Funciones de movimiento aplicadas a la pelvis (participante B).

Dirección	Antero-posterior	Lateral-medial	Cráneo-caudal
Desplazamientos aplicados (mm)	$10 \cos\left(\left(2t + 3\right) \frac{2\pi}{60}\right)$	$-10 \cos\left(\left(t + 3\right) \frac{2\pi}{60}\right)$	$10 \cos\left(\left(2t - 3\right) \frac{2\pi}{60}\right)$

Estos movimientos tratan de reproducir los siguientes:

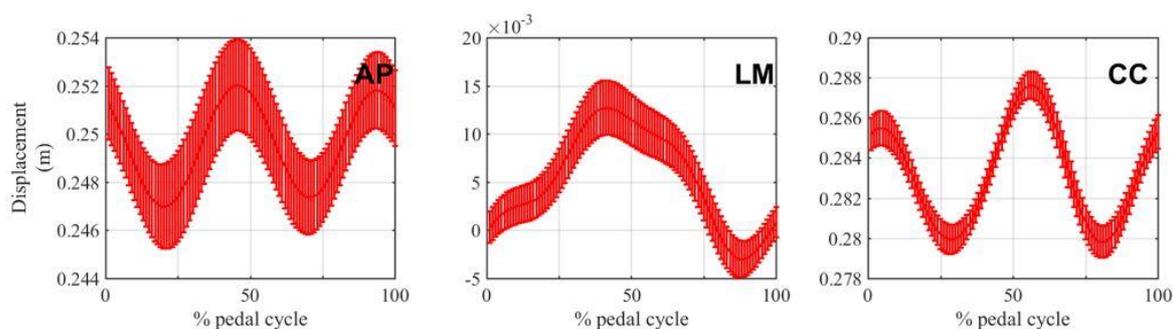


Figura 3-4. Desplazamientos de la pelvis del participante B.

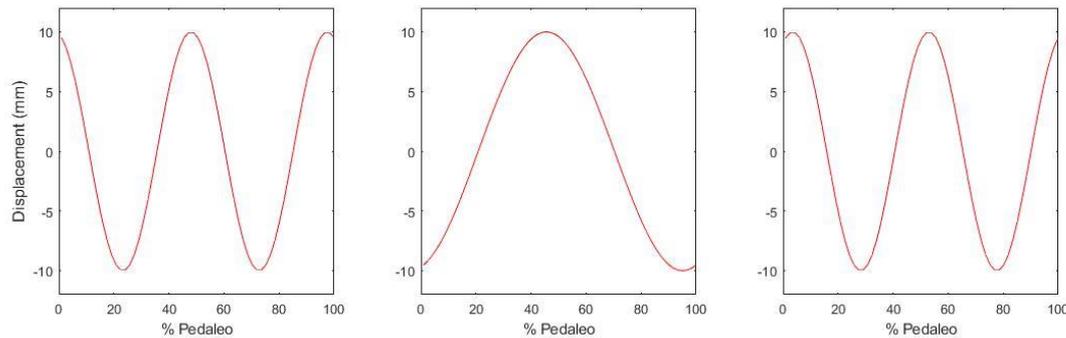


Figura 3-5. Desplazamientos impuestos al modelo.

En la Figura 3-4 están representados los desplazamientos antero-posterior (AP), lateral-medial (LM) y cráneo-caudal (CC) del participante B. Son los desplazamientos medios (línea central, más oscura) con sus desviaciones típicas. Nótese que el rango de los tres movimientos es de aproximadamente 1 cm.

Se ha optado por aproximar estos movimientos como funciones sinusoidales para poder variar fácilmente la amplitud de los inputs. De hecho, se observa cómo el rango de los desplazamientos en la Figura 3-5 es mayor que el rango de la figura anterior. Han sido amplificados para amplificar a su vez los efectos de dichos desplazamientos sobre los resultados (uno de los objetivos del estudio).

3.3.2.3 Piernas

Como se ha visto antes, en cada pierna hay 4 posibles movimientos que imponer. La elección ha sido imponer los 3 giros relativos del fémur respecto a la pelvis (giros de la cadera). La restricción restante se ha impuesto de manera distinta.

Ese grado de libertad extra se debe a que el sólido 4 está conectado con el 3 y el 5 mediante pares esféricos, y por tanto nada impide que el sólido 4 rote alrededor de su eje longitudinal. Pasa igual con el sólido 7.

Para impedir ese giro se ha optado por introducir un nuevo movimiento y aplicárselo a los sólidos 4 y 7. Estos movimientos se corresponden con el giro Z (en secuencia XYZ) de la tibia en coordenadas absolutas. Este movimiento restringe el giro de manera adecuada y no es uno de los giros que se pretende obtener como resultado, al menos no directamente.

3.4 Marcadores

En la construcción del modelo se crean marcadores que cumplen diferentes funciones. Hay algunos que sirven para definir el sólido y que el usuario lo mueva o reoriente, y algunos otros usos.

3.4.1 Marcadores de sólido

Estos marcadores son creados automáticamente al crear el sólido, y se orientan paralelamente al sistema global de referencia por defecto, salvo que el usuario cree el sólido con otra orientación. En cualquier caso, una vez creados el sólido y el/los marcadores, para cambiar la orientación o posición del sólido hay que modificar esos campos en la ventana de edición del marcador correspondiente.

La posición y orientación de los mismos es relevante durante la construcción del modelo, pero no juegan ningún papel en la simulación.

3.4.2 Marcadores de par cinemático

Estos marcadores son ubicados por el usuario en un punto del sólido (pueden ser colocados, por ejemplo, sobre otro marcador). Su orientación es irrelevante tanto en la construcción como en la simulación para los pares esféricos pero los marcadores de par de rotación necesitan ser orientados correctamente.

3.4.3 Marcadores de movimiento

Estos marcadores deben estar ubicados en el centro de los segmentos de la pierna (punto de aplicación de los movimientos) y su orientación es fundamental para la simulación. La orientación de estos marcadores es la ya descrita en la primera sección del capítulo Metodología (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**): eje Z en dirección cráneo-caudal (positivo hacia arriba), eje X en dirección antero-posterior (positivo hacia delante) y eje Y en dirección lateral-medial (producto vectorial de Z y X).

Para el movimiento de la pelvis hay un marcador en A^2 , que se mueve respecto a A^1 (A^1 paralelo a O^1 origen de coordenadas).

Para el movimiento de las caderas hay un marcador en cada fémur (puntos B^3 y E^6) que se mueven (en este caso solo giran) respecto a B^2 y E^2 .

Para los movimientos de las tibias (el impedimento del giro sobre sus propios ejes) los marcadores están en los puntos C^4 y F^7 , y se mueven (solamente giro Z global) respecto a marcadores situados en O^1 y paralelos al mismo.

Por último, el movimiento de los pedales es un giro del marcador O^9 respecto a O^1 .

3.4.4 Marcadores de medida

Estos marcadores están ubicados en las tibias ($C4$ y $F7$) y en los pies ($D5$ y $G8$). Su orientación está explicada en la sección 4 del capítulo Metodología. Para una comparación de estos marcadores con los de movimiento, véase Figura 2-6.

3.4.5 El caso de los pies

Los pies (como se ve en la Figura 3-7) están contruidos en horizontal, y no en vertical como los femurs y tibias. En los pies no hay impuesto ningún movimiento, pero el resto de marcadores sí están presentes.

Los marcadores de sólido son empleados para la construcción, y los marcadores de los pares esférico y de rotación son definidos como en el resto de sólidos: la orientación de los pares esféricos es irrelevante, y la del de rotación queda definida en la construcción (véase la Figura 3-7, donde se aprecia con bastante claridad que los pies tienen en un extremo una mitad de la bisagra, y la otra mitad en la pedalera en la Figura 3-7).

Los marcadores de medidas de los pies son paralelos al resto, como se observa en la Figura 3-66.

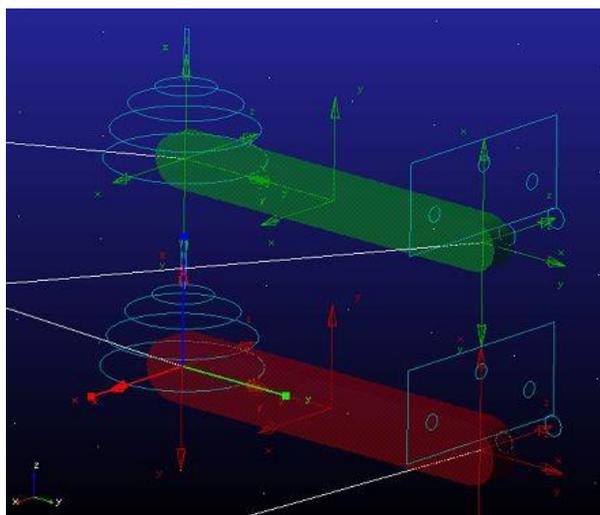


Figura 3-6. Marcadores de medidas en los pies.

3.5 Construcción

Afortunadamente, los sólidos del modelo no tienen que construirse ensamblados, sino que pueden ser preparados

por separado. Esto hace que, al simular, el programa tenga que ensamblar el modelo, en el mejor de los casos abriendo una ventana de aviso (indicando lo obvio) y en el peor dando problemas al no ser capaz de encontrar una solución como condición inicial.

En la interfaz de trabajo el modelo luce como en la Figura 3-7, en la que por conveniencia han sido añadidos los números de cada sólido. En la Figura 3-8 se aprecian los puntos de interés.

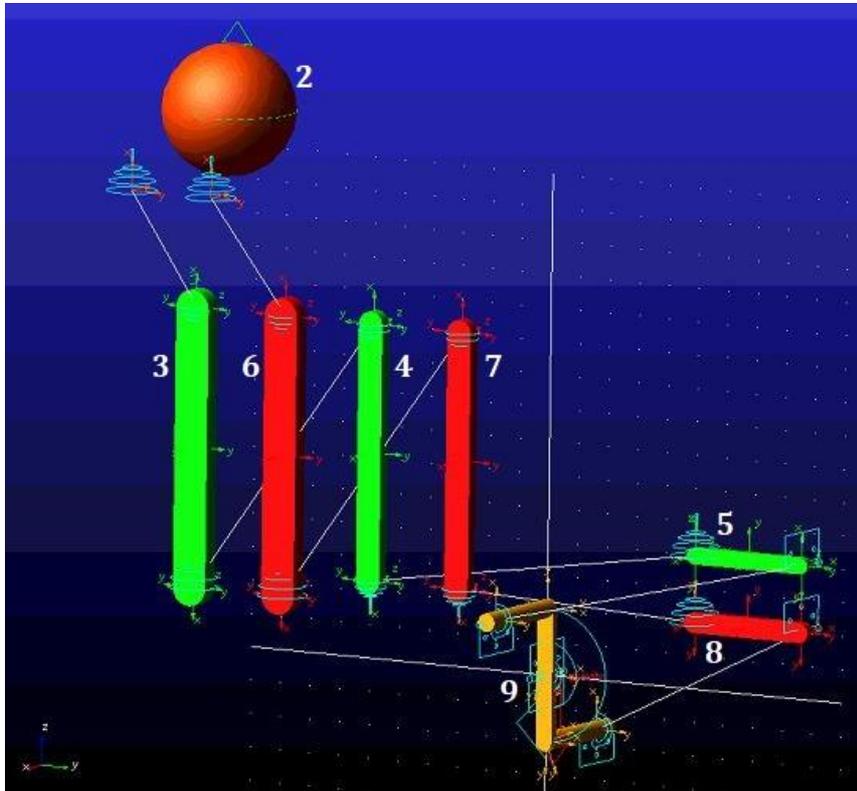


Figura 3-7. Modelo “desmontado”. Sólidos indicados por sus números.

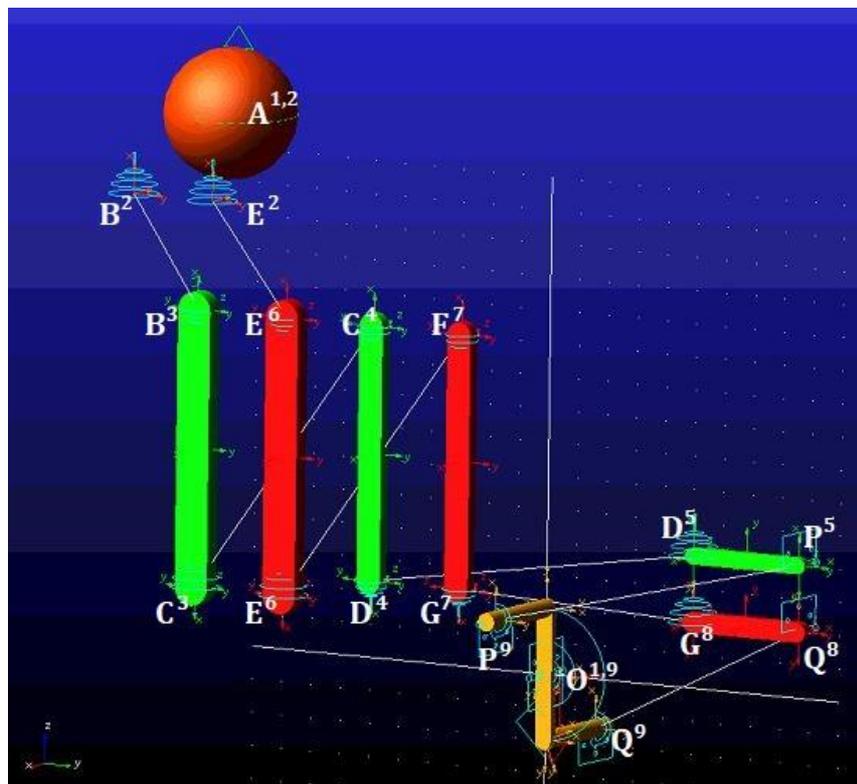


Figura 3-8. Puntos de interés en el modelo “desmontado”.

3.6 Participante A

Como se comentó al principio, uno de los objetivos de este estudio ha sido crear un modelo genérico con el que poder tratar datos de cualquier participante, y así usar ese único modelo para comprobar el efecto de los movimientos de la pelvis sobre los giros de los diferentes segmentos. Así empezó el estudio, tratando de construir un modelo genérico.

Sin embargo, tras varios intentos infructuosos, se tomó la decisión de construir un modelo para un solo participante, y una vez funcional tratar de usarlo para varios participantes o construir más modelos. Ésta última era una opción nada deseable. Por ello, una vez terminado y validado el modelo y analizados los resultados, se probó introducir en el modelo (creado para el participante B) los datos de movimiento del participante A.

La elección de ese participante en concreto se debió a que sus ángulos de flexión, aducción y rotación interna (algunos más que otros) diferían tanto en tendencia como en valores con los del participante B. Esta prueba, por tanto, tenía dos objetivos:

- Comprobar si el modelo puede ser usado como genérico.
- Estudiar hasta qué punto son los movimientos de la pelvis los que provocan las diferencias entre participantes.

La metodología fue exactamente igual que con el participante B. Los datos fueron obtenidos igual, introducidos igual, procesados igual, la simulación hecha igual.

Solamente cabe mencionar que los datos (y los resultados) en este caso contenían 444 instantes. Además, el ciclo de pedaleo (en lugar de durar unos 60 instantes, como en el participante B) al participante A le duraba unos 80 instantes. Por esto, además, merece la pena pararse a ver los desplazamientos introducidos en la pelvis.

En este caso solo se realizaron dos simulaciones, una con todos los desplazamientos y otra con ninguno.

Tabla 3-8. Movimientos aplicados en las simulaciones del participante A.

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 1	Nulo	Nulo	Nulo	Sí
Simulación 2	Sí	Sí	Sí	Sí

Tabla 3-9. Funciones de movimientos aplicadas a la pelvis (participante A).

Dirección	Antero-posterior	Lateral-medial	Cráneo-caudal
Desplazamientos aplicados (mm)	$90 + 10 \cos\left(\left(2t + 10\right) \frac{2\pi}{80}\right)$	$-10 \cos\left(\left(t\right) \frac{2\pi}{80}\right)$	$-50 + 10 \cos\left(\left(2t\right) \frac{2\pi}{80}\right)$

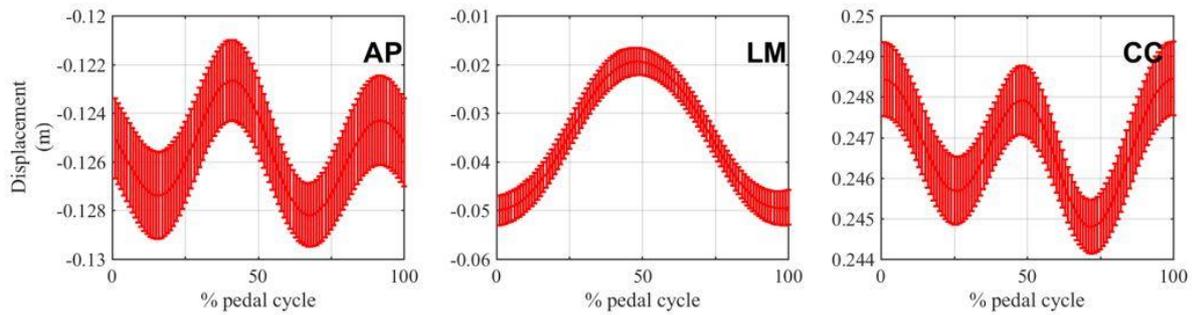


Figura 3-9. Desplazamiento de la pelvis del participante A.

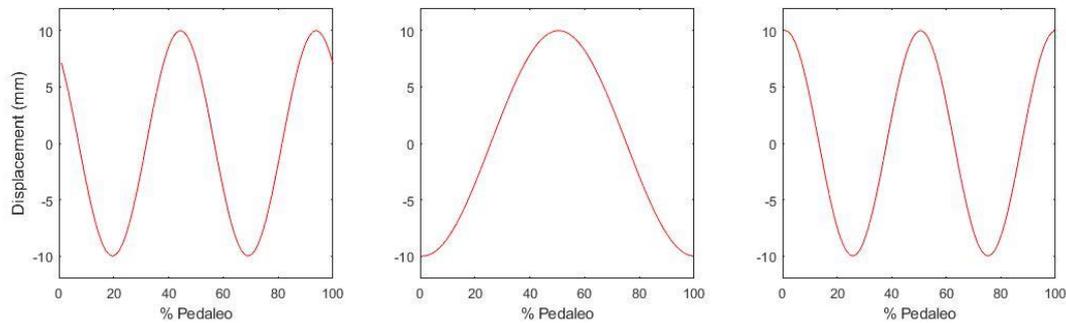


Figura 3-10. Desplazamientos impuestos al modelo.

Otro aspecto que cabe destacar de estas simulaciones es que hay términos constantes en los movimientos impuestos. Esto se debe a que, en la validación del modelo, fue necesario ajustar la posición de la pelvis.

Otro aspecto a destacar es que el participante A pedalea más despacio que el participante B, y la posición de los pedales no es la misma en el instante inicial del 8 y del 9. Esto solamente implica modificar el movimiento en los pedales, introduciendo una nueva velocidad constante y una nueva posición inicial. Estos valores son 4,5 grados por segundo y 90 grados, respectivamente.

Ese desfase entre los pedaleos se manifiesta al comparar la Figura 4-5 con la Figura 4-23.

4 RESULTADOS

Para decir la verdad, poca elocuencia basta.

- Sócrates -

En este capítulo van a presentarse e interpretarse los resultados obtenidos en las diferentes simulaciones anteriormente descritas. Las figuras presentadas han sido creadas y extraídas de MATLAB, como quedó explicado en 2.5.

Las figuras presentadas se contrastan con una figura de referencia. Ésta viene de (origen de figura de referencia). Para todas las gráficas, el azul representa la pierna derecha y el negro la izquierda.

4.1 Resultados de las simulaciones del participante B

Para todos los sets de resultados del participante B, se ha elegido el ciclo que abarca los instantes del 95 al 156 para la pierna derecha y del 64 al 125 para la pierna izquierda.

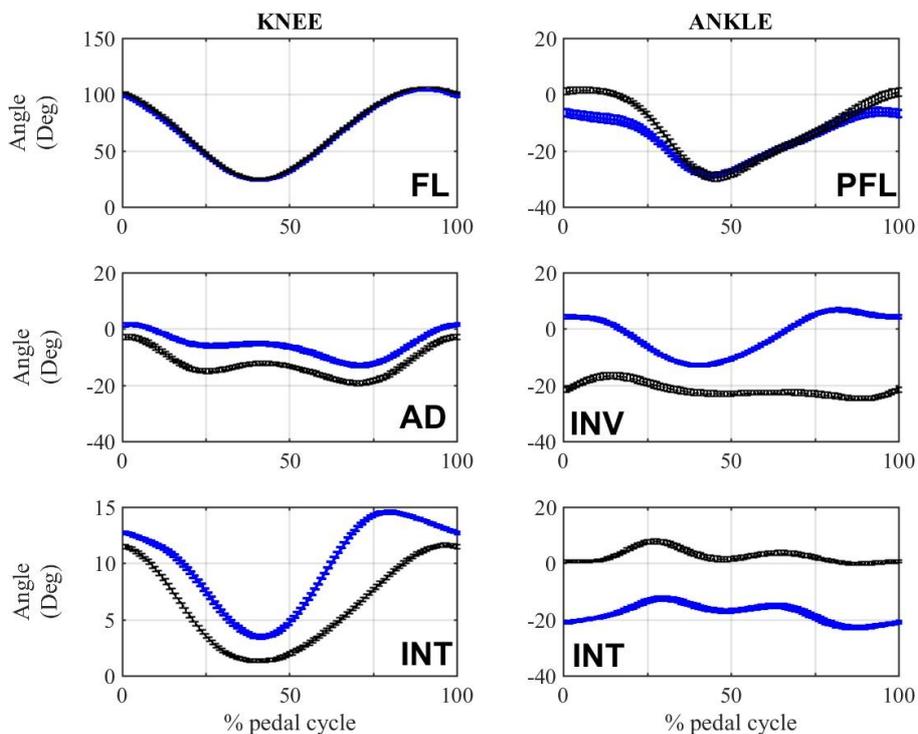


Figura 4-1. Figura de referencia.

A continuación (Figura 4-2, Figura 4-3, Figura 4-4 y Figura 4-5) se muestran los datos de entrada comunes a las simulaciones del participante B.

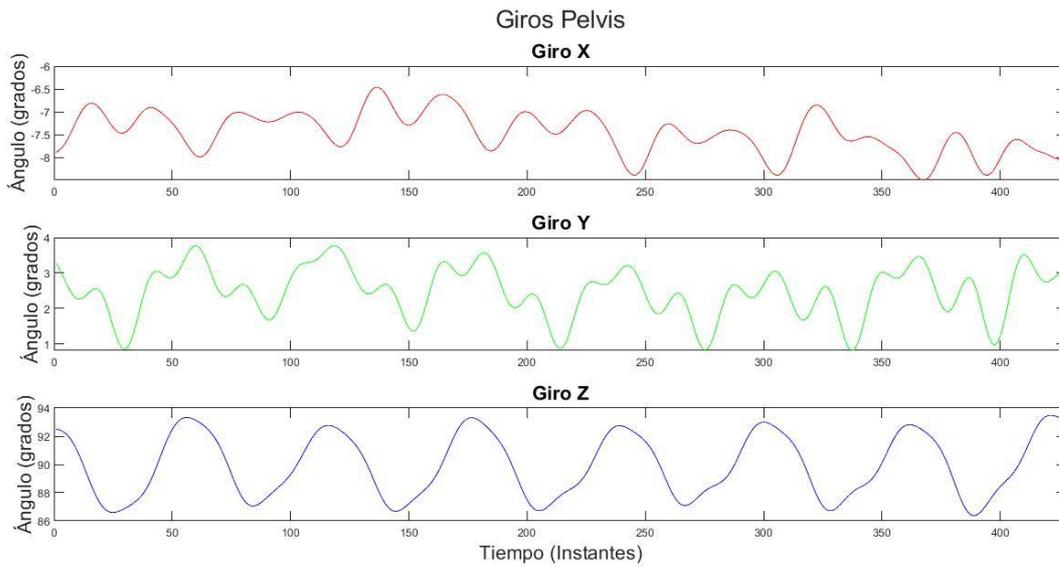


Figura 4-2. Giros de la pelvis (Coord. Globales. Giros comunes a todas las simulaciones).

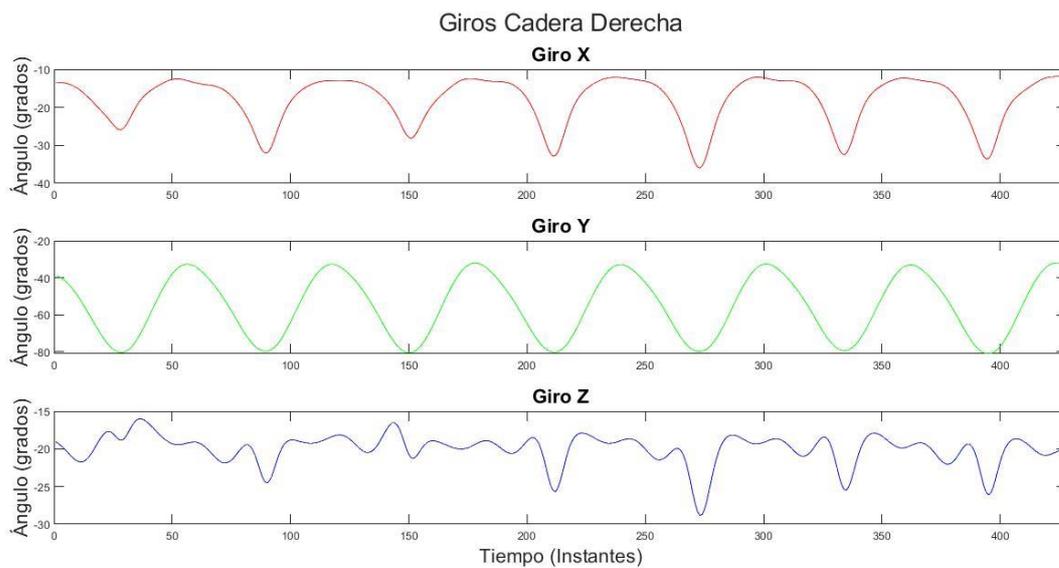


Figura 4-3. Giros cadera derecha (Comunes a todas las simulaciones).

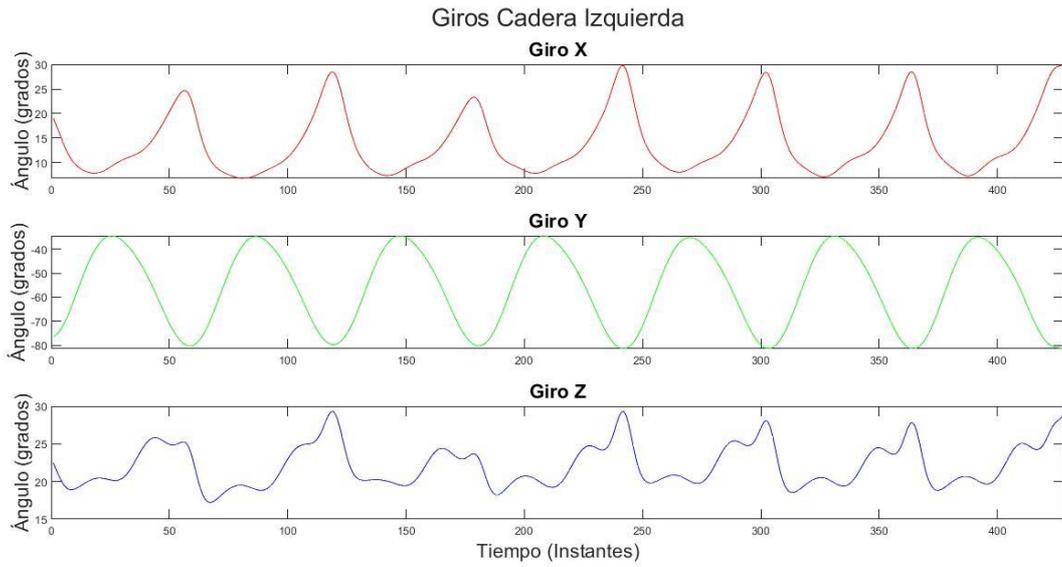


Figura 4-4. Giros cadera izquierda (Comunes a todas las simulaciones).

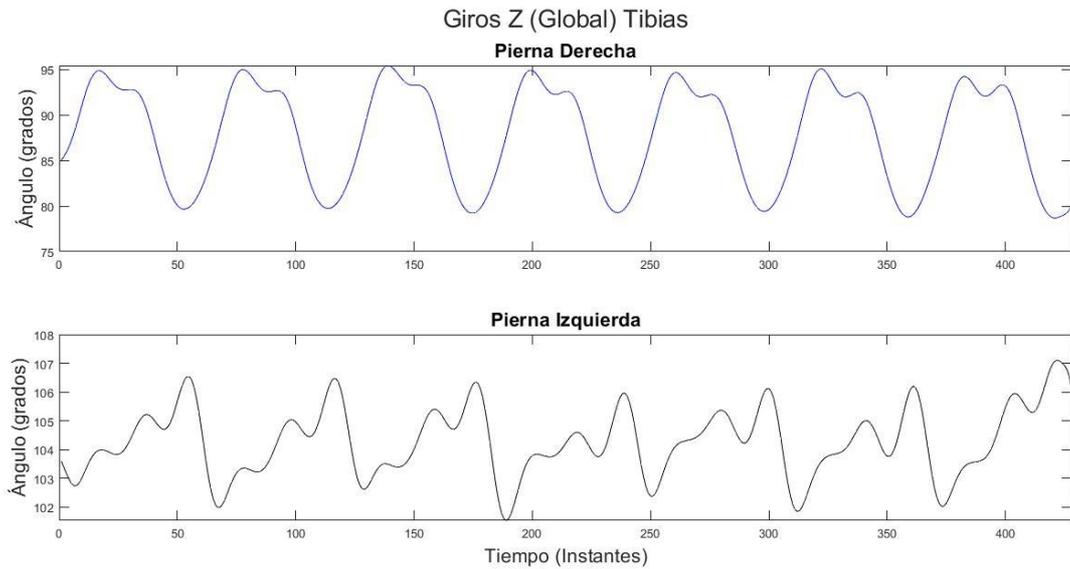


Figura 4-5. Giros en Z (global) de cada tibia.

4.1.1 Simulaciones con variaciones en los movimientos de la pelvis

4.1.1.1 Simulación 1

Tabla 4-1. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 1).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 1	Nulo	Nulo	Nulo	Sí

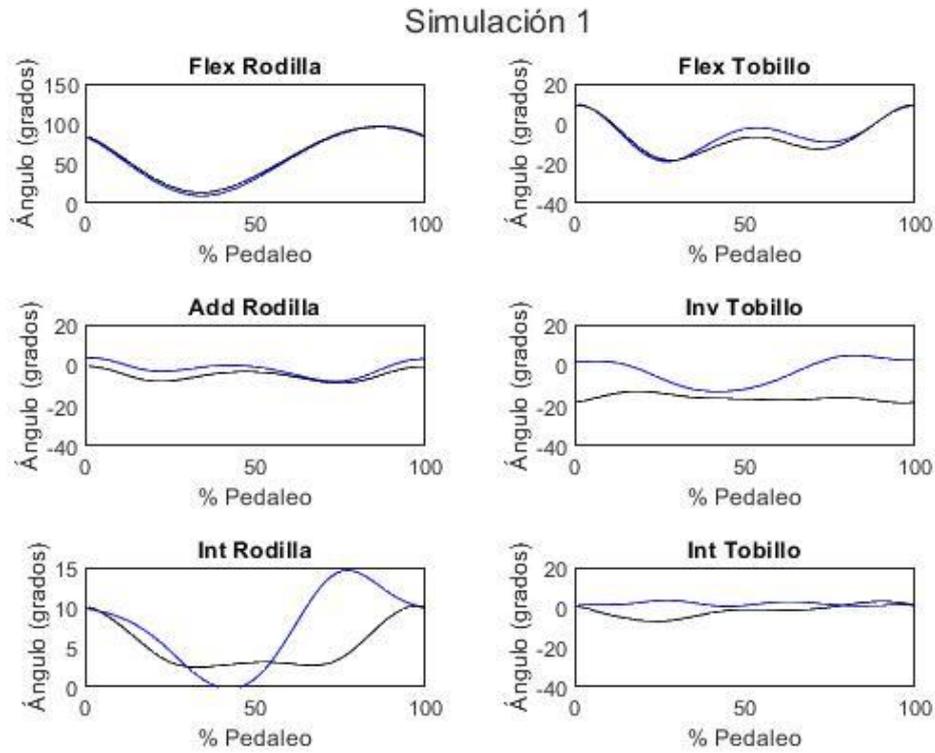


Figura 4-6. Resultados simulación 1.

4.1.1.2 Simulación 2

Tabla 4-2. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 2).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Nulo	Nulo	Sí



Figura 4-7. Inputs pelvis simulación 2.

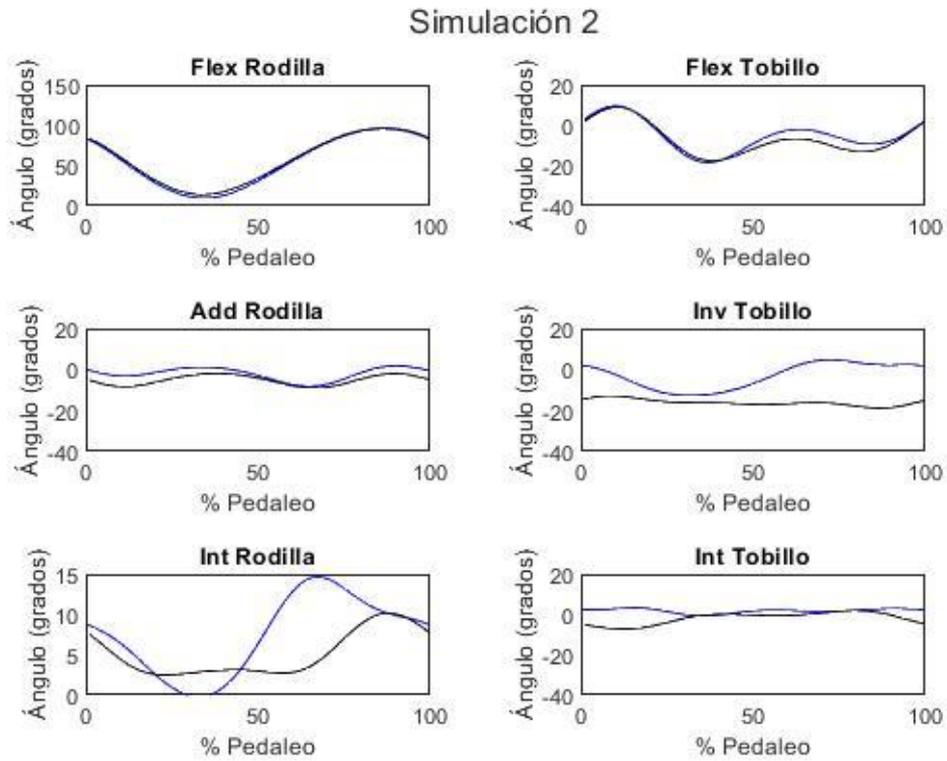


Figura 4-8. Resultados simulación 2.

4.1.1.3 Simulación 3

Tabla 4-3. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 3).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Nulo	Sí	Nulo	Sí



Figura 4-9. Inputs pelvis simulación 3.

Simulación 3

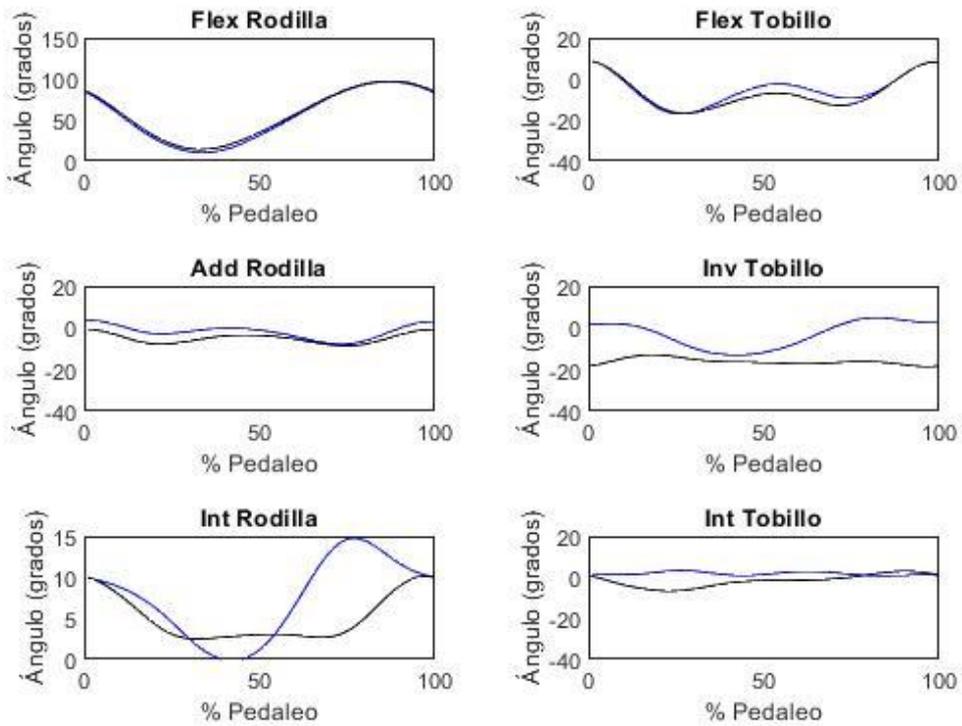


Figura 4-10. Resultados simulación 3.

4.1.1.4 Simulación 4

Tabla 4-4. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 4).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Nulo	Nulo	Sí	Sí



Figura 4-11. Inputs pelvis simulación 4.

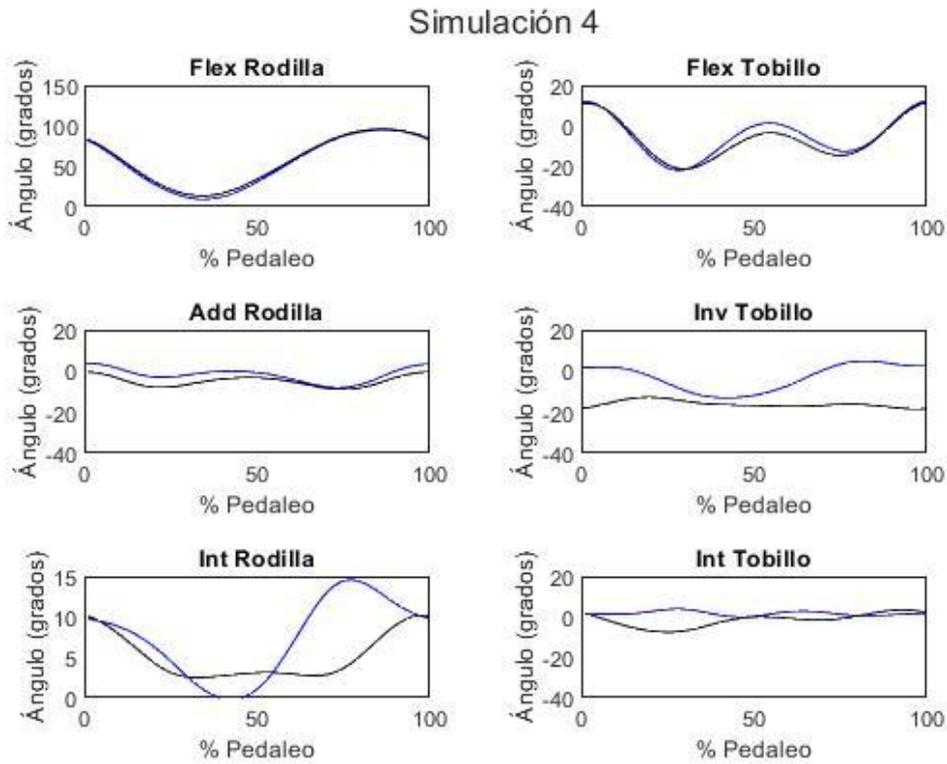


Figura 4-12. Resultados simulación 4.

4.1.1.5 Simulación 5

Tabla 4-5. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 5).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Sí	Sí	Sí

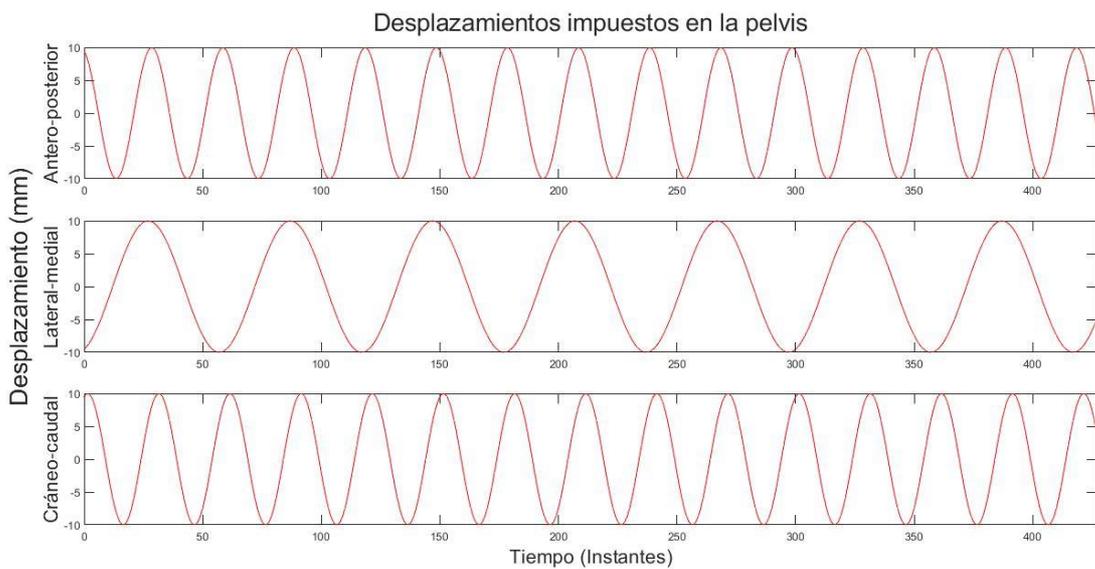


Figura 4-13. Inputs pelvis simulación 5.

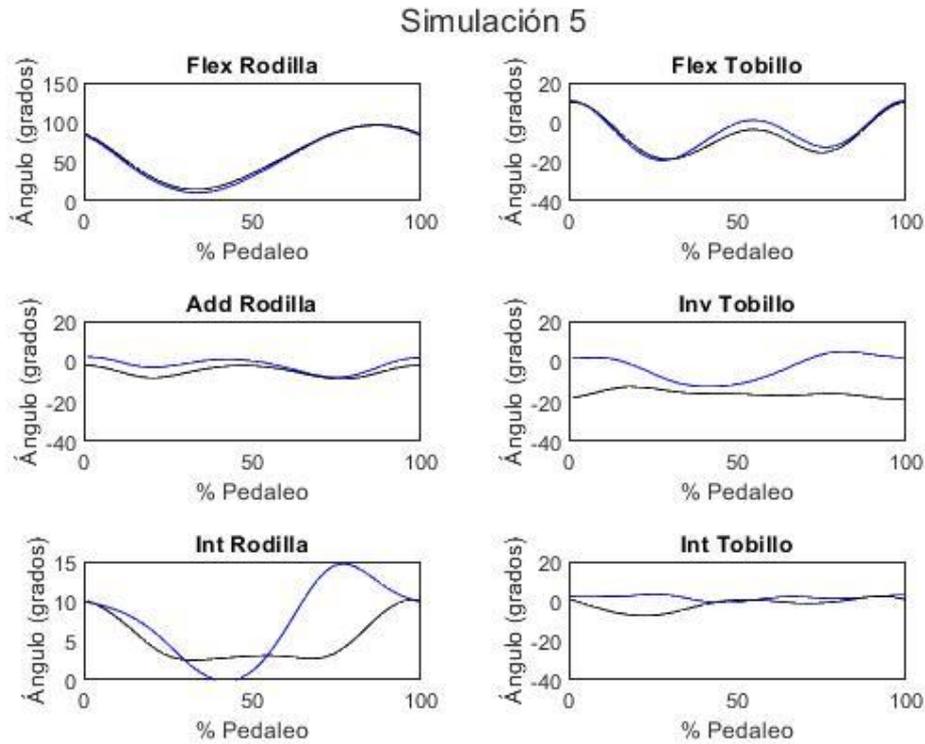


Figura 4-14. Resultados simulación 5.

4.1.1.6 Interpretación de resultados

Los resultados guardan bastante similitud con los movimientos reales de la Figura 4-1 de referencia. La flexión de tobillo es el movimiento menos parecido (tendencia que se repite en todas las simulaciones). A simple vista se puede observar como es el tobillo la articulación más afectada por los cambios de una simulación a otra. Dicho esto, se aprecia que los cambios son muy sutiles, a pesar de haber sido aumentados artificialmente los desplazamientos de la pelvis.

4.1.2 Simulaciones con variaciones en la “altura del sillín”

Tabla 4-6. Movimientos aplicados a la pelvis en simulaciones 6, 7 y 8.

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Nulo	Nulo	Sí



Figura 4-15. Inputs en las simulaciones 6, 7 y 8.

4.1.2.1 Simulación 6

Tabla 4-7. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 6).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Nulo	-10 mm	Sí

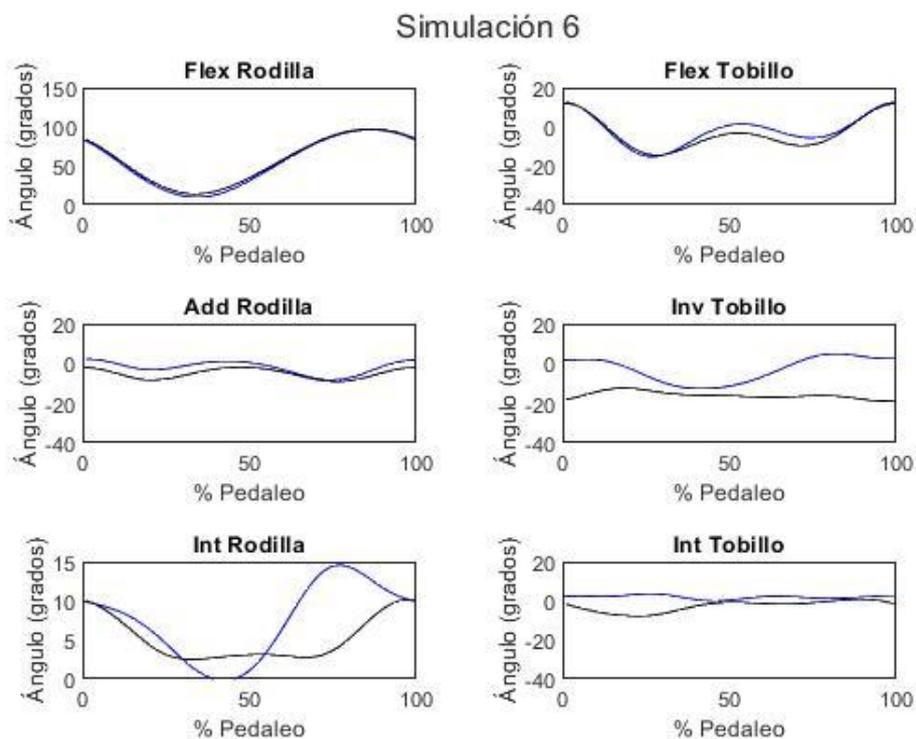


Figura 4-16. Resultados simulación 6.

4.1.2.2 Simulación 7

Tabla 4-8. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 7).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Nulo	-20 mm	Sí

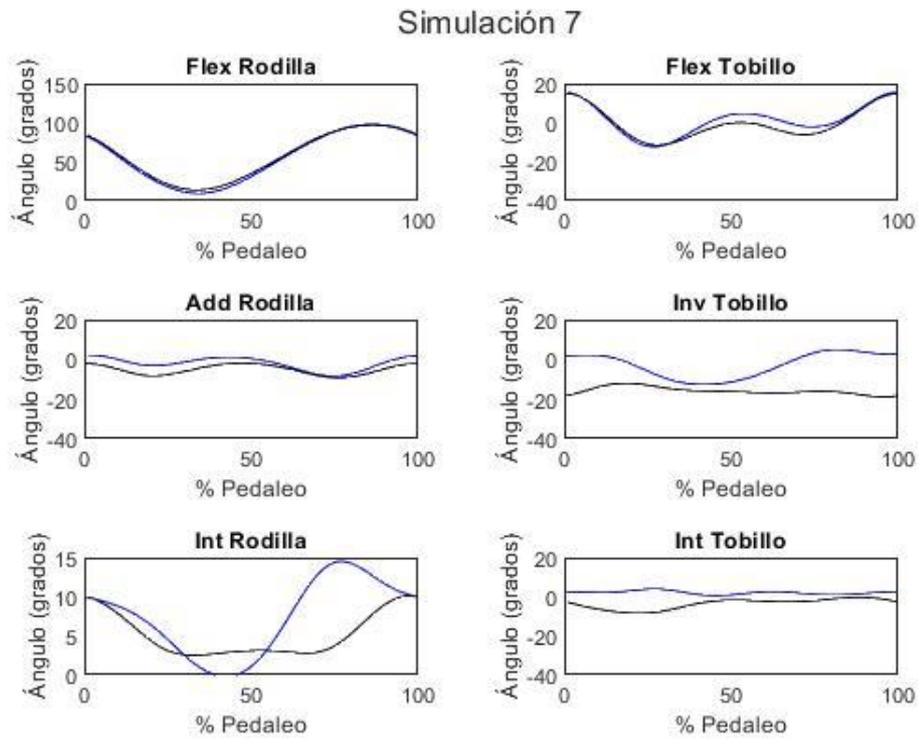


Figura 4-17. Resultados simulación 7.

4.1.2.3 Simulación 8

Tabla 4-9. Movimientos aplicados a la pelvis (simulación 8).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 2	Sí	Nulo	+10 mm	Sí

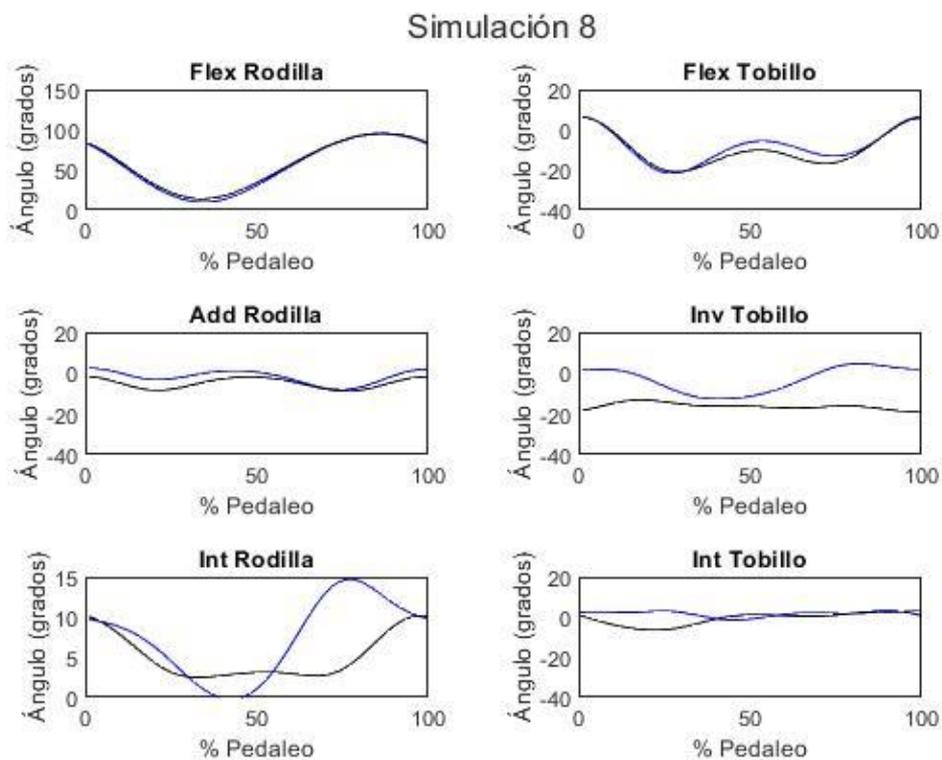


Figura 4-18. Resultados simulación 8.

4.1.2.4 Interpretación de resultados

De nuevo, los resultados de cada simulación difieren muy poco. Cabe destacar, sin embargo, que para este segundo conjunto de simulaciones se ven mayormente afectados los movimientos de flexión (contenidos en el plano sagital).

4.2 Resultados de las simulaciones del participante A

Para todos los sets de resultados del participante A, se ha elegido el ciclo que abarca los instantes del 142 al 222 para la pierna derecha y del 184 al 264 para la pierna izquierda.

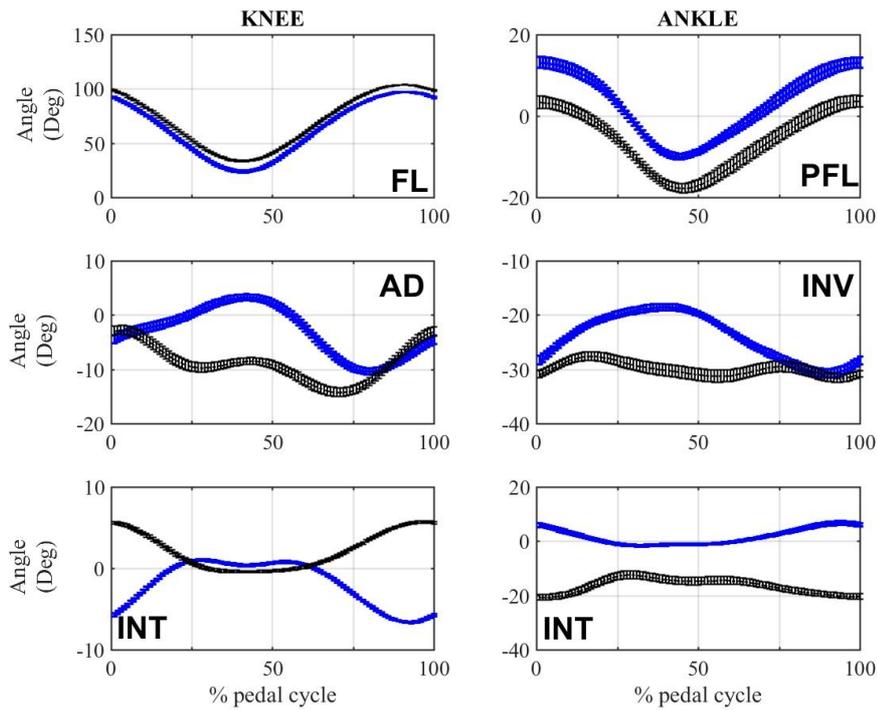


Figura 4-19. Figura de referencia para el participante A.

A continuación (Figura 4-20, Figura 4-21, Figura 4-22 y Figura 4-23) se muestran los datos de entrada comunes a las simulaciones del participante A.

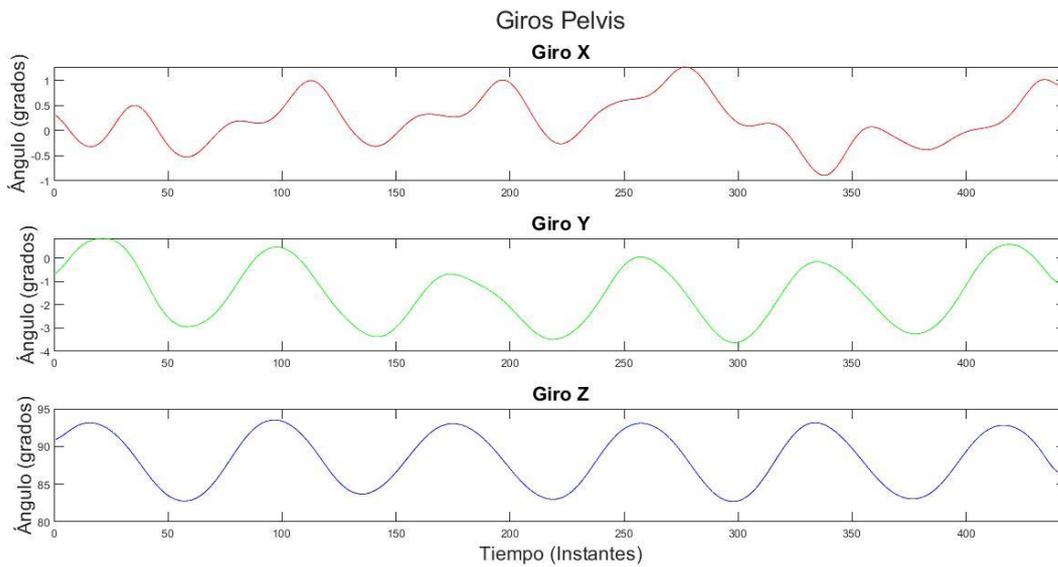


Figura 4-20. Giros de la pelvis (Coord. Globales. Giros comunes a ambas simulaciones).

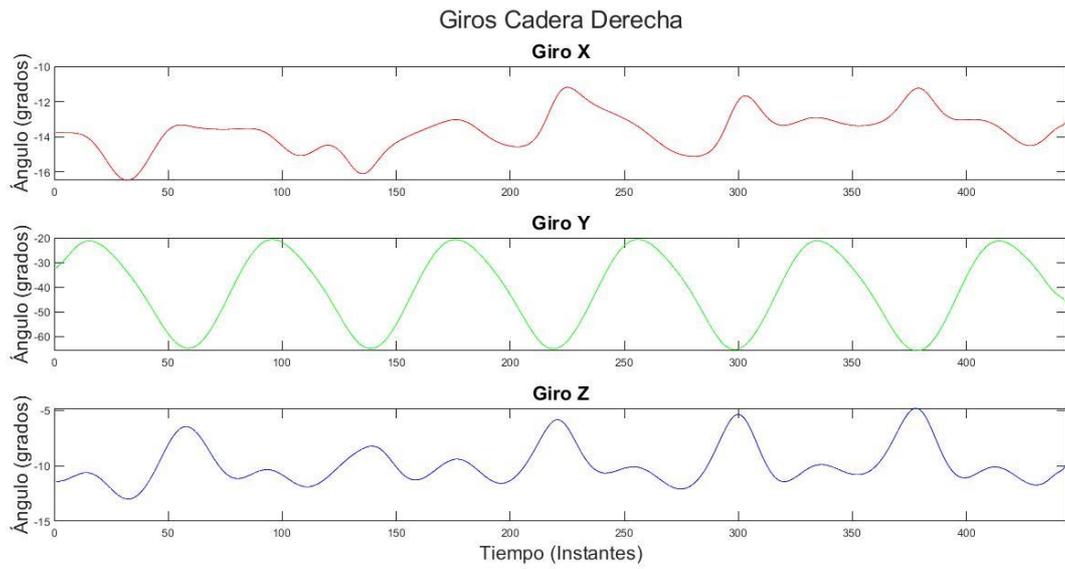


Figura 4-21. Giros cadera derecha (Comunes a ambas simulaciones).

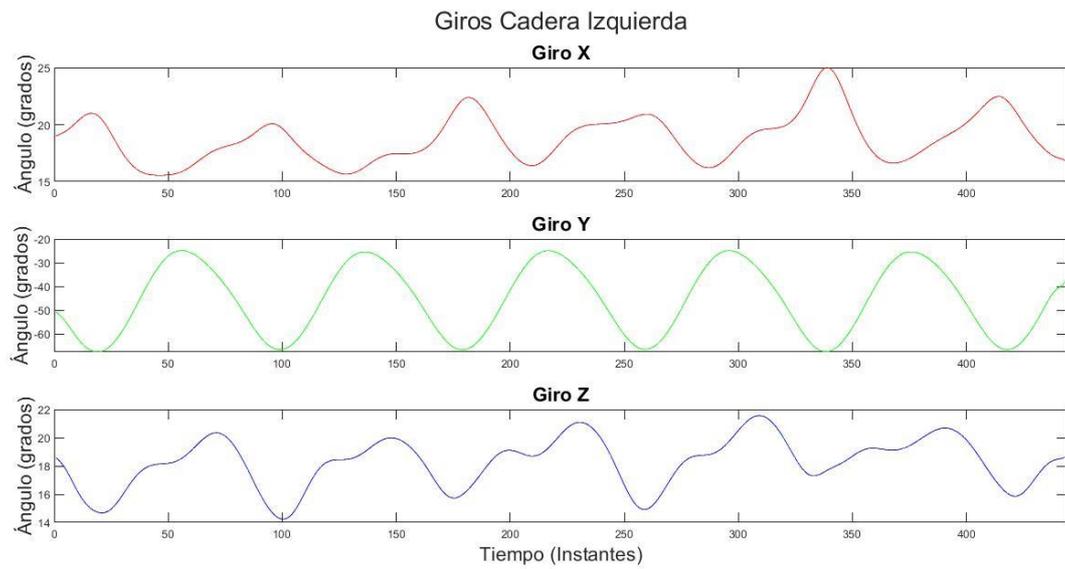


Figura 4-22. Giros cadera izquierda (Comunes a ambas simulaciones).

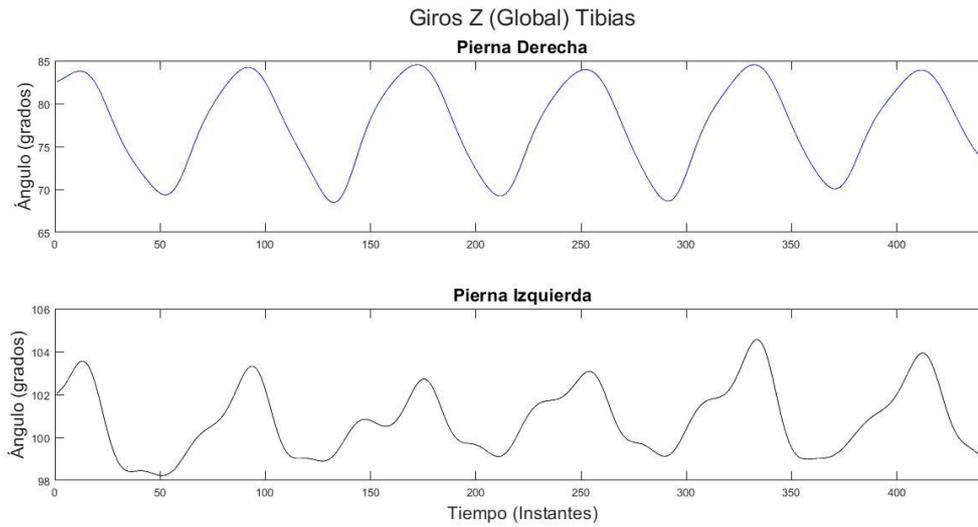


Figura 4-23. Giros en Z (global) de cada tibia.

4.2.1 Simulación 1

Tabla 4-10. Inputs pelvis simulación 1 (participante A).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 1	Nulo	Nulo	Nulo	Sí

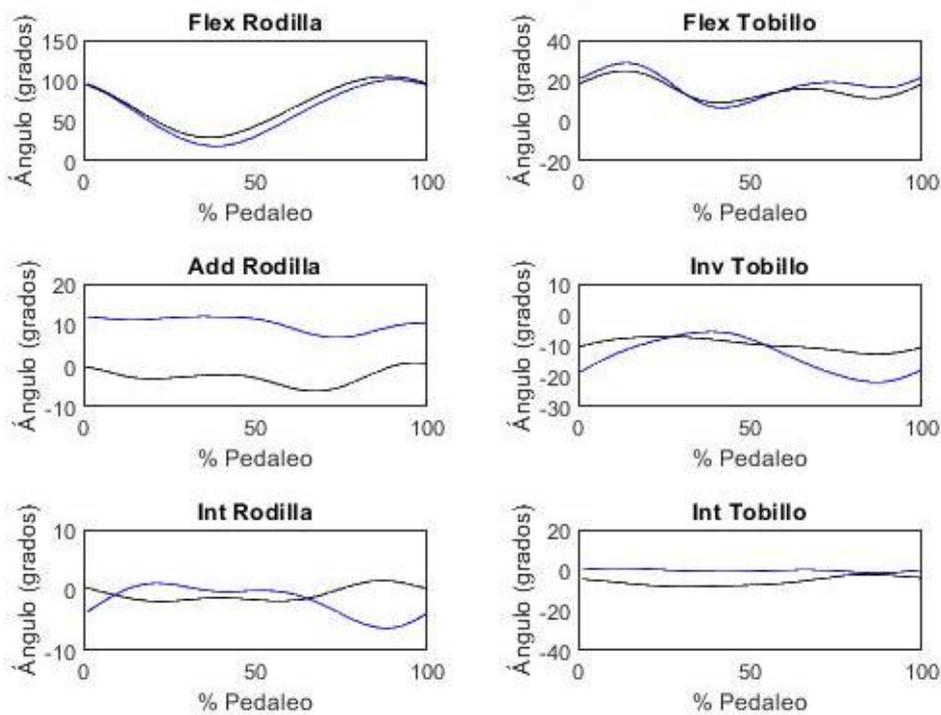


Figura 4-24. Resultados simulación 1 (participante A).

4.2.2 Simulación 2

Tabla 4-11. Inputs pelvis simulación 2 (participante A).

Movimientos aplicados	Lateral-medial	Antero-posterior	Cráneo-caudal	Los 3 giros
Simulación 1	Sí	Sí	Sí	Sí

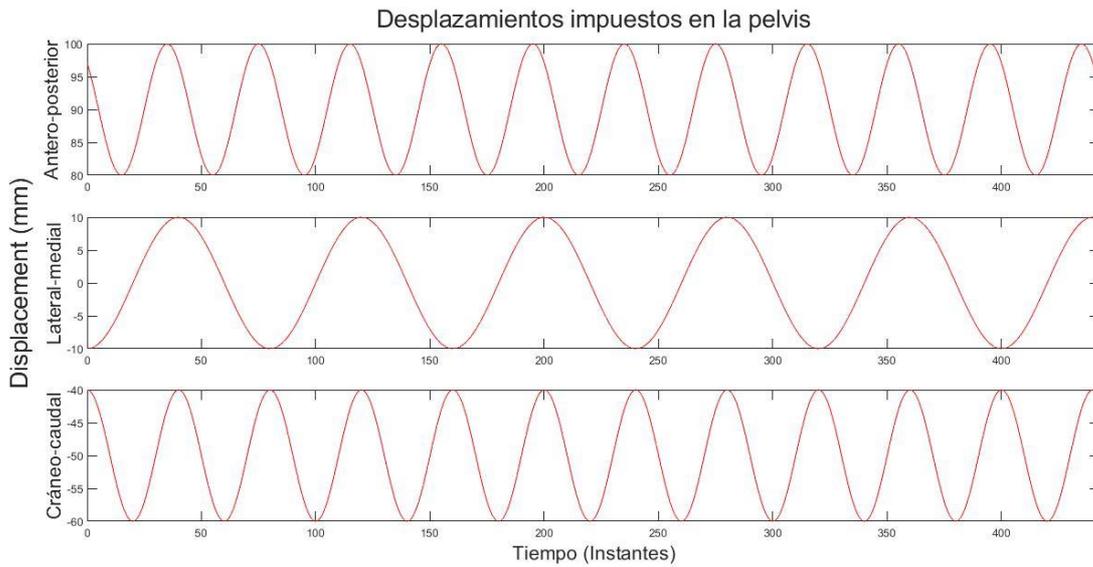


Figura 4-25. Inputs de la simulación 2 (participante A).

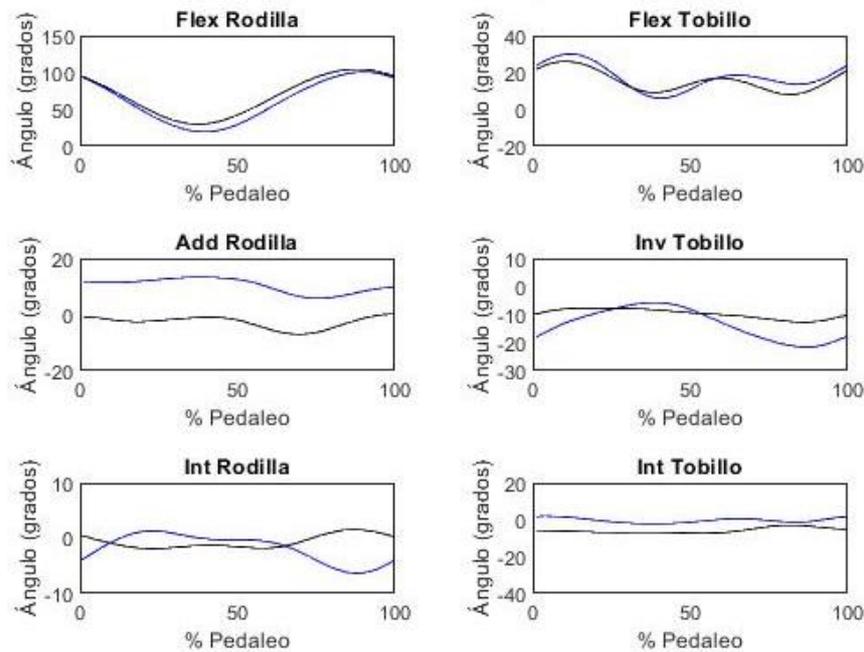


Figura 4-26. Resultados simulación 2 (participante A).

4.2.3 Interpretación de resultados

De nuevo, el tobillo es el que más difiere respecto a la Figura 4-19 de referencia. Los resultados entre simulaciones difieren sobre todo en la rotación interna de tobillo.

5 DISCUSIÓN

Critón, le debemos un gallo a Asclepio.

- Sócrates -

A raíz de los resultados obtenidos de las simulaciones se procede a discutir los mismos.

5.1 Efecto de los movimientos de la pelvis sobre las articulaciones

Como se ha visto en las figuras con los resultados, incluir o no un desplazamiento u otro no tiene una gran trascendencia en los ángulos girados por las articulaciones durante el pedaleo. Esto puede ser achacado a la amplitud de los desplazamientos artificiales impuestos. Pero, como se aprecia en la comparación de la Figura 3-4 con la Figura 3-5 (y de la Figura 3-9 con la Figura 3-10), los desplazamientos reales de la pelvis son pequeños en comparación con los impuestos.

Desmentir la hipótesis de partida, sin embargo, requerirá de un estudio más profundo. Concretamente, estudiar el efecto de los giros de la pelvis durante el movimiento parece un buen punto de partida para futuras investigaciones.

Se debe mencionar que bloquear completamente la pelvis ha sido uno de los pasos intermedios durante el proceso de creación del modelo. También merece la pena recordar que una de las restricciones (en sentido amplio) impuestas al modelo es que fuera capaz de reproducir con fidelidad los ángulos de las figuras de referencia. Teniendo esto en cuenta, la decisión de incluir los giros de la pelvis como dato del problema y no como variable se debe al mejor funcionamiento del modelo, es decir, la reproducción más fiel de los ángulos.

5.2 Efecto de la altura del sillín

El efecto principal observado de la variación de la altura del sillín es el valor de la flexión de tobillo (y en menor medida, de rodilla). Es de esperar, por un lado, que al tratarse de una variación dentro del plano sagital tenga un efecto también dentro del mismo. Pero que el efecto se manifieste más en el tobillo puede ser una consecuencia del modelo. Dado que el sólido del pie es el más corto, y teniendo en cuenta que uno de sus extremos tiene un par de rotación, una variación de la altura global en el otro extremo se traducirá en un mayor ángulo en el tobillo.

5.3 Modelo como herramienta de trabajo

El modelo ha resultado funcionar adecuadamente, pero sobre todo se presenta como una herramienta para futuros estudios. El modelo es capaz de reproducir las diferentes tendencias de los participantes, como se ve en la rotación interna de robilla y en la inversión de tobillo.

Aplicándole mejoras como la adición de dinámica pueden convertirlo en una herramienta muy potente. Cambios en la construcción de los marcadores del modelo para la introducción de los ángulos relativos como datos de entrada pueden además simplificar el proceso de importación de datos-simulación-exportación de resultados.

Además, mejoras en los ficheros de MATLAB ya mencionados (haciéndolos específicos para esta aplicación) pueden facilitar aún más dicho proceso. Por ejemplo, solucionar el problema de las matrices de determinante distinto de 1. MATLAB y Adams leen y escriben ficheros de texto .txt de manera muy similar, prácticamente igual. Es una buena idea usar ambos en tándem.

5.4 Conclusiones

- Se ha desarrollado un modelo multicuerpo tridimensional del tren inferior del ciclista junto con los pedales, capaz de reproducir los ángulos de rodilla y tobillo medidos experimentalmente.
- Se han conseguido reproducir las distintas tendencias de los participantes solamente variando los datos de entrada, sin necesidad de cambiar ninguna dimensión del modelo.
- No se aprecian variaciones significativas en las tendencias de los ángulos de giro entre simulaciones con diferentes datos de entrada de desplazamiento pélvico.
- No se aprecian variaciones significativas en las tendencias de los ángulos de giro entre simulaciones con diferentes datos de entrada de altura del sillín.
- El giro introducido en las tibias supone una limitación, ya que puede estar interfiriendo en los ángulos obtenidos como resultado.

5.5 Trabajos futuros

- Analizar datos de más participantes para ampliar al máximo la muestra.
- Explorar más el rango de las variables de este estudio: ampliar la magnitud de los desplazamientos de pelvis y del sillín.
- Introducir nuevas variables al sistema: giros de la pelvis, de las caderas, o incluso de rodilla y tobillo.
- Imponer en las tibias movimientos relativos, y estudiar la influencia que tiene la elección de qué giro se impone sobre ellas (ya sea en rodilla o en tobillo).
- Emplear el modelo para estudiar a qué se deben las distintas tendencias en el pedaleo de los distintos participantes.
- Emplear el modelo para otros estudios: asimetría, forma de la bicicleta, postura del ciclista, etc.
- Introducir dinámica en el modelo.

REFERENCIAS

- [1] Rodrigo R. Bini, Fernando Diefenthaler, Carlos B. Mota, Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2010) 102–107
- [2] Rodrigo R. Bini, Patria Hume (2016) A comparison of static and dynamic measures of lower limb joint angles in cycling: Application to bicycle fitting, *Human Movement (HUMO)* vol. 17 (1), 36-42, doi: 10.1515/humo-2016-0005
- [3] Andrew R. Chapman et al, The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling, *Journal of Science and Medicine in Sport* (2008) 11, 519-526
- [4] Momeni et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, 11:146
- [5] Rodrigo R. Bini, Frederico Dagnese, Emmanuel Rocha, Mateus C. Silveira, Felipe P. Carpes & Carlos B. Mota (2016) Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling, *European Journal of Sport Science*, 16:5, 553-559, DOI: 10.1080/17461391.2015.1135984
- [6] Brian R. Umberger, Philip E. Martin, Testing the Planar Assumption During Ergometer Cycling, *Journal of applied biomechanics*, 2001, 17, 55-62
- [7] Rodrigo R. Bini & Fernando Diefenthaler (2010) Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion, *Sports Biomechanics*, 9:4, 223-235, DOI: 10.1080/14763141.2010.540672
- [8] Jheisson D. Londoño, Validación de un Protocolo de Medidas para Obtener la Cinemática 3D de un Ciclista, 2020
- [9] Sien Dieltiens et al, Validation of a Bar Linkage Model for Joint Angle Estimation During Cycling, *Appl. Sci.* 2020, 10, 5104; doi:10.3390/app10155104
- [10] Jia-Da Li et al, Soft tissue artefacts of skin markers on the lower limb during cycling: Effects of joint angles and pedal resistance, *Journal of Biomechanics* 62 (2017) 27–38
- [11] Sébastien Cordillet, Nicolas Bideau, Benoit Bideau, Guillaume Nicolas (2019) Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors: Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion, *Sensors* 2019, 19, 2474; doi:10.3390/s19112474
- [12] John Cockcroft et al, A Novel Complimentary Filter for Tracking Hip Angles During Cycling Using Wireless Inertial Sensors and Dynamic Acceleration Estimation, *IEEE SENSORS JOURNAL*, VOL. 14, NO. 8, AUGUST 2014
- [13] E. Martín-Sosa, E. Soler-Vizán, G. Chamorro-Moriano, J. Mayo, J. Ojeda. Optimization of a procedure to measure the 3D kinematic in cycling. ESB Vienna, 2019.