

Trabajo de Fin de Máster

Ingeniería Industrial

Protocolo de tren superior para el análisis cinemático durante la práctica de ciclismo

Autor: Andrés Cebolla Cano

Tutores: Joaquín Ojeda Granja

Ezequiel Martín Sosa



Trabajo de Fin de Máster
Ingeniería Industrial

Protocolo de tren superior para el análisis cinemático durante la práctica de ciclismo

Autor:

Andrés Cebolla Cano

Tutores:

Joaquín Ojeda Granja

Profesor Contratado Doctor

Ezequiel Martín Sosa

Investigador Predoctoral

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020

Trabajo de Fin de Máster
Protocolo de tren superior para el análisis cinemático durante la práctica de ciclismo

Autor: Andrés Cebolla Cano

Tutores: Joaquín Ojeda Granja
Ezequiel Martín Sosa

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

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2020

El secretario del tribunal

A mi familia y amigos

Agradecimientos

Me gustaría comenzar agradeciendo enormemente la ayuda prestada por Ezequiel Martín Sosa durante toda la elaboración de esta tesis. Tanto en el laboratorio de grabación como en la interpretación del código de programación o en los análisis posteriores de los resultados, su apoyo ha sido crucial para llegar a finalizar este estudio.

También quiero agradecer a Joaquín Ojeda las soluciones aportadas a los diferentes problemas que naturalmente surgían durante la realización de un trabajo de este tipo.

Por último, reconozco el esfuerzo que han realizado los amigos que han asistido al laboratorio de grabación, ya que sin ellos no hubiera sido posible cerrar esta etapa de mis estudios.

Andrés Cebolla Cano

Sevilla, 2020

Desde la irrupción de las tecnologías digitales en el campo de la investigación a finales del siglo XX, se comenzaron a utilizar una serie de técnicas para analizar cómo eran, desde el punto de vista sanitario, distintos movimientos que realizaban los seres humanos. De entre estos, el más estudiado era la marcha, pero con el avance del tiempo se comenzaron a analizar también otras actividades cotidianas y deportes.

En el caso del ciclismo, casi toda la literatura que versa sobre la cinemática se centra exclusivamente en el tren inferior. Sin embargo, como se explica en el primer capítulo de este trabajo, el tren superior también contribuye en el movimiento ciclista, por lo que un análisis no estará completo si se desprecia dicha información. Por este motivo, este trabajo trata de diseñar un protocolo de marcadores para el análisis del tren superior ajustado a la postura adoptada encima de una bicicleta.

En el segundo capítulo se presentan los movimientos que permiten cada una de las articulaciones del cuerpo humano, y se explica brevemente el programa computacional que se seguirá para la obtención de los resultados.

En el tercer apartado ya se diseña el protocolo, partiendo del protocolo comercial *Plug-in Gait*, utilizado desde hace años en la investigación de la marcha humana. Se realizarán unas modificaciones para lograr que todos los marcadores tengan una óptima visión, llegando finalmente al desarrollo de dos protocolos diferentes.

En el cuarto punto de este documento es mostrado el laboratorio donde se toman las capturas del movimiento, así como todo el instrumentaje auxiliar y programas informáticos utilizados. También se realiza una explicación de cómo se realiza el procesamiento de los datos grabados.

Por último, se muestran los resultados obtenidos con cada uno de los dos protocolos creados, tanto para el tren superior como para el inferior, y se exponen y debaten las conclusiones finales.

Since the emergence of digital technologies in the research field at the end of the 20th century, a variety of techniques began to be used to analyze, from a health perspective, the different movements carried out by humans. Among these, the most researched was human gait, but as time passed other daily activities and sports began to be analyzed as well.

In the case of cycling, most of the literature on kinematics focuses exclusively on the lower body. However, as explained in the first chapter of this document, the upper body also contributes to the cycling movement, so an analysis will not be complete if this information is neglected. For this reason, this paper provides a suitable marker protocol for cycling that gives the opportunity to investigate upper body kinematics.

The second chapter presents the movements that each of the body's joints allows. Also, the computational program that will be used to obtain the results is briefly explained.

In the third section, two protocols are designed based on the *Plug-in Gait* commercial protocol that has been used for years in human gait research. A serie of modifications will be made to ensure that all markers have an optimal vision, finally leading to the development of two different protocols.

The fourth point of this document describes the laboratory where the motion captures are taken, as well as all the auxiliary instrumentation and computer software employed. An explanation of the processing procedure of the recorded data is also given.

Last but not least, the results obtained with the two new protocols are shown, both for the upper and lower body. Likewise, final conclusions are presented and discussed to conclude this paper.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xvii
Índice de Figuras	xix
1 Introducción	1
1.1 <i>Captura y estudio del movimiento</i>	1
1.2 <i>Revisión bibliográfica</i>	3
1.3 <i>Objetivos y alcance</i>	5
2 Conceptos básicos	7
2.1 <i>Ejes y planos anatómicos</i>	7
2.2 <i>Movimientos en las articulaciones</i>	7
2.3 <i>Cinemática computacional</i>	13
3 Protocolos de marcadores	17
3.1 <i>Protocolo Plug-in Gait</i>	17
3.2 <i>Protocolo Frontal Cycling</i>	24
3.3 <i>Protocolo Posterior Cycling</i>	27
4 Medidas experimentales y procesado	29
4.1 <i>Instrumentos de trabajo</i>	29
4.2 <i>Realización de las capturas de movimiento</i>	31
4.3 <i>Procesado de las grabaciones</i>	34
5 Resultados	37
5.1 <i>Resultados del Frontal Cycling</i>	38
5.2 <i>Resultados del Posterior Cycling</i>	43
5.3 <i>Comparativa Frontal Cycling y Posterior Cycling</i>	48
5.4 <i>Resultados del tren inferior</i>	52
6 Conclusiones y trabajos futuros	57
6.1 <i>Conclusiones</i>	57
6.2 <i>Trabajos futuros</i>	58
Anexo A Funciones de MATLAB	61
Bibliografía	95

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Marcadores del protocolo Plug-in Gait</i>	17
Tabla 2. <i>Marcadores del protocolo Frontal Cycling</i>	25
Tabla 3. <i>Marcadores del protocolo Posterior Cycling</i>	27
Tabla 4. <i>Medidas antropométricas de los sujetos</i>	31
Tabla 5. <i>Comparativa de los resultados de los protocolos Frontal y Posterior</i>	50

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>Bocetos de Borelli del siglo XVII [3]</i>	1
Figura 2. <i>Modelo con marcadores de un ciclista [13]</i>	2
Figura 3. <i>Protocolo de marcadores para el estudio del lanzamiento en béisbol [30]</i>	3
Figura 4. <i>Análisis cinemático bidimensional [38]</i>	4
Figura 5. <i>Diferentes posturas que se adoptan en la práctica del ciclismo [49]</i>	5
Figura 6. <i>Planos y ejes anatómicos</i>	7
Figura 7. <i>Movimientos del cuello [52]</i>	8
Figura 8. <i>Movimientos del hombro [52]</i>	9
Figura 9. <i>Movimientos del codo [52]</i>	10
Figura 10. <i>Movimientos de la muñeca [52]</i>	10
Figura 11. <i>Movimientos en el tronco [52]</i>	11
Figura 12. <i>Movimientos de la cadera [52]</i>	11
Figura 13. <i>Movimientos de la rodilla [52]</i>	12
Figura 14. <i>Movimientos del tobillo [52]</i>	12
Figura 15. <i>Representación gráfica del Teorema de Euler [54]</i>	13
Figura 16. <i>Esquema de los marcadores del protocolo Plug-in Gait [56]</i>	18
Figura 17. <i>Definición de la Chord function</i>	19
Figura 18. <i>Sistema de referencia de la pelvis en el Plug-in Gait [61]</i>	19
Figura 19. <i>Sistema de referencia del tronco en el Plug-in Gait</i>	20
Figura 20. <i>Sistema de referencia de la cabeza en el Plug-in Gait</i>	20
Figura 21. <i>Sistema de referencia del brazo en el Plug-in Gait</i>	21
Figura 22. <i>Sistema de referencia del antebrazo en el Plug-in Gait</i>	21
Figura 23. <i>Sistema de referencia de la mano en el Plug-in Gait</i>	22
Figura 24. <i>Sistema de referencia del muslo en el Plug-in Gait [61]</i>	22
Figura 25. <i>Sistema de referencia de la tibia en el Plug-in Gait [61]</i>	23
Figura 26. <i>Sistema de referencia del pie en el Plug-in Gait [61]</i>	23
Figura 27. <i>Problema con los marcadores de las espinas ilíacas anterosuperiores [62]</i>	24
Figura 28. <i>Problema con los marcadores mediales de la pierna</i>	24
Figura 29. <i>Sistema de referencia de la pelvis en el Frontal Cycling</i>	26
Figura 30. <i>Marcadores de la espalda del protocolo Posterior Cycling</i>	27
Figura 31. <i>Sistema de referencia del tronco en el Posterior Cycling</i>	28
Figura 32. <i>Laboratorio de captura del movimiento en la Escuela de Ingenieros de Sevilla</i>	29
Figura 33. <i>Bicicleta utilizada en este trabajo</i>	30

Figura 34. <i>Ventana de trabajo del programa Vicon Nexus</i>	32
Figura 35. <i>Instrumento usado para la calibración de las cámaras</i>	32
Figura 36. <i>Posición anatómica utilizada como referencia</i>	33
Figura 37. <i>Ajuste automático de la trayectoria perdida con dos splines diferentes</i>	34
Figura 38. <i>Etiquetado de los marcadores</i>	34
Figura 39. <i>Diferentes ángulos de la biela durante un ciclo de pedaleo [65]</i>	37
Figura 40. <i>Cinemática del cuello con Protocolo Frontal</i>	38
Figura 41. <i>Cinemática de los hombros con Protocolo Frontal</i>	39
Figura 42. <i>Cinemática de los codos con Protocolo Frontal</i>	40
Figura 43. <i>Cinemática de las muñecas con Protocolo Frontal</i>	41
Figura 44. <i>Cinemática de la articulación sacrolumbar con Protocolo Frontal</i>	42
Figura 45. <i>Cinemática del cuello con Protocolo Posterior</i>	43
Figura 46. <i>Cinemática de los hombros con Protocolo Posterior</i>	44
Figura 47. <i>Cinemática de los codos con Protocolo Posterior</i>	45
Figura 48. <i>Cinemática de las muñecas con Protocolo Posterior</i>	46
Figura 49. <i>Cinemática de la articulación sacrolumbar con Protocolo Posterior</i>	47
Figura 50. <i>Comparativa de resultados del cuello con cada protocolo</i>	48
Figura 51. <i>Comparativa de resultados de los hombros con cada protocolo</i>	48
Figura 52. <i>Comparativa de resultados de los codos con cada protocolo</i>	49
Figura 53. <i>Comparativa de resultados de las muñecas con cada protocolo</i>	49
Figura 54. <i>Comparativa de resultados de la articulación sacrolumbar con cada protocolo</i>	50
Figura 55. <i>Resultados del artículo de Martín Sosa [63]</i>	52
Figura 56. <i>Cinemática de la articulación de la cadera derecha</i>	53
Figura 57. <i>Cinemática de la articulación de la rodilla derecha</i>	54
Figura 58. <i>Cinemática de la articulación del tobillo derecho</i>	55

1 INTRODUCCIÓN

*Mi cuerpo es un vehículo para
la mecánica de mi deporte*
- Gabrielle Reece -

La biomecánica es una disciplina englobada dentro de la bioingeniería, siendo esta última la ciencia que se dedica a solucionar problemas biológicos con la metodología y las tecnologías científicas. Es decir, la bioingeniería es una rama más de la ingeniería, pero en este caso el objeto de estudio son los seres vivos en lugar de los sistemas clásicamente tratados.

A su vez, la biomecánica se centra tanto en el análisis del movimiento de los seres vivos y las fuerzas que lo provocan, como en el estudio mecánico de diferentes tejidos o en cómo afectan los principios de la mecánica a algunos procesos biológicos. Por tanto, la biomecánica puede ser utilizada como herramienta auxiliar en diversos campos de aplicación: en el ámbito sanitario, para la mejora del rendimiento en deportes o incluso en la propia biología. Este trabajo se centra en el análisis del movimiento del tren superior humano durante la práctica del ciclismo.

1.1 Captura y estudio del movimiento

El estudio del movimiento de seres vivos no es reciente en la investigación: ya en la antigüedad fue objeto de análisis de científicos como Da Vinci o Galileo Galilei [1]. Sin embargo, ha sufrido una gran revolución en las últimas décadas con la aparición de los ordenadores, ya que ha favorecido el desarrollo de laboratorios especializados en la grabación del movimiento, y de potentes herramientas para el posterior procesamiento de los datos recogidos [2]. Estas grabaciones realizadas en el laboratorio tienen la ventaja de ser bastante baratas y con una gran capacidad de ser repetidas, además de que introducen muy poco ruido en las medidas finales al no interferir en el movimiento natural realizado.

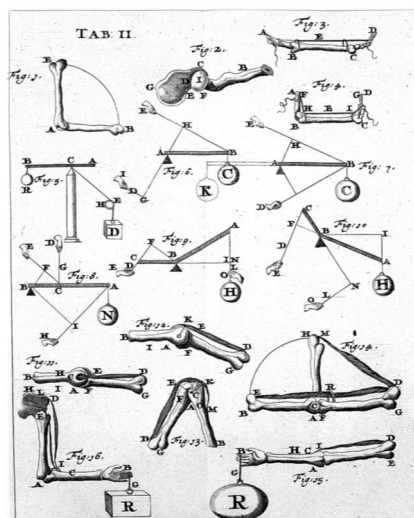


Figura 1. Bocetos de Borelli del siglo XVII [3]

Hoy en día existen multitud de formas de capturar el movimiento bajo estudio, aunque principalmente se pueden distinguir entre los métodos ópticos y los métodos no ópticos [4].

El primer grupo lo componen aquellas metodologías que se basan en la inspección visual, es decir, que utilizan dibujos o imágenes grabadas por cámaras u otro tipo de artilugios. En este grupo se encontrarían las prácticas empleadas por los científicos clásicos citados anteriormente, y también otras técnicas más modernas como el estudio fotográfico [5] o el análisis de las imágenes a través de un ordenador. Estos últimos son los más comúnmente usados hoy en día para la investigación [6], y debido a la gran cantidad de maneras de capturar el movimiento, se suele discernir entre las que usan marcadores o los que no.

Los marcadores son pequeños accesorios que se adhieren a puntos clave del cuerpo del sujeto, con el objetivo de facilitar la grabación. Hay estudios que utilizan marcadores activos que emiten luz propia [7], lo que tiene la ventaja de que pueden programarse para que emitan un cierto color o se enciendan con una frecuencia determinada, facilitando la posterior identificación de cada marcador, o pueden usarse con otros elementos reflectantes. Incluso existe un estudio que usó pines metálicos fijados directamente al hueso mediante pequeñas cirugías para luego analizar las radiografías [8]. Sin embargo lo más habitual, y lo que se empleará en este trabajo, son los marcadores pasivos reflectantes, que son los preferidos en la investigación [9] [10] [11] [12] debido a su precio y su fácil configuración. Este tipo de marcador necesita unas cámaras que emiten luz infrarroja y captan la trayectoria reflejada de los puntos estratégicos del cuerpo humano.

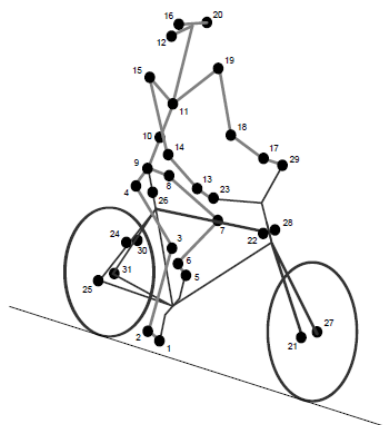


Figura 2. *Modelo con marcadores de un ciclista [13]*

Por otro lado, entre los métodos ópticos que no utilizan marcadores se encuentran otros estudios que utilizan otras tecnologías, como por ejemplo la resonancia magnética [14], aunque esta no es muy útil ya que el propio habitáculo en el que realiza la resonancia restringe enormemente el movimiento del paciente. También hay estudios radiográficos (sin la utilización de pines como en el de Lafortune [8]), que hoy en día se encuentran desaconsejados por la cantidad de radiación que recibían los sujetos [15].

Sin embargo, en estos últimos años la investigación está comenzando a decantarse [16] [17] [18] por un nuevo método óptico sin marcadores que parece que será la opción dominante en un futuro [19]: la detección del primer plano. Esta tecnología es capaz de diferenciar entre el fondo y las imágenes en primer plano, pudiendo separar el movimiento buscado del resto de la imagen. Esto presenta grandes ventajas, como su rapidez de preparación, su bajo coste o que no es necesario un laboratorio ni más material que un ordenador y unas cámaras. Por el contrario, se requiere de un *software* especializado que realice el procesamiento de las imágenes, y aunque cada vez sea más barato, hoy en día no puede competir con el coste del uso de marcadores pasivos.

Por último, entre los métodos no basados en la utilización de imágenes se pueden destacar dos grandes grupos: los de base mecánica y los de base magnética. Entre los mecánicos se encuentran los

que captan la información mediante el uso de sensores inerciales [20] [21], que son sobre todo acelerómetros y giroscopios para la adquisición de datos dinámicos; o los que utilizan exoesqueletos [22] que registran la cinemática y van acoplados al sujeto, que no se han implantado con éxito debido a su elevado precio. Por su parte, los magnéticos [23] utilizan sensores con circuitos de bobinas que son excitados eléctricamente, y según el flujo magnético relativo entre ellas se calcula la posición y orientación.

1.2 Revisión bibliográfica

Los métodos de captura presentados antes sirven para estudiar cualquier tipo de movimiento pero en el sector sanitario el mayormente estudiado es la marcha humana [24] [25], principalmente debido a que es el movimiento más común en el día a día y por tanto el que más patologías presenta; incluso se ha demostrado que puede servir para identificar algunas enfermedades [26].

Sin embargo, debido a la creciente popularidad del ciclismo, cada vez son más comunes los estudios científicos que se centran en la búsqueda de una correcta postura en su práctica, o incluso en la industria deportiva es habitual encontrar empresas como Qualysis o STT-Systems, que se dedican también al análisis del estudio cinemático en el ciclismo para prevenir lesiones y mejorar el rendimiento. En este deporte el pedaleo es el movimiento principal y, al ser ejercido totalmente por el tren inferior, la mayoría de los protocolos usados en la literatura obvian la cinemática del tren superior.

Como el objetivo de este trabajo es la creación de un protocolo que sirva para investigar también el movimiento del tren superior del ciclista, se acudió a repositorios de artículos para ver protocolos de tren superior [27] usados para analizar otros movimientos de diversa índole y estudiar si serían viables para el ciclismo o qué podría reutilizarse de estos.

Entre estos artículos, se encontraron principalmente protocolos para el estudio de la marcha [28] [29], aunque también hay estudios de deportes en los que el tren superior es mucho más relevante como el béisbol [30], el baloncesto [31], el esquí [32] o el remo [33], o incluso es común el análisis de movimientos cotidianos [34] en personas con discapacidades motoras para tratar de ayudarlos.

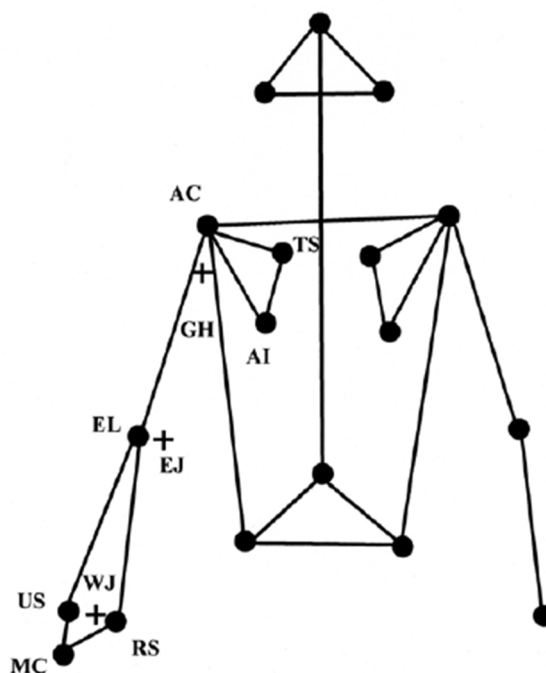


Figura 3. Protocolo de marcadores para el estudio del lanzamiento en béisbol [30]

Sin embargo, todos estos movimientos presentan el mismo problema: la postura no es la misma que la que se adopta sobre la bicicleta, por lo que al utilizar estos protocolos se tendrán problemas de ocultación de marcadores con el cuerpo o la bicicleta, o algunos chocarán con el manillar u otras partes de la bicicleta. Por tanto, en este trabajo se decidió partir del famoso *Plug-in Gait* [35] y realizar una serie de modificaciones que se listarán en los siguientes capítulos para adaptarlo a la práctica del ciclismo.

1.2.1 Número de marcadores

A la hora de elegir un protocolo de marcadores para el estudio del movimiento, hay autores que se inclinan por usar un gran número de marcadores [36], consiguiendo así una amplia cantidad de datos redundantes para un mejor modelado. Sin embargo, esto puede inducir más errores asociados al movimiento de los tejidos blandos del cuerpo al colocar marcadores en zonas con más masa adiposa.

Por otro lado, hay otros autores que, como en este trabajo, utilizan el menor número de marcadores posibles para definir la posición y orientación de los sólidos que forman el modelo [37]. Con esto se consigue que los datos obtenidos sean más fáciles de procesar, pero a cambio su colocación y grabación deben ser muy precisas para poder definir cada sólido de manera correcta.

1.2.2 Análisis bidimensional o tridimensional

En la literatura, muchos autores solo estudian el pedaleo desde un punto de vista bidimensional, ya que los movimientos principales (los de mayor amplitud) pueden registrarse fielmente con una sola cámara colocada en un lateral [38]. Sin embargo, el resto de movimientos que ocurren fuera del plano de grabación de la cámara se pierden y no puede analizarse cómo es la actividad real del ciclista.



Figura 4. *Análisis cinemático bidimensional [38]*

Por tanto, para un análisis sencillo podría servir un estudio bidimensional, pero para un estudio completo hay que apostar por un análisis 3D.

Si bien los movimientos fuera del plano sagital (ver figura 6) son de pequeña amplitud y no contribuyen al pedaleo [39], se ha demostrado que asimetrías en dichos movimientos pueden desembocar en lesiones, además de empeorar el rendimiento del ciclista [40].

Además, se comprobó en un estudio [41] que los ciclistas amateurs tienden a realizar habitualmente estas acciones lesivas mientras que los profesionales no, lo parece indicar que, con un correcto programa de detección y un posterior entrenamiento, pueden evitarse estos movimientos indeseados fuera del plano sagital.

1.2.3 Contribución del tren superior

Por otro lado, parece algo extraño estudiar la cinemática del tronco superior, ya que su movimiento a priori parece no influir en el propio desarrollo del ciclismo; o la de los brazos, que permanecen inmóviles la mayor parte del tiempo. Sin embargo, lo anteriormente descrito no es cierto ni para el ciclismo recreacional ni para niveles deportivos donde podría parecer más evidente que la cinemática del tren superior sí que influye de manera muy activa en el rendimiento.

En primer lugar, a pesar de que el desplazamiento de la bicicleta (que es el objetivo final) se consiga mediante el pedaleo que desarrolla íntegramente con el tren inferior, no se puede obviar que la bicicleta es un vehículo inestable que tiene solo dos ruedas: es el conjunto de los brazos y el tronco los que consiguen estabilizar la bicicleta y evitar que caiga al suelo [42], además de que ser los encargados de permitir girar hacia los lados.

A nivel recreacional es más que evidente que una postura defectuosa sobre la bicicleta, normalmente provocada por una incorrecta altura del sillín, provocará molestias en la zona lumbar que a largo plazo podrán causar lesiones [43].

A nivel deportivo, se aprecia que en los momentos de máxima exigencia (sprints o escaladas de puertos de montaña) el ciclista suele levantarse del sillín para conseguir un mejor rendimiento [44]. Hay estudios que demuestran que en esos casos de máxima intensidad en los que el ciclista se encuentra de pie, los músculos del tronco superior se activan y contribuyen de manera muy importante al pedaleo [45], e incluso la fuerza que ejercen los brazos sobre el manillar afecta al movimiento final [46]. Hay estudios que mediante el uso de bicicletas estáticas han cuantificado la diferencia de potencia entregada en los casos de agarrar el manillar y no sujetarlo [47].

Otro caso en el que la cinemática del tren superior es altamente relevante es en una contrarreloj o en bajadas pronunciadas, en las que el ciclista tiende a adoptar una postura aerodinámica para vencer la resistencia del viento [48]. Si bien esta postura parece no afectar a la cinemática de las piernas, sí que tiene altas implicaciones en la velocidad que puede alcanzar la bicicleta.



Figura 5. *Diferentes posturas que se adoptan en la práctica del ciclismo [49]*

1.3 Objetivos y alcance

El objetivo principal de este trabajo es la creación de un protocolo de marcadores para la captura del movimiento en el ciclismo, que utilice un número mínimo de marcadores y que pueda ser utilizado comúnmente en estudios ciclistas de diferente índole.

Se partirá del protocolo *Plug-in Gait*, utilizado para la investigación de la marcha humana, y se le realizarán una serie de adaptaciones con el fin de hacerlo óptimo para el ciclismo.

Este nuevo protocolo deberá permitir el análisis del tren superior, una vez que se ha mostrado en los apartados anteriores su importancia tanto en el rendimiento como en la salud de los ciclistas. Además, deberá permitir si se desea un estudio bidimensional o uno tridimensional, por lo que la

colocación de estos marcadores deberá elegirse cuidadosamente para posibilitar ambos. Otro punto importante que habrá que tener en cuenta a la hora de colocar los marcadores es que sean visibles por las cámaras y que no choquen o queden ocultos tras el cuerpo del ciclista o la propia bicicleta.

Al final de este trabajo, se realizarán una serie de grabaciones en el laboratorio de marcha con dos versiones del protocolo propuesto, analizando mediante técnicas de cinemática computacional las similitudes y diferencias que puedan aparecer entre ellos.

La cinemática estudiada servirá para la mejora del posicionamiento del ciclista sobre la bicicleta, previniendo así lesiones o molestias, y mejorando la capacidad de pedaleo y el rendimiento.

2 CONCEPTOS BÁSICOS

Antes de comenzar con el análisis del movimiento de los diferentes sujetos, es conveniente explicar y repasar unos aspectos básicos de la anatomía humana y del campo de la cinemática para poder comprender con claridad los capítulos posteriores.

2.1 Ejes y planos anatómicos

En el campo de la anatomía se utilizan tres ejes anatómicos, que son perpendiculares entre sí y atraviesan el cuerpo humano. Estos tres ejes anatómicos son:

- Eje vertical o craneocaudal
- Eje anteroposterior
- Eje laterolateral

Las diferentes combinaciones de dos de estos tres ejes forman cada uno de los tres planos anatómicos, como se puede apreciar en la siguiente imagen.

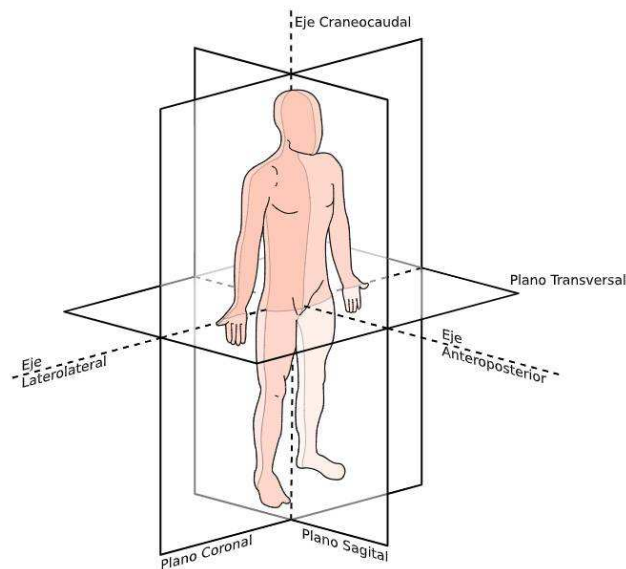


Figura 6. Planos y ejes anatómicos

2.2 Movimientos en las articulaciones

El cuerpo humano es un complejo mecanismo que permite una gran cantidad de movimientos posibles, aunque este trabajo se centrará en las rotaciones alrededor de los tres ejes principales de cada articulación. Cabe destacar que, como se verá a continuación, no todas las articulaciones permiten las tres rotaciones.

Para definir los movimientos, se toma una posición de referencia en la que se considera que todas las articulaciones se encuentran en posición neutra. Esta postura es conocida como posición anatómica [50], y se puede observar en la figura anterior.

De manera general dichas rotaciones [51] se conocen por los siguientes nombres:

- Flexión/Extensión: Son aquellos movimientos que aproximan/distancian dos segmentos próximos entre sí en el plano sagital.
- Aducción/Abducción: Son los que acercan/alejan el segmento a la línea media del cuerpo, el eje craneocaudal.
- Rotación interna/Externa: Son los movimientos de un segmento alrededor de su eje principal.

Sin embargo, de una manera más específica y para facilitar la comprensión de los movimientos de cada una de las articulaciones que se van a analizar, se proporcionan una serie de imágenes ilustrativas comenzando desde la parte superior del cuerpo hasta la inferior.

2.2.1 Articulación del cuello

Realmente el cuello, así como las articulaciones que se estudian a continuación, no son una sola articulación sino un conjunto de estas. En este texto se llamarán por el nombre común para evitar en lo posible la utilización de terminología médica.

Volviendo a la articulación del cuello, el movimiento que se correspondería a la abducción o aducción es llamado en este caso flexión lateral a derecha o a izquierda. Igual ocurre con la rotación, que en lugar de denominarse interna o externa es nombrada rotación a derecha o a izquierda. En la figura 7 se aprecian los diferentes movimientos del cuello: en la parte superior se observa la flexión y extensión, mientras que en la imagen B se aprecia la flexión lateral a derecha y en la C la rotación a derecha.

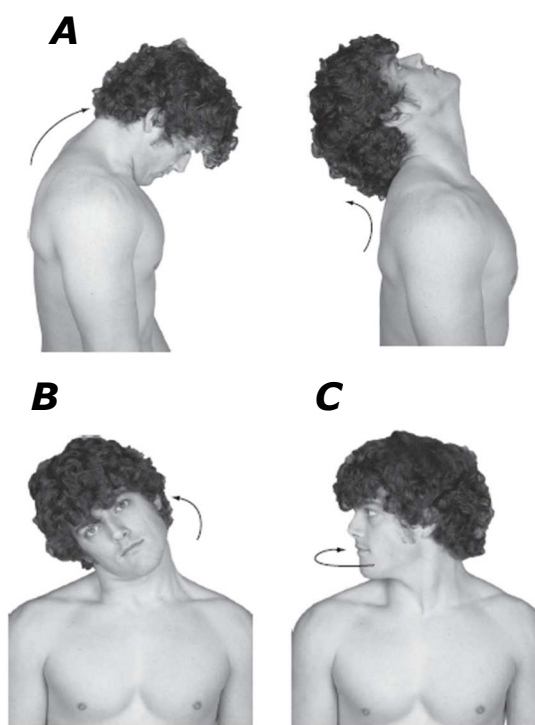


Figura 7. Movimientos del cuello [52]

2.2.2 Articulación del hombro

La articulación del hombro permite las tres rotaciones, así como movimientos complejos que son combinaciones de estas rotaciones. En las imágenes inferiores, la A se corresponde a la flexión y extensión, la B son la abducción y aducción, y en la imagen C se muestra la rotación interna y externa.

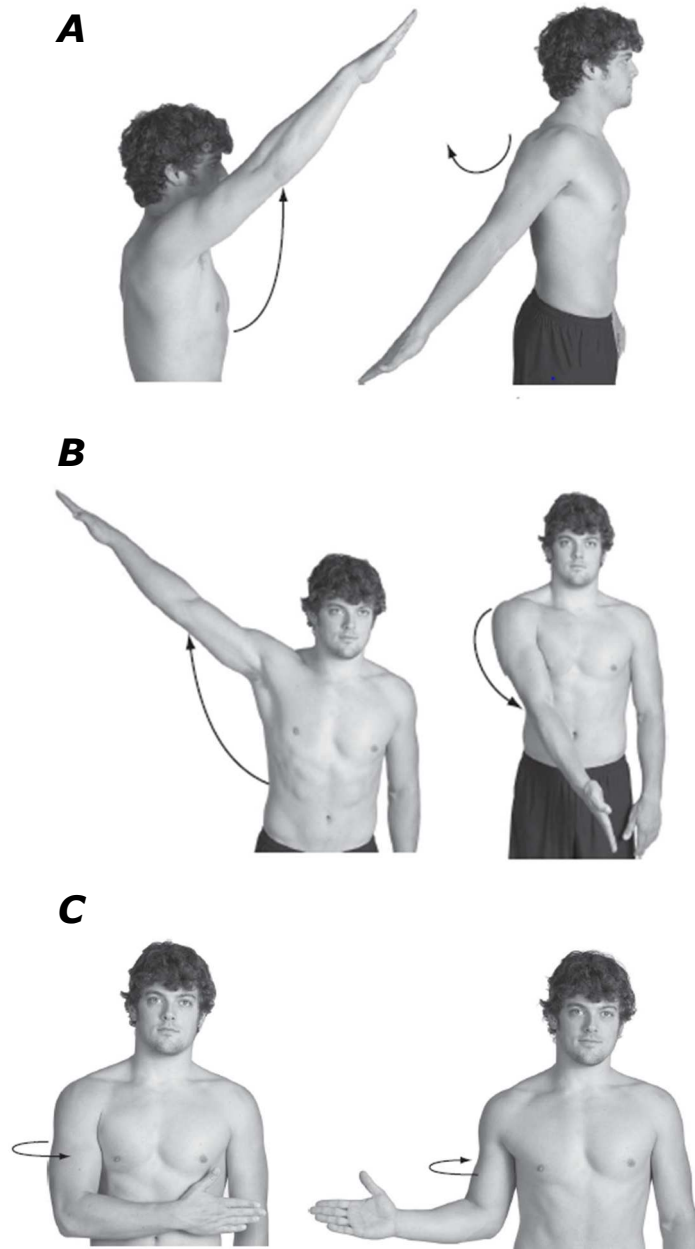


Figura 8. *Movimientos del hombro [52]*

2.2.3 Articulación del codo

En el codo la abducción y aducción no están permitidas. Puede parecer que existan en movimientos como la rotación del hombro, pero si se analiza dicho movimiento detalladamente, el antebrazo y el brazo superior rotan conjuntamente por lo que en el codo no existe giro alguno.

En la figura A se observa la flexión y extensión del codo, y en la B las rotaciones que en lugar de conocerse como interna o externa se denominan pronación y supinación respectivamente.

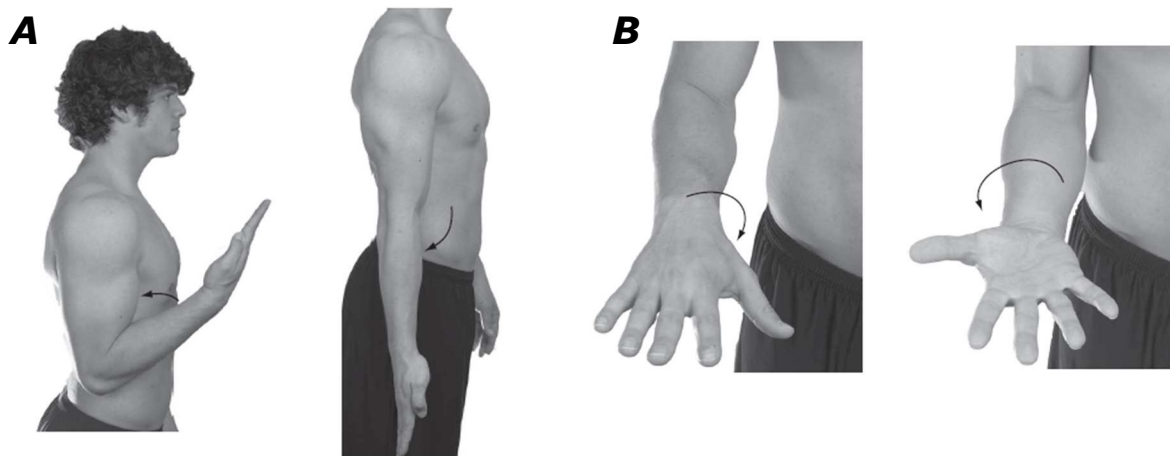


Figura 9. *Movimientos del codo [52]*

2.2.4 Articulación de la muñeca

En la muñeca no existe el movimiento de rotación: para rotar la mano se realiza una rotación del codo, permaneciendo estática la muñeca. En la siguiente figura se observa arriba la flexión y extensión, y debajo la abducción y aducción, respectivamente.

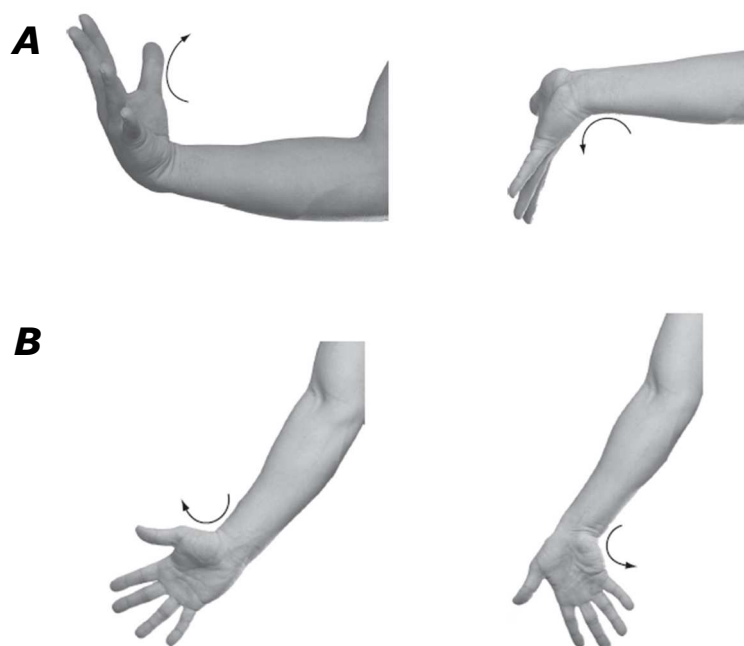


Figura 10. *Movimientos de la muñeca [52]*

2.2.5 Articulación sacrolumbar

En la articulación sacrolumbar ocurre lo mismo que en el cuello. En lugar de existir una abducción o aducción, se denomina flexión lateral a derecha o a izquierda, mientras que la rotación en vez de ser interna o externa es llamada a derecha o a izquierda.

En la imagen siguiente, arriba se observa la flexión y extensión del tronco, y abajo la flexión lateral a derecha y la rotación a derecha.

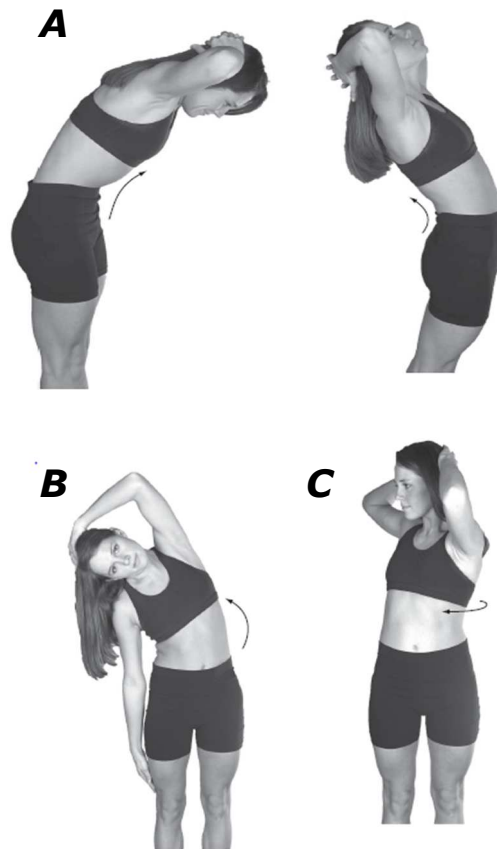


Figura 11. *Movimientos en el tronco [52]*

2.2.6 Articulación de la cadera

La cadera es el equivalente al hombro en el tren inferior, por lo que por analogía permite todas las rotaciones. La figura inferior se sigue el mismo orden usado hasta ahora: en la imagen A se ve la flexión y extensión, en la B la abducción y aducción y en la C las rotaciones.

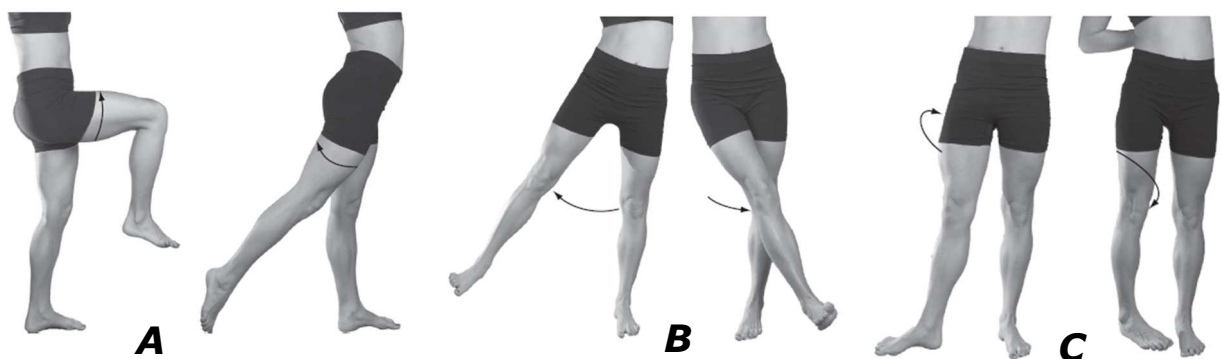


Figura 12. *Movimientos de la cadera [52]*

2.2.7 Articulación de la rodilla

Por otro lado, la rodilla es el equivalente al codo en el miembro inferior y de la misma manera la abducción y la aducción tampoco están permitidas.

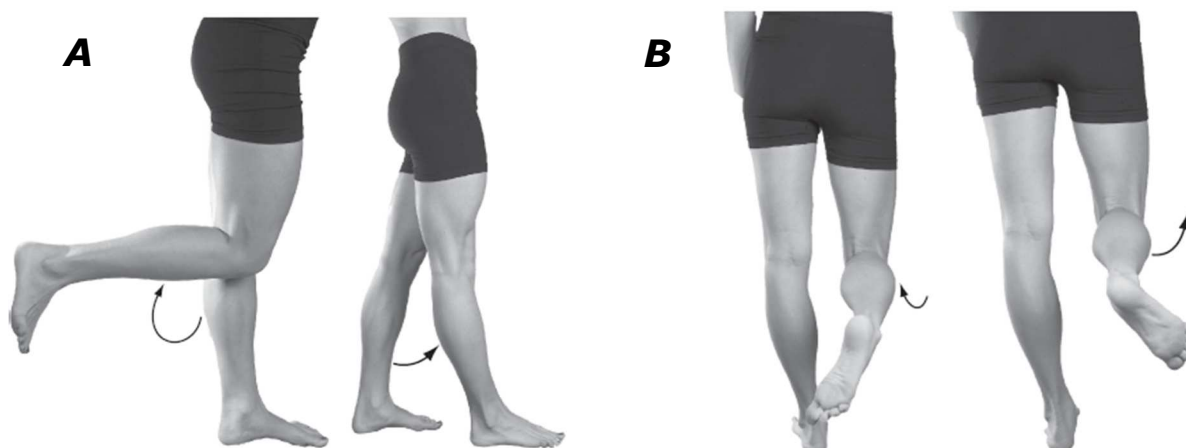


Figura 13. *Movimientos de la rodilla [52]*

2.2.8 Articulación del tobillo

En la articulación inferior del cuerpo tampoco se permite la rotación: es la propia rotación de rodilla la que gira la tibia y el pie conjuntamente, como se observa en la figura 13, por lo que no existe este movimiento en el tobillo. En las imágenes inferiores se aprecia la flexión y extensión del tobillo y las rotaciones externas e internas.

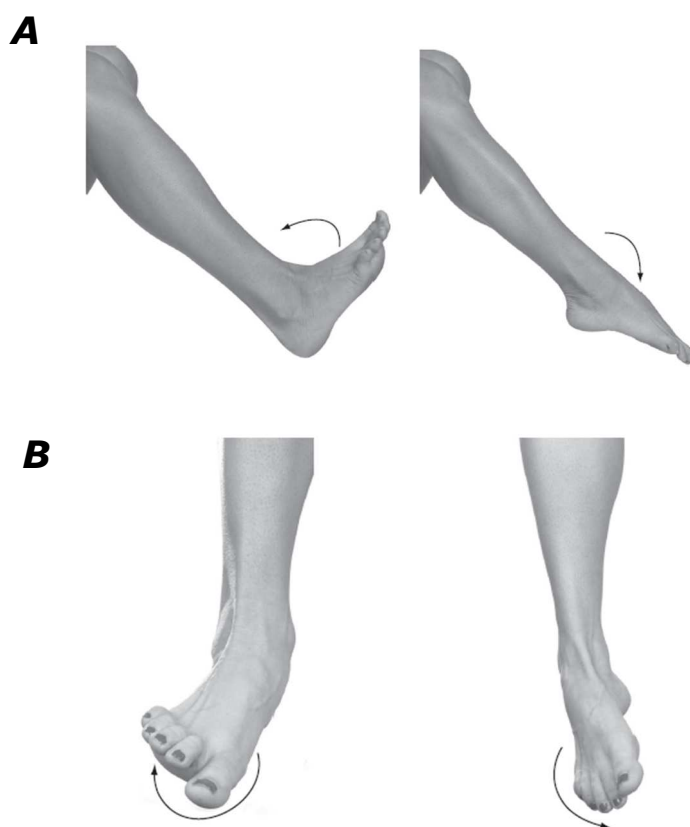


Figura 14. *Movimientos del tobillo [52]*

2.3 Cinemática computacional

La cinemática es la rama de la física que analiza cómo es el movimiento de los cuerpos a lo largo del tiempo. Por tanto, se podría decir *grosso modo* que se basa en conocer la posición y la orientación de los diferentes sólidos que conforman un mecanismo en cada instante.

Para la definición de la posición de un sólido se pueden utilizar diferentes tipos de coordenadas, pero en el campo de la cinemática computacional lo habitual es utilizar coordenadas de referencia o cartesianas debido a que se pueden implementar con mucha facilidad en un programa informático de análisis [53], y a que con la potencia actual de los ordenadores no es problema el elevado número de incógnitas que se utilizan con este tipo de coordenadas.

Por otro lado, a pesar de que la orientación puede ser definida con solamente tres valores, en este trabajo se usarán los cuatro parámetros de Euler, ya que evitan la aparición de singularidades. El teorema de Euler dice que cualquier rotación puede ser definida por un vector unitario $\vec{u}$ que actúa como eje de rotación y el ángulo ϕ que se gira alrededor de él, por lo que los cuatro parámetros de Euler se definen de la siguiente manera:

$$e_0 = \cos \frac{\phi}{2} \quad e_1 = u_x \sin \frac{\phi}{2} \quad e_2 = u_y \sin \frac{\phi}{2} \quad e_3 = u_z \sin \frac{\phi}{2} \quad (1)$$

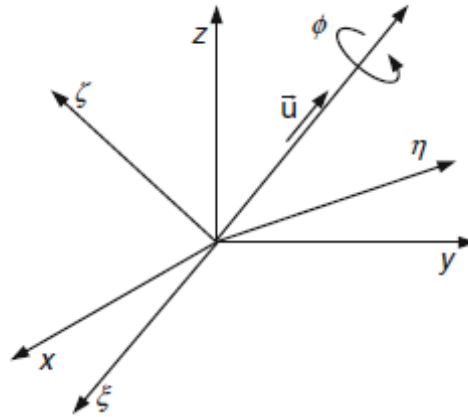


Figura 15. Representación gráfica del Teorema de Euler [54]

Por tanto, cualquier sólido quedará inequívocamente determinado en el espacio con siete valores, tres para la posición y cuatro para la orientación:

$$\mathbf{q}_i = [x_i \quad y_i \quad z_i \quad e_{0i} \quad e_{1i} \quad e_{2i} \quad e_{3i}] \quad (2)$$

A partir de los parámetros de Euler se puede formar la matriz de rotación de cada uno de los segmentos de la siguiente manera [2]:

$$\mathbf{R}_i = 2 \begin{bmatrix} e_{0i}^2 + e_{1i}^2 - 1/2 & e_{1i}e_{2i} - e_{0i}e_{3i} & e_{3i}e_{1i} + e_{0i}e_{2i} \\ e_{1i}e_{2i} - e_{0i}e_{3i} & e_{0i}^2 + e_{2i}^2 - 1/2 & e_{3i}e_{2i} - e_{0i}e_{1i} \\ e_{3i}e_{1i} + e_{0i}e_{2i} & e_{3i}e_{2i} - e_{0i}e_{1i} & e_{0i}^2 - e_{3i}^2 - 1/2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Esta matriz de rotación se utiliza para almacenar toda la información acerca de la orientación de un sólido, ya que es una matriz cuadrada y ortogonal. Este último detalle hace que dichas matrices sean muy útiles en el campo del cálculo numérico, y por ello sean tan populares.

Conociendo las matrices de rotación de dos segmentos adyacentes, es decir la orientación de dichos segmentos, resulta intuitivo pensar que se pueden hallar los ángulos anatómicos que se forman en la articulación común. Esto se consigue gracias a la propiedad de rotaciones sucesivas, que enuncia que dos rotaciones encadenadas se combinan fácilmente mediante una simple multiplicación:

$$\mathbf{R}_{\text{Child}} = \mathbf{R}_{\text{Parent}} \cdot \mathbf{R}_{\text{Joint}} \quad (4)$$

Siendo $\mathbf{R}_{\text{Child}}$ la matriz de rotación del segmento distal, $\mathbf{R}_{\text{Parent}}$ la del segmento proximal y $\mathbf{R}_{\text{Joint}}$ la matriz de rotación de la articulación común a dichos segmentos.

Utilizando ahora la propiedad de ortogonalidad de las matrices de rotación:

$$\mathbf{R}_{\text{Joint}} = \mathbf{R}_{\text{Parent}}^{-1} \cdot \mathbf{R}_{\text{Child}} := \mathbf{R}_{\text{Child}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{Parent}} \quad (5)$$

Una vez que ya se ha obtenido el valor de la matriz de rotación de la articulación, hay que obtener de ella el valor de los ángulos anatómicos, para lo que se vuelve a construir la matriz como la composición de los tres giros anatómicos de la articulación.

En este trabajo se considerará que la flexión es el giro alrededor del eje Y , la aducción alrededor del X y las rotaciones del Z . Por tanto, la matriz de rotación de cada movimiento anatómico es:

$$\mathbf{Flex} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_y) & 0 & \sin(\theta_y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_y) & 0 & \cos(\theta_y) \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\mathbf{Aduct} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_x) & -\sin(\theta_x) \\ 0 & \sin(\theta_x) & \cos(\theta_x) \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\mathbf{Rot} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_z) & -\sin(\theta_z) & 0 \\ \sin(\theta_z) & \cos(\theta_z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

La composición de estos movimientos resulta en la matriz de rotación de la articulación.

$$\mathbf{R}_{\text{Joint}} = \mathbf{Flex} \cdot \mathbf{Aduct} \cdot \mathbf{Rot} \quad (9)$$

$$\mathbf{R}_{\text{Joint}} = \begin{bmatrix} s(\theta_x) s(\theta_y) s(\theta_z) + c(\theta_y) c(\theta_z) & s(\theta_x) s(\theta_y) c(\theta_z) - c(\theta_y) s(\theta_z) & c(\theta_x) s(\theta_y) \\ c(\theta_x) s(\theta_z) & c(\theta_x) c(\theta_z) & -s(\theta_x) \\ s(\theta_x) c(\theta_y) s(\theta_z) - s(\theta_y) c(\theta_z) & s(\theta_x) c(\theta_y) c(\theta_z) + s(\theta_y) s(\theta_z) & c(\theta_x) c(\theta_y) \end{bmatrix}$$

Los valores de esta matriz ya fueron calculados en la ecuación número 5 mediante el uso de los parámetros de Euler, por lo que operando ligeramente con los elementos se pueden obtener los ángulos buscados:

$$\frac{-R_{\text{Joint}(2,3)}}{\sqrt{(R_{\text{Joint}(2,1)})^2 + (R_{\text{Joint}(2,2)})^2}} = \frac{\sin(\theta_x)}{\cos(\theta_x)} = \tan(\theta_x) \rightarrow \theta_x = \arctan\left(\frac{-R_{\text{Joint}(2,3)}}{\sqrt{(R_{\text{Joint}(2,1)})^2 + (R_{\text{Joint}(2,2)})^2}}\right) \quad (10)$$

$$\frac{R_{\text{Joint}(1,3)}}{R_{\text{Joint}(3,3)}} = \frac{\cos(\theta_x) \sin(\theta_y)}{\cos(\theta_x) \cos(\theta_y)} = \tan(\theta_y) \rightarrow \theta_y = \arctan\left(\frac{R_{\text{Joint}(1,3)}}{R_{\text{Joint}(3,3)}}\right) \quad (11)$$

$$\frac{R_{\text{Joint}(2,1)}}{R_{\text{Joint}(2,2)}} = \frac{\cos(\theta_x) \sin(\theta_z)}{\cos(\theta_x) \cos(\theta_z)} = \tan(\theta_z) \rightarrow \theta_z = \arctan\left(\frac{R_{\text{Joint}(2,1)}}{R_{\text{Joint}(2,2)}}\right) \quad (12)$$

El procedimiento explicado en este capítulo será el que se seguirá en este trabajo para cada una de las articulaciones que se analizarán.

3 PROTOCOLOS DE MARCADORES

El tercer capítulo de este trabajo se dedicará a exponer qué es y cómo funciona el modelo *Plug-in Gait*, utilizado ampliamente en el campo del estudio del movimiento. Este modelo fue diseñado inicialmente para el análisis de la marcha, por lo que han sido necesarias una serie de modificaciones para adaptar el protocolo de marcadores que utiliza y crear uno nuevo que sea funcional para el análisis del ciclismo.

3.1 Protocolo *Plug-in Gait*

El modelo *Plug-in Gait* es el nombre comercial con que la empresa Vicon designó al *Conventional Gait Model* desarrollado por Kadaba [35], que se compone de 38 marcadores definidos en la siguiente tabla [55]. Cabe señalar que los marcadores que comienzan por la letra L o R se refieren a la parte izquierda (*left*) o derecha (*right*) del cuerpo del sujeto, respectivamente.

3.1.1 Marcadores del protocolo

En la siguiente table anexa se aprecian los marcadores que conforman el protocolo, así como el segmento al que pertenecen y una breve descripción de su situación.

Tabla 1. *Marcadores del protocolo Plug-in Gait*

Nombre	Segmento	Descripción de la posición
LFHD / RFHD	Cabeza	Sien
LBHD / RBHD	Cabeza	Parte posterior, a la misma altura que los marcadores frontales
LSHO / RSHO	Brazo	Articulación acromio-clavicular
LUPA / RUPA	Brazo	Superficie lateral del brazo superior
LELB / RELB	Brazo	Epicóndilo lateral del húmero
LFRA / RFRA	Antebrazo	Superficie lateral del antebrazo
LWRA / RWRA	Antebrazo	Apófisis estiloides del radio (cerca del pulgar)
LWRB / RWRB	Antebrazo	Apófisis estiloides del cúbito (cerca del meñique)
LFIN / RFIN	Mano	Envés de la mano, próximo al nudillo central
CLAV	Tronco	Hendidura donde las clavículas se unen al esternón
STRN	Tronco	Apófisis xifoides del esternón
C7	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra C7
T10	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra T10
LASI / RASI	Pelvis	Espina ilíaca anterior superior

LPSI / RPSI	Pelvis	Espina ilíaca posterior superior
LTHI / RTHI	Fémur	Superficie lateral del muslo
LKNE / RKNE	Fémur	Epicóndilo lateral del fémur
LTIB / RTIB	Tibia	Superficie lateral de la pierna inferior
LANK / RANK	Tibia	Maléolo lateral del peroné
LHEE / RHEE	Pie	Calcáneo, a la misma altura que los marcadores del mediopié
LTOE / RTOE	Pie	Cabeza del segundo metatarsiano

En la siguiente imagen se puede observar con detalle la situación de cada uno de los marcadores del protocolo *Plug-in Gait*.

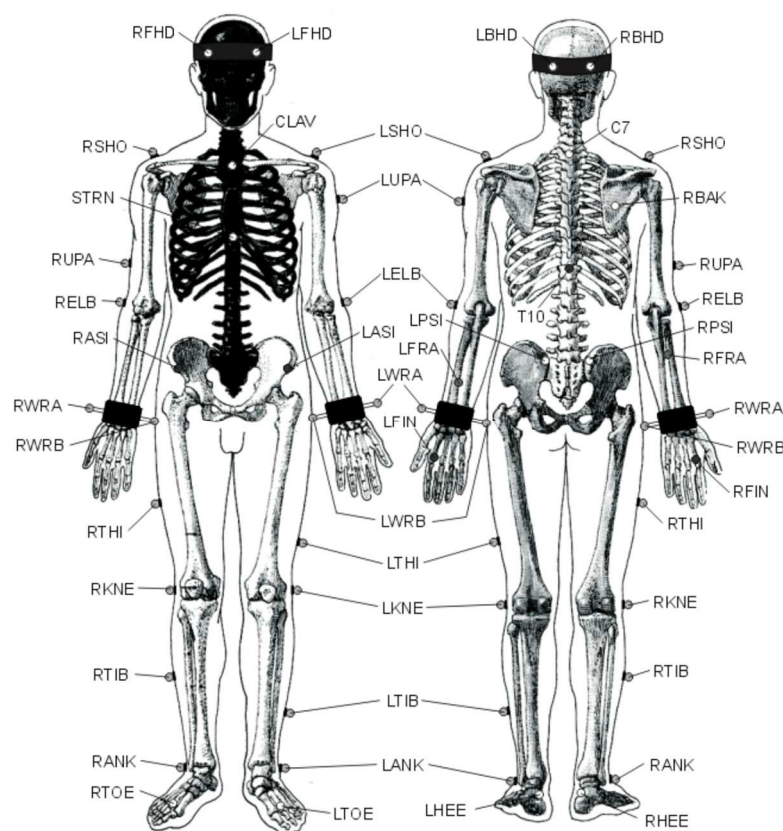


Figura 16. Esquema de los marcadores del protocolo *Plug-in Gait* [56]

La tabla anterior permite ver que el modelo de Vicon divide el cuerpo humano en 15 segmentos interconectados entre sí por medio de las 14 articulaciones estudiadas en el capítulo anterior.

3.1.2 Sistemas de referencia de los segmentos

El modelo *Plug-in Gait* utiliza la hipótesis de que los segmentos que conforman el cuerpo humano son sólidos rígidos conectados entre sí. Para conocer tanto la posición como la orientación de cada uno de estos sólidos es necesario definir un sistema de referencia local propio.

Para crear los sistemas de referencia locales además de los marcadores reflectantes es necesaria la identificación de unos puntos virtuales: los centros de las articulaciones de los miembros inferiores (caderas, rodillas y tobillos) y superiores (hombros, codos y muñecas).

Estos puntos pueden ser obtenidos por diferentes métodos: la *Chord function* [55], el método *SCoRE* [57], el *SARA* [58], con relaciones biométricas, mediante radiografías, etc.

En el protocolo *Plug-in Gait* generalmente se utiliza la *Chord function*, que es un algoritmo que genera un plano mediante la posición de dos marcadores reales y de otro virtual, y con la ayuda de una medida antropométrica determina la posición del centro de rotación buscado.

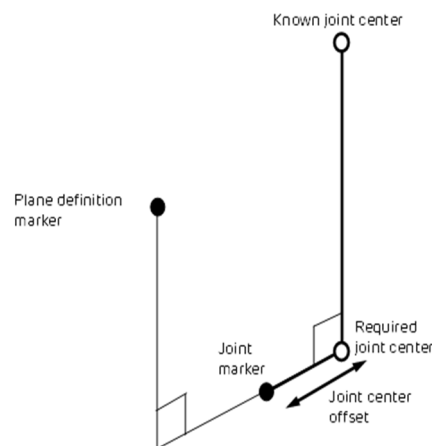


Figura 17. Definición de la *Chord function*

Como se necesita un primer centro de rotación para comenzar a utilizar la *Chord function*, el centro de rotación de las caderas se suele obtener con relaciones biométricas como las de Seidel [59] o las de Newington-Gage [60].

Para la definición de estos puntos virtuales también se necesitan una serie de medidas antropométricas, que se toman a cada uno de los sujetos del estudio. En este estudio se medirán los siguientes parámetros a cada individuo: la altura y el peso, largo de las piernas, los anchos de las rodillas, tobillos, codos y muñecas, espesor de la mano y un *offset* del hombro.

Una vez obtenidos los doce marcadores virtuales necesarios se procede a la construcción de los sistemas de referencia locales de cada uno de los segmentos, de acuerdo con la metodología del manual de referencia de Vicon [55].

- Pelvis:

Se coloca el origen del sistema en el punto medio entre el marcador RASI y LASI. El eje *Y* sigue la dirección de RASI a LASI, y la dirección *Z* se toma perpendicular hacia arriba al plano que forman los cuatro marcadores. El eje *X* es el resultante del producto vectorial de los dos ejes anteriores.

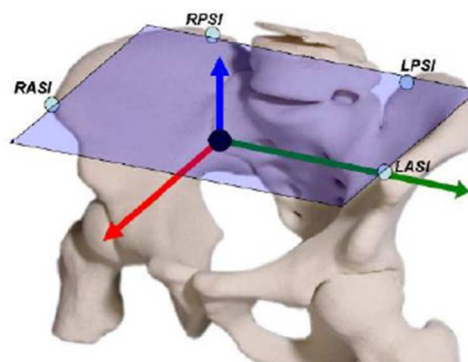


Figura 18. Sistema de referencia de la pelvis en el *Plug-in Gait* [61]

- Tronco:

En el tronco, antes de situar el origen del sistema de referencia se calculan las tres direcciones de los ejes. La primera de ellas es la X , que se obtiene como la línea que une los puntos medios de los segmentos CLAV-STRN y C7-T10. La dirección Z se halla de igual forma, pero en este caso con los puntos medios de los segmentos CLAV-C7 y STRN-T10. El tercer eje, el Y , resulta del producto vectorial. Finalmente, el origen del sistema se sitúa sobre el marcador CLAV, desplazándolo en dirección X lo que mide el radio de un marcador.

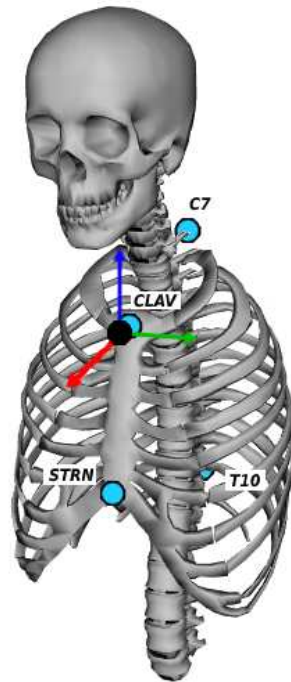


Figura 19. Sistema de referencia del tronco en el Plug-in Gait

- Cabeza:

El sistema de referencia de la cabeza se construye de la misma manera que el de la pelvis: se utilizan cuatro marcadores que están contenidos en un único plano, estando las direcciones X e Y contenidas en este, y la dirección Z perpendicular.

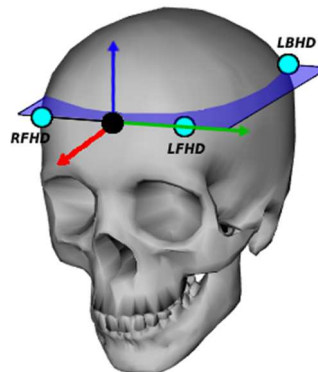


Figura 20. Sistema de referencia de la cabeza en el Plug-in Gait

- Brazo:

Para la definición del sistema de referencia del brazo se necesitan los tres centros de las articulaciones del miembro superior. El origen del sistema se sitúa en el centro del codo, y la dirección Z va dirigida hacia el centro del hombro. Por otro lado, eje Y es la normal (dirigida a la izquierda del sujeto) del plano formado por los tres centros de rotación, y en esta ocasión es el X el que resulta del producto vectorial.

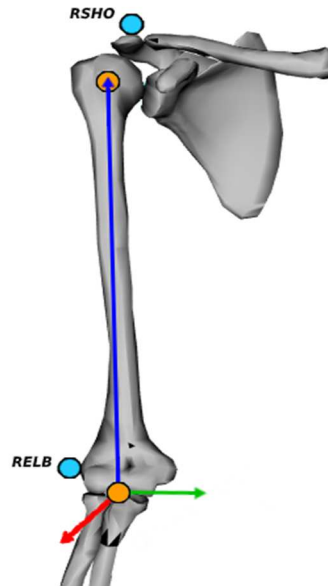


Figura 21. Sistema de referencia del brazo en el Plug-in Gait

- Antebrazo:

El antebrazo sigue las mismas pautas que el brazo superior: el origen se sitúa en el centro de la muñeca y el eje Z se dirige al centro del codo. El eje Y es exactamente el mismo que en el caso superior, y de nuevo la tercera dirección se obtiene de la multiplicación vectorial.

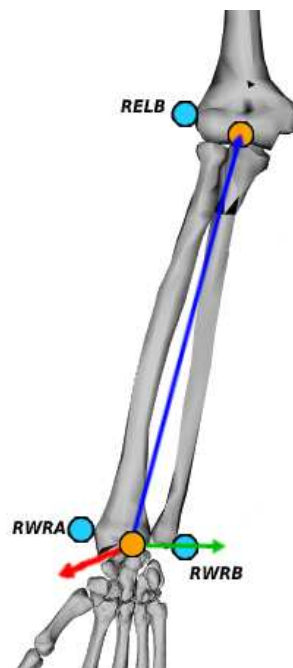


Figura 22. Sistema de referencia del antebrazo en el Plug-in Gait

- Mano:

En la mano, al tener un solo marcador, el origen se obtiene mediante la *Chord function*. El eje Z señala al centro de la muñeca, mientras que el eje Y se dirige de RWRA a RWRB.

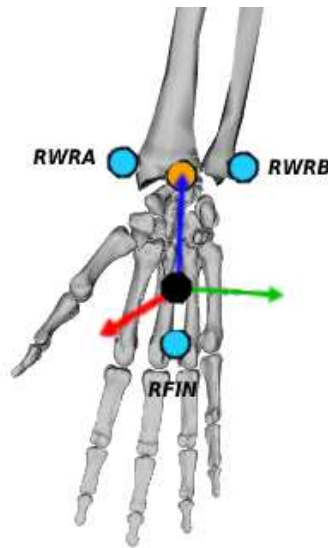


Figura 23. Sistema de referencia de la mano en el Plug-in Gait

- Muslo:

De nuevo se vuelven a usar marcadores virtuales: el centro de la cadera y el de la rodilla. En el segundo es donde va ubicado el origen del sistema. El eje Z se define desde el origen hasta el centro de rotación de la cadera. Por otro lado, el X es la normal en dirección anterior del plano formado por los marcadores KNE y THI y el centro de rotación de la cadera. Como antes, la tercera dirección se calcula con el producto vectorial, y apunta a la izquierda.

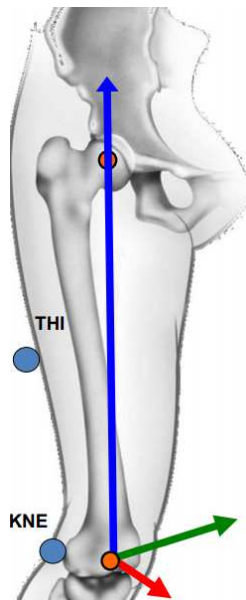


Figura 24. Sistema de referencia del muslo en el Plug-in Gait [61]

- Tibia:

El procedimiento es similar al del muslo, el origen se toma en el marcador virtual del centro del tobillo. El eje Z se dirige desde este punto al centro de la rodilla y el X es la normal al plano formado por KJC, ANK y TIB. De nuevo el Y resulta de la multiplicación de las direcciones anteriores.

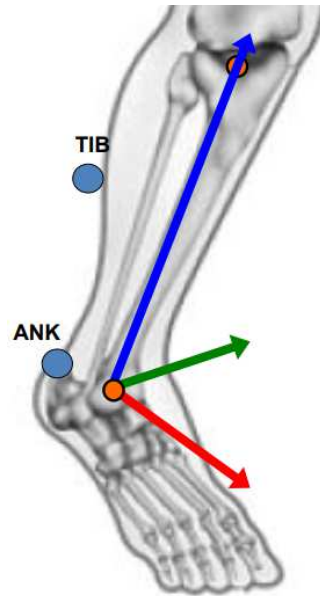


Figura 25. Sistema de referencia de la tibia en el Plug-in Gait [61]

- Pie:

El origen del sólido correspondiente al pie se encuentra en el marcador TOE, y desde este marcador al centro del tobillo se dirige el eje Z. El eje Y es perpendicular al plano formado por TOE, AJC y KJC, apuntando hacia la izquierda del modelo, y el eje X surge del producto vectorial.

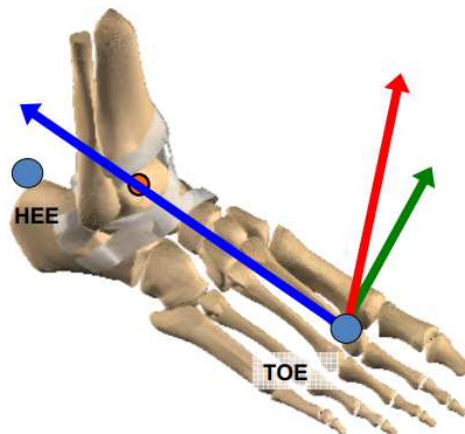


Figura 26. Sistema de referencia del pie en el Plug-in Gait [61]

3.2 Protocolo *Frontal Cycling*

Como se dijo anteriormente, el modelo *Plug-in Gait* fue ideado para el análisis de la marcha humana [35], por lo que para realizar un análisis cinemático en el ciclismo se requiere una adaptación del protocolo de marcadores original. Las modificaciones necesarias se deben principalmente a la postura adoptada en la bicicleta durante el pedaleo. Se desarrollarán dos protocolos bastante similares entre sí, aunque con una pequeña diferencia que se explicará en los siguientes apartados.

3.2.1 Marcadores del protocolo

El primer conflicto surge con los marcadores de las espinas ilíacas anterosuperiores, ya que la posición de estos marcadores no es nada fiable al desplazarse con el movimiento de los tejidos adiposos del sujeto. También se da la circunstancia de que incluso en ciclistas con un porcentaje bajo de grasa corporal dichos marcadores pueden ser tapados por el propio cuerpo.

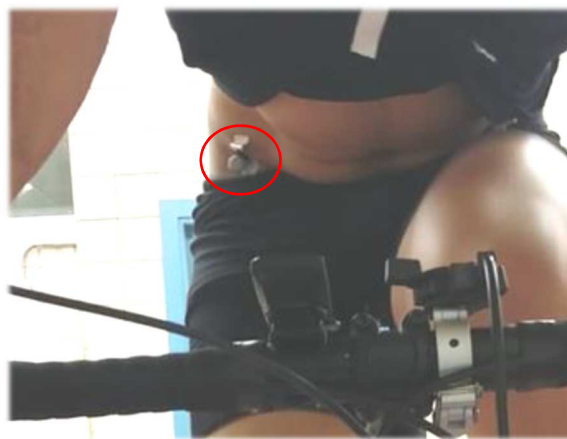


Figura 27. Problema con los marcadores de las espinas ilíacas anterosuperiores [62]

Para solucionar este problema, en los dos protocolos que se van a presentar en este texto los dos marcadores de las espinas ilíacas anterosuperiores son sustituidos por un marcador que se coloca en el hueso sacro. De igual modo, a la hora de realizar modificaciones en el tren inferior, hay que tener en consideración que toda la zona medial de las piernas no puede ser utilizada, ya que entraría en contacto con la propia bicicleta.



Figura 28. Problema con los marcadores mediales de la pierna

Es por ese motivo que las únicas modificaciones que van a realizarse en los miembros inferiores son la relocalización de los marcadores de los muslos (LTHI y RTHI) y tibias (LTIB y RTIB), ya que su definición era bastante imprecisa y podía dar lugar a errores en su posicionamiento. Esta reubicación de los marcadores es realizada de acuerdo con el trabajo de Martín Sosa [63].

Siguiendo con los marcadores de los miembros superiores, se propone la supresión de los marcadores de brazos y antebrazos (RUPA, LUPA, RFRA y LFRA), ya que no se utilizan para la definición de los sistemas de referencia locales.

Por tanto, se ha conseguido reducir el protocolo *Frontal Cycling* a un total de 33 marcadores.

Tabla 2. Marcadores del protocolo *Frontal Cycling*

Nombre	Segmento	Descripción de la posición
LFHD / RFHD	Cabeza	Sien
LBHD / RBHD	Cabeza	Parte posterior, a la misma altura que los marcadores frontales
LSHO / RSHO	Brazo	Articulación acromio-clavicular
LELB / RELB	Brazo	Epicóndilo lateral del húmero
LWRA / RWRA	Antebrazo	Apófisis estiloides del radio (cerca del pulgar)
LWRB / RWRB	Antebrazo	Apófisis estiloides del cúbito (cerca del meñique)
LFIN / RFIN	Mano	Envés de la mano, próximo al nudillo central
CLAV	Tronco	Hendidura donde las clavículas se unen al esternón
STRN	Tronco	Apófisis xifoides del esternón
C7	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra C7
T10	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra T10
LPSI / RPSI	Pelvis	Espina ilíaca posterior superior
SACR	Pelvis	Cresta sacra media
LGTC / RGTC	Fémur	Trocánter mayor del fémur
LKNE / RKNE	Fémur	Epicóndilo lateral del fémur
LTIB / RTIB	Tibia	Tuberosidad tibial
LANK / RANK	Tibia	Maléolo lateral del peroné
LHEE / RHEE	Pie	Calcáneo, a la misma altura que los marcadores del mediopié
LTOE / RTOE	Pie	Cabeza del segundo metatarsiano

3.2.2 Sistemas de referencia de los segmentos

Al modificar la posición de algunos marcadores, la obtención de los marcadores virtuales de los centros de rotación se ve alterada, al igual que la definición de los sistemas de referencia de cada uno de los segmentos.

Tras haber cambiado los marcadores físicos de las piernas, los centros de las caderas, las rodillas y los tobillos, que antes eran obtenidos mediante métodos biométricos y el uso de la *Chord function*, se obtienen ahora siguiendo el procedimiento empleado por Martín Sosa [63]: realizó unas modificaciones a los algoritmos SARA y SCoRE para adaptarlos al nuevo protocolo, y con unas grabaciones de calibración calcula la posición local de los centros de las articulaciones mencionadas.

A continuación, se aclara cómo son definidos los nuevos sistemas de referencia locales.

- Pelvis:

El origen del sistema es el punto medio entre el marcador RPSI y LPSI. El eje Y es la línea que desde RPSI va hacia LPSI. La dirección X se toma como la normal al plano formado por los tres marcadores de la pelvis. El eje Z es el resultante del producto vectorial de los dos ejes anteriores.

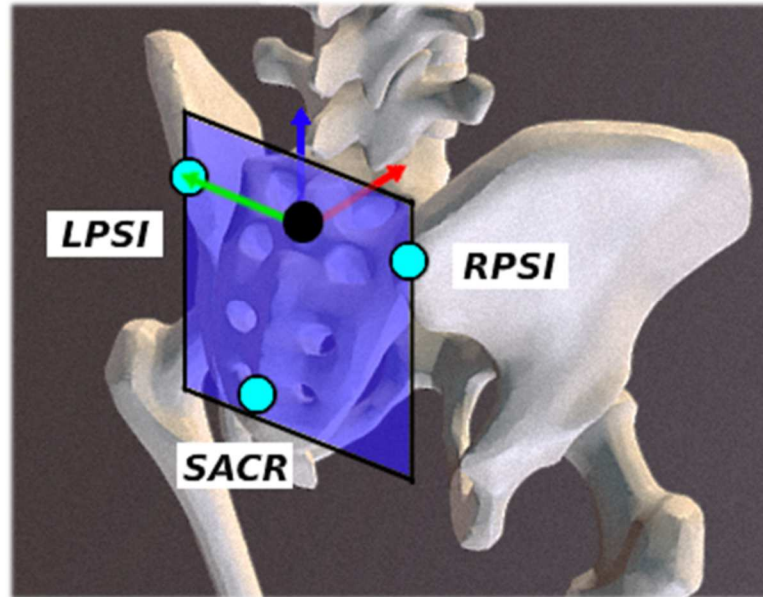


Figura 29. Sistema de referencia de la pelvis en el *Frontal Cycling*

- Muslo:

Al haber desechado el marcador THI y añadir el nuevo GTC el plano usado para hallar la dirección X ahora está compuesto por los marcadores HJC, KNE y GTC

- Tibia:

En este protocolo el sistema de referencia de la tibia se forma de igual manera que en el *Plug-in Gait*, a excepción de que el eje X se define perpendicularmente al plano que contiene el eje de rotación de la rodilla y los marcadores KJC y ANK.

- Pie:

El único cambio es que el eje Y es perpendicular al plano formado en esta ocasión por los marcadores TOE, AJC y HEE, apuntando hacia la izquierda del modelo.

Con esto quedaría completamente definido el modelo *Frontal Cycling*.

3.3 Protocolo *Posterior Cycling*

El principal cambio realizado en esta segunda propuesta es la recolocación de los dos marcadores que se encuentran en la zona pectoral, ya que se observó durante las grabaciones en el laboratorio que es un área que presenta problemas de visualización: suele encontrarse oculta entre el tronco y los brazos del ciclista.

Es por ello que los marcadores CLAV y STRN fueron recolocados en la zona escapular, específicamente en los ángulos inferiores de los omoplatos. El nombre de los marcadores pasó a ser RBAK y LBAK, por analogía con el nombre de unos marcadores de referencia existentes en el modelo *Plug-in Gait*.

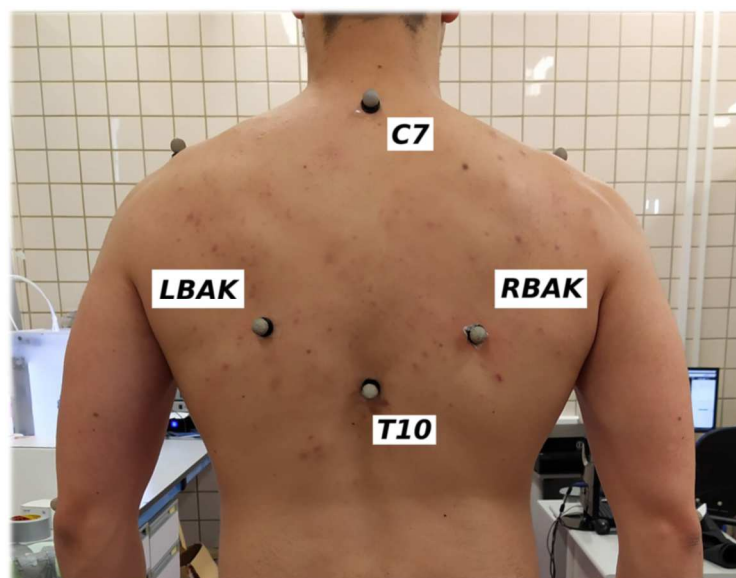


Figura 30. Marcadores de la espalda del protocolo *Posterior Cycling*

3.3.1 Marcadores del protocolo

De nuevo se expone una tabla con todos los marcadores del protocolo *Posterior Cycling* a modo de resumen.

Tabla 3. Marcadores del protocolo *Posterior Cycling*

Nombre	Segmento	Descripción de la posición
LFHD / RFHD	Cabeza	Sien
LBHD / RBHD	Cabeza	Parte posterior, a la misma altura que los marcadores frontales
LSHO / RSHO	Brazo	Articulación acromio-clavicular
LELB / RELB	Brazo	Epicóndilo lateral del húmero
LWRA / RWRA	Antebrazo	Apófisis estiloides del radio (cerca del pulgar)
LWRB / RWRB	Antebrazo	Apófisis estiloides del cúbito (cerca del meñique)
LFIN / RFIN	Mano	Envés de la mano, próximo al nudillo central
C7	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra C7
LBAK / RBAK	Tronco	Ángulo inferior de la escápula
T10	Tronco	Apófisis espinosa de la vértebra T10
LPSI / RPSI	Pelvis	Espina ilíaca posterior superior

SACR	Pelvis	Cresta sacra media
LGTC / RGTC	Fémur	Trocánter mayor del fémur
LKNE / RKNE	Fémur	Epicóndilo lateral del fémur
LTIB / RTIB	Tibia	Tuberosidad tibial
LANK / RANK	Tibia	Maléolo lateral del peroné
LHEE / RHEE	Pie	Calcáneo, a la misma altura que los marcadores del mediopié
LTOE / RTOE	Pie	Cabeza del segundo metatarsiano

3.3.2 Sistemas de referencia de los segmentos

En este modelo el único sólido que se ve afectado por la nueva distribución de marcadores respecto al protocolo *Frontal Cycling* es el tronco, permaneciendo el resto igual.

- Tronco:

En este caso el eje *Y* va dirigido de RBAK a LBAK y el *Z* de la vértebra T10 a la C7, siendo el *X* obtenido por la multiplicación de esos dos ejes. El origen del sistema se desplaza del exterior de la clavícula al exterior de la C7.

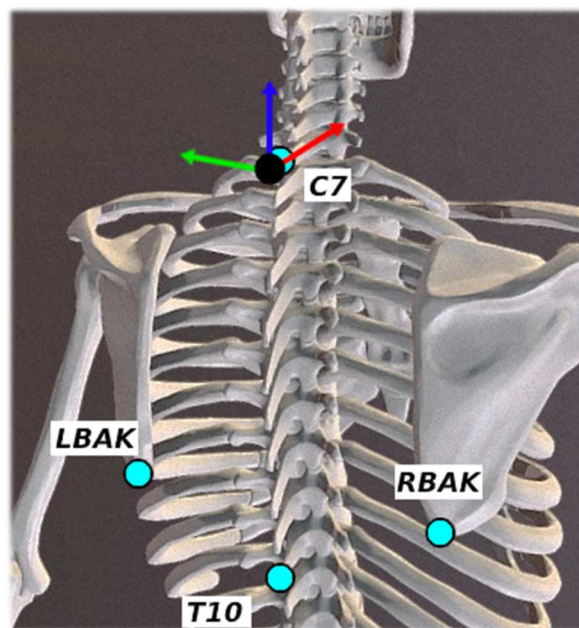


Figura 31. Sistema de referencia del tronco en el *Posterior Cycling*

4 MEDIDAS EXPERIMENTALES Y PROCESADO

Tras la explicación de los diferentes protocolos que se van a utilizar en este estudio se comienza el procedimiento experimental llevado a cabo en el laboratorio de captura del movimiento de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla. En el laboratorio se dispone de doce cámaras que están apuntando a un pasillo en el que se realizan las actividades y movimientos a analizar.



Figura 32. Laboratorio de captura del movimiento en la Escuela de Ingenieros de Sevilla

4.1 Instrumentos de trabajo

- Cámaras:

El aparataje principal son las doce cámaras diseñadas para ser capaces de captar la luz infrarroja que se reflejará en los marcadores. Las seis principales son del modelo Vicon *T-10* y las seis auxiliares del modelo Vicon *Bonita*. Como se aprecia en la imagen superior, cuatro de las cámaras principales están ancladas a la pared, mientras que las otras dos van colocadas sobre trípodes móviles.

Cada una de estas doce cámaras posee un anillo de luces LED que emiten radiación infrarroja. Estas señales se reflejan en los marcadores colocados en el sujeto de estudio, volviendo a cada una de las cámaras y permitiendo conocer la posición de los marcadores en cada instante. La información que recibe cada cámara es la posición bidimensional (en el plano de la cámara) de los marcadores que

pueda observar. Dicha información es procesada automáticamente por el programa informático Vicon Nexus, transformando la posición de los marcadores al espacio tridimensional.

Uno de los puntos que más tiempo ocupó fue el posicionamiento óptimo de las cámaras para que pudiesen ver correctamente todos los marcadores en el espacio de trabajo, ya que estaban organizadas para grabaciones de marcha, por lo que la mayoría de ellas enfocaban a la zona inferior del cuerpo.

Finalmente, y como se observa en las imágenes anteriores del laboratorio, se optó por colocar tres cámaras que grabasen desde detrás del sujeto, seis desde el frente y las tres restantes en los laterales del ciclista.

- Marcadores:

Los marcadores usados son pequeñas esferas de 12 milímetros de diámetro, de plástico y envueltas en una capa de papel reflectante. Los marcadores se colocan en unos puntos anatómicos específicos según el protocolo utilizado.

Siempre se intenta que su ubicación sea en puntos del cuerpo donde la grasa o el tejido muscular sea mínimo, ya que para el análisis del movimiento es esencial no falsear los datos con los desplazamientos de estas masas.

- Bicicleta:

La bicicleta utilizada es una bicicleta de marca Orbea que ya había sido empleada en otros proyectos en el mismo laboratorio. La bicicleta se sitúa longitudinalmente en el pasillo de marcha, lo que se consideró óptimo tras probar varias configuraciones formando diferentes ángulos en las que se intentaba aprovechar las cámaras fijas en la pared para ver los marcadores laterales.



Figura 33. *Bicicleta utilizada en este trabajo*

La rueda trasera va apoyada sobre un rodillo de entrenamiento, conectado a un dispositivo inalámbrico que permite al sujeto conocer la potencia que está desarrollando y las revoluciones a la que está pedaleando. Para este trabajo se ha considerado un pedaleo en torno a 90 revoluciones por minuto y una potencia de 100 vatios.

Los pedales utilizados son automáticos con sus zapatillas correspondientes, lo que contribuye a una mayor repetibilidad en los experimentos ya que este tipo de pedales impiden el movimiento relativo entre pie y pedal, además de restringir los movimientos fuera del plano sagital.

- Equipo informático:

Toda la información que captan las cámaras es transferida a un ordenador que tiene instalado el *software* Vicon Nexus, programa encargado de tratar los datos recibidos. En dicho programa se procede al etiquetado de los marcadores de acuerdo al protocolo elegido. Luego se exportan los datos de posición de los marcadores a otro *software* de cómputo numérico, MATLAB, en el que se programa la rutina de análisis del movimiento del ciclista.

4.2 Realización de las capturas de movimiento

Tras haber detallado brevemente el material con el que se va a trabajar se procede a la preparación del entorno de trabajo. El primer paso es la medición de los parámetros antropométricos del sujeto que va a pedalear. En este estudio se ha trabajado durante varios días de manera individual con cuatro voluntarios, todos varones y de 24 años, y que practican ciclismo de forma recreativa alrededor de dos veces al mes.

En la tabla 4 se observan las medidas de los sujetos de este trabajo. Todas las medidas se encuentran en milímetros y el peso en kilogramos.

Tabla 4. Medidas antropométricas de los sujetos

	Sujeto 1		Sujeto 2		Sujeto 3		Sujeto 4	
Altura	1795		1800		1790		1880	
Peso	71,9		77,5		77,5		76	
	<i>Izq</i>	<i>Der</i>	<i>Izq</i>	<i>Der</i>	<i>Izq</i>	<i>Der</i>	<i>Izq</i>	<i>Der</i>
Pierna (<i>largo</i>)	915	905	910	920	930	935	915	910
Rodilla (<i>ancho</i>)	101,1	102,1	107,5	107,5	102,6	98,2	99,5	96,5
Tobillo (<i>ancho</i>)	69,6	68,2	68,6	67,6	72,1	74	67,8	65,7
Hombro (<i>offset</i>)	72,5	70	75	75	65	65	70	70
Codo (<i>ancho</i>)	90,2	89,7	95,4	96,7	71,7	73,6	89,1	92,2
Muñeca (<i>ancho</i>)	58,9	60,2	54	52,9	64,1	57,3	58,7	58,7
Mano (<i>espesor</i>)	35,2	32,2	35,7	37,8	38,5	32,7	36,5	32,5

Después de medir al ciclista, el próximo paso es acondicionar el volumen de trabajo y encender el *software* de Vicon.

Una vez que haya cargado se verá la siguiente pantalla, en la que se observa el volumen de trabajo, las opciones de las cámaras a la izquierda, y las opciones del modelo a la derecha:

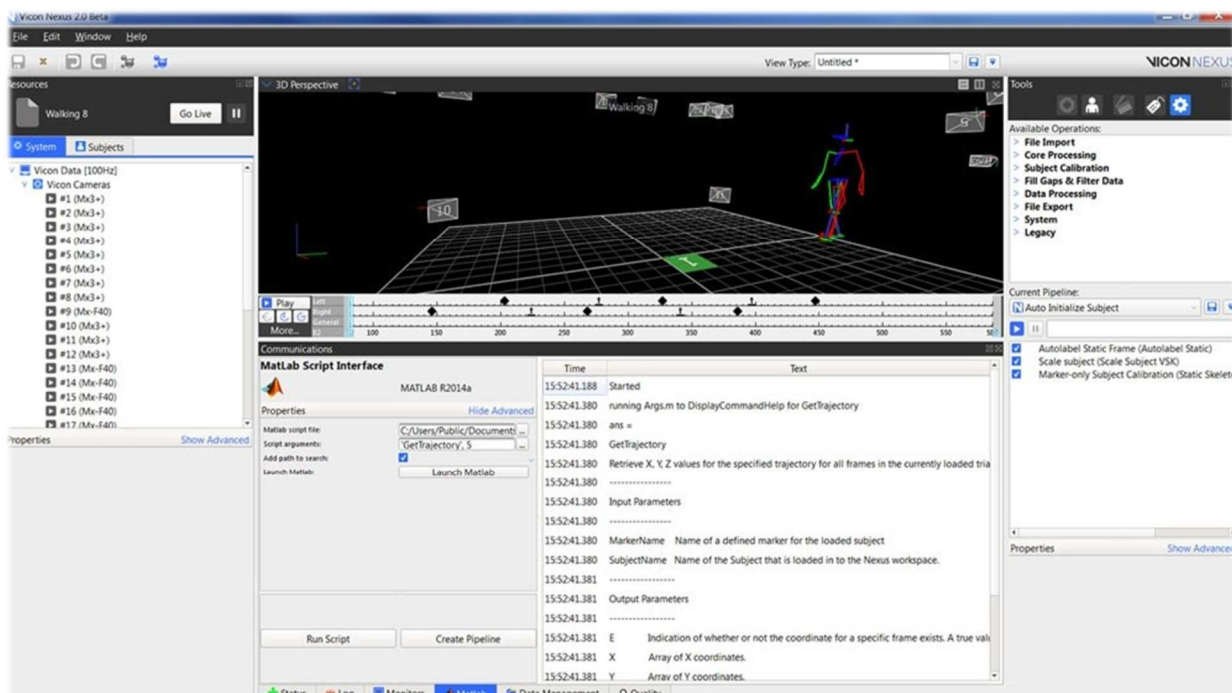


Figura 34. Ventana de trabajo del programa Vicon Nexus

Para cada individuo y sesión de trabajo se deberá crear un *Patient* y una *Session*, a fin de tener organizada la información grabada ese día.

Como se comentó en puntos anteriores, la disposición de las cámaras y de la bicicleta requirió de un proceso iterativo. El proceso consistió en colocar el equipamiento en una determinada posición, acto seguido se comprobaba qué marcadores no eran vistos por al menos tres cámaras, y a posteriori se trataba de arreglar esta situación movilizándolo el equipo y realizando una nueva grabación.

Una vez encontrada la mejor distribución se hicieron una serie de marcas permanentes en el suelo para que las cámaras y la bicicleta estuviesen instaladas en la misma posición en todas las sesiones de grabación. Resuelta la cuestión de la distribución del material, el siguiente paso es ir al *online mode* para la calibración de las cámaras infrarrojas.

Lo primero es el enmascarado de los reflejos estáticos. Esto se realiza despejando completamente el volumen de trabajo para comprobar qué reflejos están percibiendo las cámaras e indicarle al *software* que dichos reflejos no se corresponden a ningún marcador del modelo.

El segundo paso se realiza con un instrumento llamado *T-Model*, que no es más que una barra en forma de letra T con una serie de marcadores reflectantes.

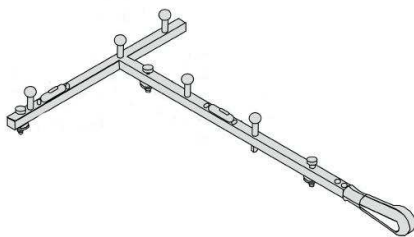


Figura 35. Instrumento usado para la calibración de las cámaras

Esta herramienta deberá ser agitada por todo el volumen de trabajo durante un periodo de tiempo suficiente para que el programa verifique automáticamente la posición de cada una de las doce cámaras. La misma herramienta sirve posteriormente para establecer el sistema de referencia global del espacio de operación.

Tras estos pasos se situará la bicicleta en su lugar y al sujeto se le colocarán los marcadores en su posición, dejando todo listo para poder realizar tanto la captura estática como la dinámica.

4.2.1 Captura estática

La captura estática es grabada para utilizarla como referencia durante el postprocesado: se establece que los ángulos que estén formando en ese instante las articulaciones serán los “ángulos cero”. La posición estática elegida para este estudio ha sido una variante de la posición anatómica, en la que el sujeto se mantiene erguido pero sentado ligeramente en el sillín y con las manos en posición neutra.



Figura 36. Posición anatómica utilizada como referencia

Es conveniente mencionar que además de los zapatos con las calas, los individuos han utilizado mallas cortas muy ceñidas para no añadir falsos movimientos a los marcadores de los trocánteres mayores. Por el mismo motivo, durante las grabaciones no se ha empleado ropa en el tren superior, ni cadenas o relojes que pudiesen provocar reflejos. Por cada sesión se realizaron alrededor de cinco grabaciones estáticas y diez dinámicas.

4.2.2 Captura dinámica

Para la grabación de las dinámicas el ciclista comenzaba a pedalear, y una vez había alcanzado un ritmo constante se comenzaba con las capturas sin previo aviso. Cada captura duraba unos cuatro segundos, incluyendo así varios ciclos de pedaleo. Una vez se tenían el número de capturas deseadas se le comunicaba al individuo que podía parar. Tras la parte experimental se procesan los datos grabados, para lo que se usan las herramientas de Vicon Nexus y la rutina programada de MATLAB.

4.3 Procesado de las grabaciones

4.3.1 Procesado con Vicon Nexus

Tras las grabaciones, lo primero que hay que verificar en la grabación elegida para procesar (aquella en la que la pérdida de información sea mínima y el pedaleo lo más uniforme posible) es si se ha perdido la visión de algún marcador en algún instante de tiempo. Si la pérdida es puntual el propio procesador del programa permite utilizar varios *splines* matemáticos (en líneas discontinuas en la imagen) para completar la trayectoria del marcador, pero si es demasiado larga es recomendable descartar la grabación y seleccionar otra.

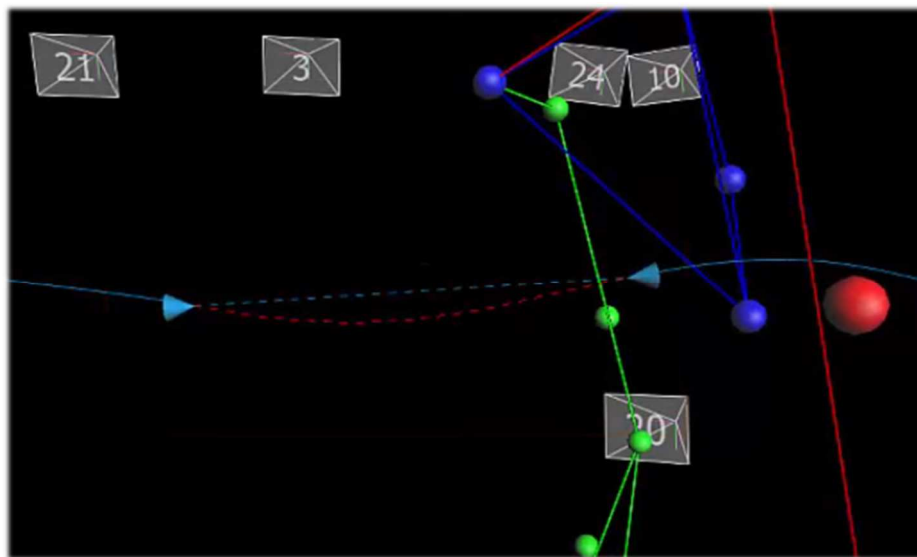


Figura 37. *Ajuste automático de la trayectoria perdida con dos splines diferentes*

Después se debe realizar el etiquetado de los marcadores, para lo que hay que elegir el protocolo a utilizar. Si es la primera vez que se va a utilizar dicho protocolo se deberá crear una plantilla con los nombres de los marcadores que lo conforman. Una vez creado, al seleccionar el protocolo aparecerán todos los marcadores en la ventana superior de la derecha.

Para el etiquetado se tiene que ir seleccionando uno a uno los nombres de los marcadores y asignarlos a los marcadores que han grabado las cámaras, que aparecerán en la pantalla principal donde se observa la grabación.

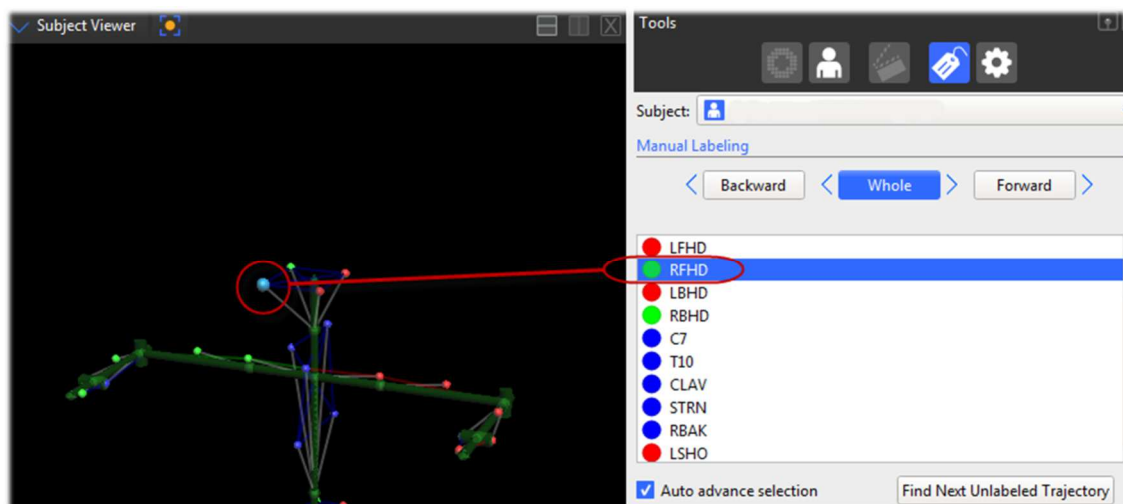


Figura 38. *Etiquetado de los marcadores*

Una vez estén todos los marcadores etiquetados el programa generará un archivo de formato *.c3d* en el que se almacena la posición en coordenadas globales de los marcadores en cada instante de tiempo, además de otra información relevante del modelo como las medidas antropométricas.

4.3.2 Procesado con MATLAB

El archivo *.c3d* se exporta al *software* de cálculo computacional MATLAB, con el que se obtendrán los resultados buscados mediante la modificación de funciones ya existentes [64] y adaptándolas para el análisis del cuerpo completo en el ciclismo. El código de estas funciones puede encontrarse en el anexo A.

En primer lugar se encuentra la función principal *Main* (anexo A.1), que es la que se encarga de declarar la estructura en la que se almacenarán los datos del modelo biomecánico. Esta función a su vez va ejecutando otras funciones auxiliares.

La primera de ellas es la función *OptionSim* (anexo A.2), que es una función en la que manualmente se debe elegir qué parte del cuerpo se va a analizar (tren superior, inferior o cuerpo completo), qué protocolo de marcadores se utilizará (*Plug-in Gait*, *Frontal Cycling* o *Posterior Cycling*) y otra serie de opciones entre las que destacan la frecuencia de corte de los filtros aplicados a la trayectoria de los marcadores.

A continuación, *Main* inicia la función *getSubjectData* (anexo A.3), que obtiene del archivo *.c3d* los parámetros biomecánicos del sujeto bajo estudio.

Tras guardar la información anterior, se llama a otra de las funciones auxiliares: *setupModel* (anexo A.4). Esta función es muy importante ya que, según la parte del cuerpo a estudiar elegida antes en la función *OptionSim*, modela las articulaciones entre los segmentos; y según el protocolo tomado asigna los marcadores correspondientes a cada segmento.

En este punto ya se tiene completamente definido qué es lo que queremos estudiar y con qué protocolo, por lo que se procede al cálculo de los ángulos de las articulaciones. Primero, se lanza la rutina *processStaticTrial* (anexo A.5) que almacena los ángulos obtenidos en la captura estática para utilizarlos como referencia, y después se calculan los valores para la captura dinámica.

Para obtener estos ángulos, hay que realizar la reconstrucción del modelo a partir de los datos de las trayectorias de los marcadores. Según el protocolo que se eligió inicialmente, esta reconstrucción será llevada a cabo siguiendo la función *PlugInGait* (anexo A.6), *Frontal* (anexo A.7) o *Posterior* (anexo A.8). Estas tres rutinas actúan de la misma manera: cargan la posición de los marcadores, construyen los sistemas de referencia de cada segmento, obtiene los parámetros de Euler (anexo A.9) y la matriz de rotación correspondiente, y a partir de estas matrices calculan los valores de los ángulos anatómicos buscados siguiendo la metodología explicada en el anterior apartado de cinemática computacional (anexos A.10 y A.11).

5 RESULTADOS

Una vez que se ha explicado la rutina informática que se va a seguir para el procesado de los datos grabados y la obtención de los ángulos anatómicos, se tiene que decidir cómo se van a representar los resultados conseguidos. Como se vio en el segundo capítulo, en cada articulación se tienen o dos o tres giros permitidos, por lo que por cada giro permitido se representará en una gráfica cómo es la variación del ángulo con respecto al giro de la biela del pedal derecho. Una vuelta completa de la biela se conoce como ciclo de pedaleo, y se considera que el ciclo comienza cuando el pedal se encuentra en la posición más alta o punto muerto superior.

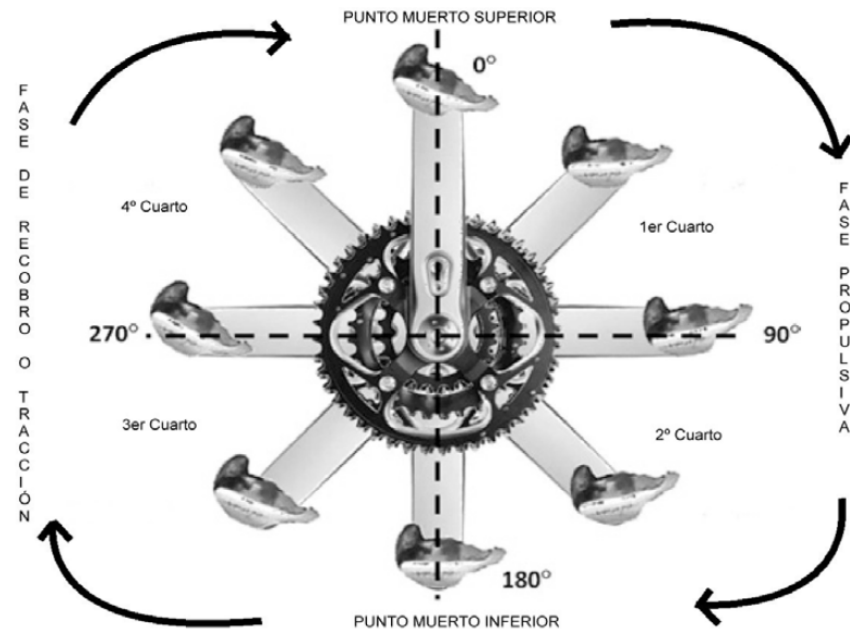


Figura 39. Diferentes ángulos de la biela durante un ciclo de pedaleo [65]

Por otro lado, en este trabajo se tienen cuatro sujetos diferentes, por lo que consecuentemente se tendrán unas gráficas de resultados diferentes para cada uno de ellos. Para organizar toda esta cantidad de información, por cada movimiento analizado se va a utilizar la media de los resultados de los cuatro sujetos, así como la banda de desviación típica de los resultados. Para calcular la media y la desviación típica se usarán respectivamente las siguientes ecuaciones [61]:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_i^N (x_i) \quad (13)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N (x_i - \mu)^2} \quad (14)$$

Siendo x cada uno de los ángulos anatómicos obtenidos y N el número de sujetos.

5.1 Resultados del *Frontal Cycling*

5.1.1 Cinemática del cuello

Se aprecia que al montar en la bicicleta los sujetos realizan una extensión fija del cuello para mantener la vista fijada en el horizonte, de unos 20° . La flexión lateral y la rotación siguen una forma senoidal oscilando ligeramente alrededor de la posición anatómica de referencia, acompañando el movimiento del cuerpo.

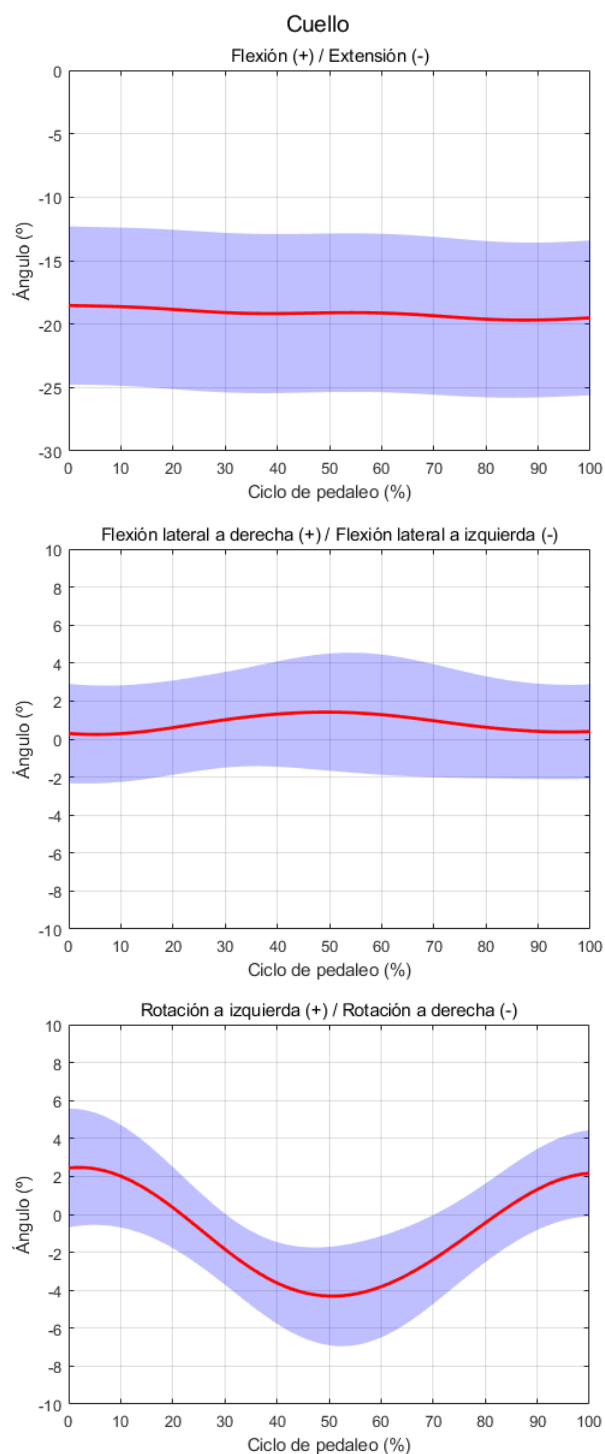


Figura 40. *Cinemática del cuello con Protocolo Frontal*

5.1.2 Cinemática de los hombros

En los hombros el movimiento principal es la flexión que se realiza para levantar los brazos y así poder alcanzar el manillar de la bicicleta. Esta flexión es de alrededor de 50° , y se observa en la gráfica como las pequeñas oscilaciones que muestra se complementan entre el lado izquierdo y derecho.

También es destacable la rotación interna que acompaña de manera más natural a la rotación del codo.

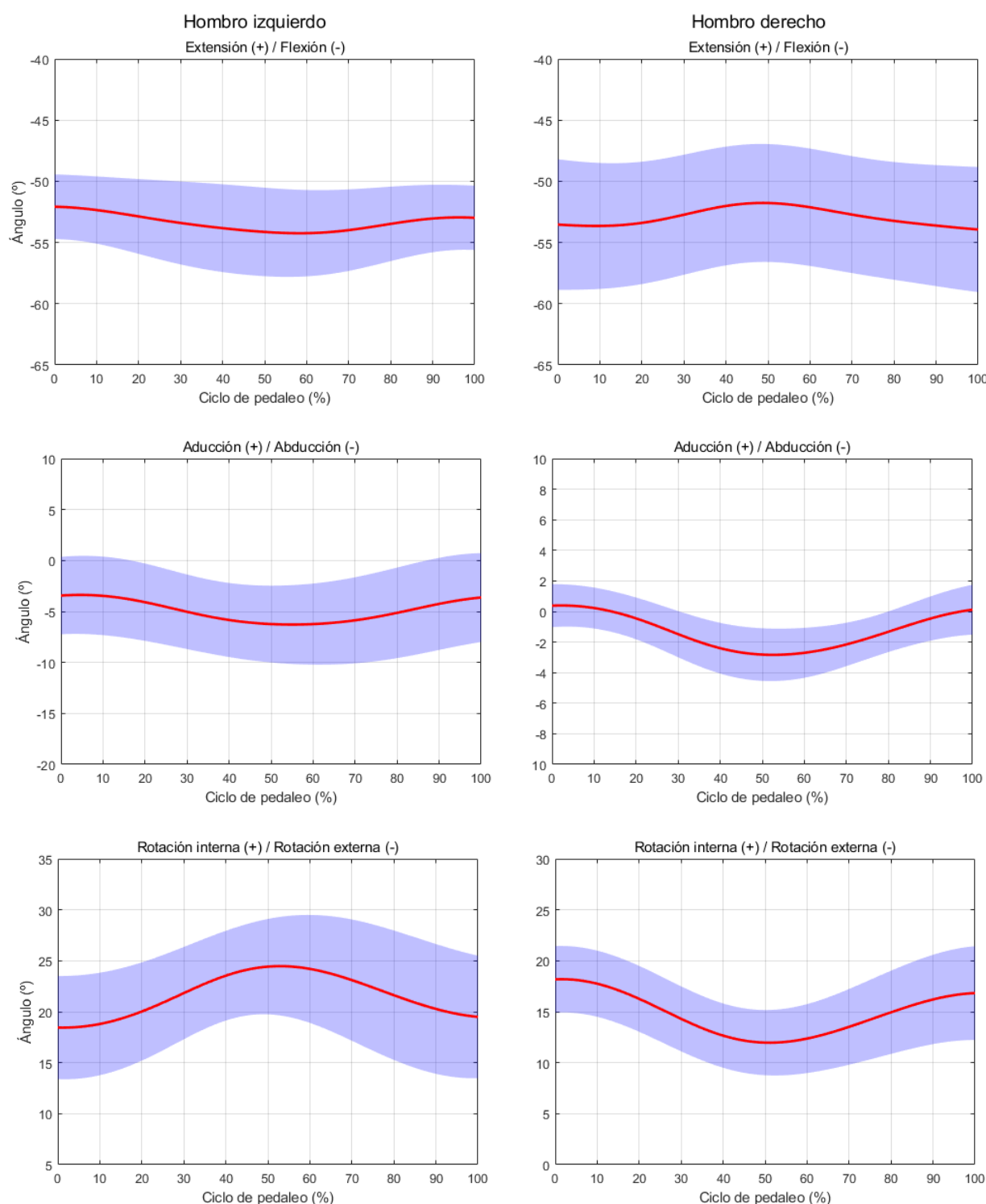


Figura 41. Cinemática de los hombros con Protocolo Frontal

5.1.3 Cinemática de los codos

A continuación, se aprecia que la flexión de los codos realizada para agarrar el manillar apenas tiene desviación, pero existe un *offset* de unos 5° entre el codo izquierdo y derecho. Esto puede deberse a un error recurrente en la colocación de los maracadores, aunque una diferencia tan pequeña para un movimiento de mediana amplitud es aceptable.

Por otro lado, se lleva a cabo una rotación interna de alrededor de 90° , desde la posición anatómica hasta asir el manillar. Este movimiento tiene una gran desviación, ya que en la posición anatómica es muy difícil que todos los sujetos orientasen las manos exactamente de la misma manera.

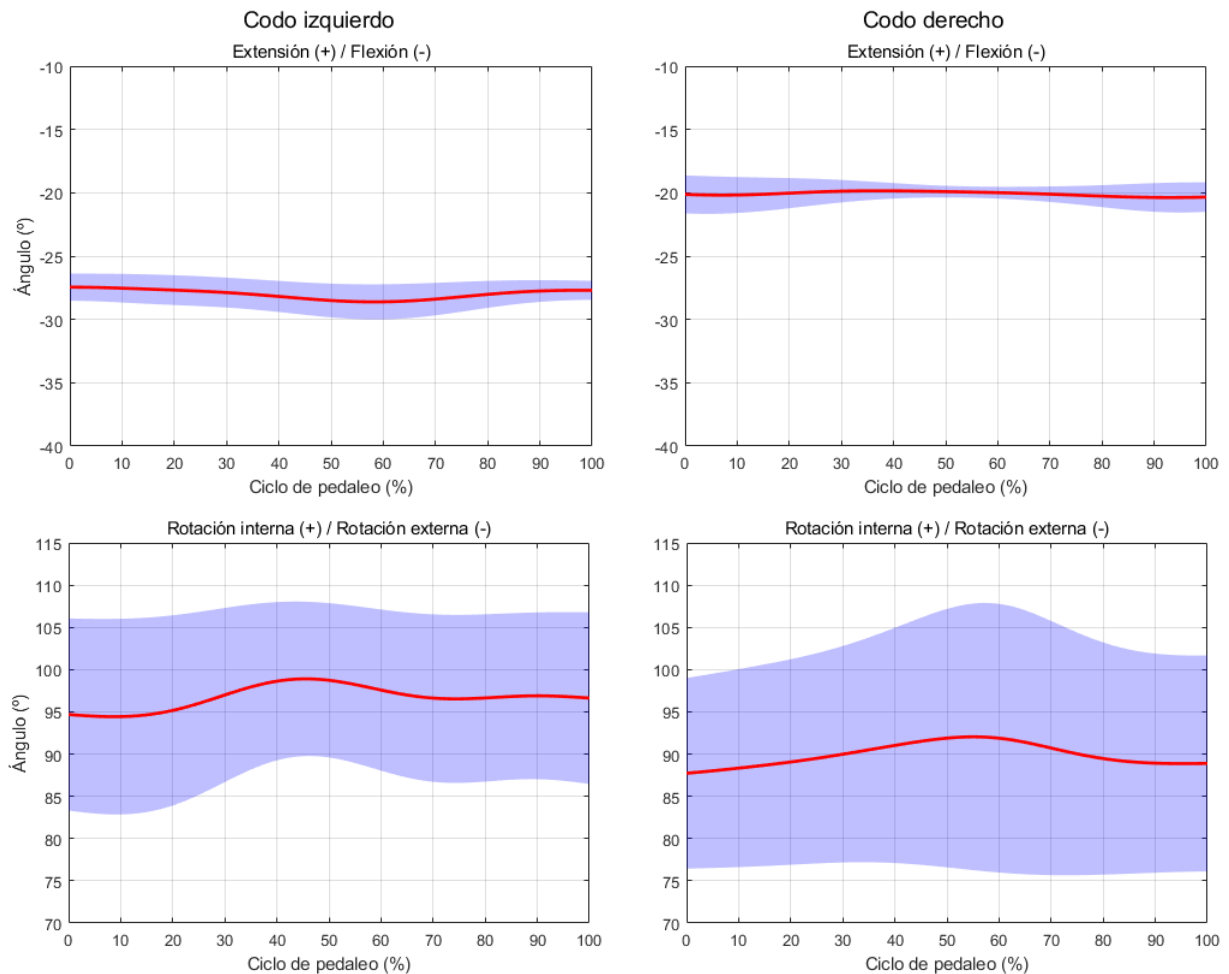


Figura 42. Cinemática de los codos con Protocolo Frontal

5.1.4 Cinemática de las muñecas

En las muñecas se realiza una extensión de gran amplitud (sobre 35° o 40°) para sujetar correctamente el manillar, y se aprecia que hay una amplia desviación. Por tanto, el nivel de la extensión depende del propio sujeto que la realiza.

Tanto en la extensión como en la aducción realizada existe una diferencia de unos pocos grados entre el lado izquierdo y el derecho. Esto podría ser provocado por el hecho de que en la mano solamente tengamos un marcador y además en una demarcación nada precisa: el más mínimo cambio de su posicionamiento puede acarrear grandes cambios en los resultados.

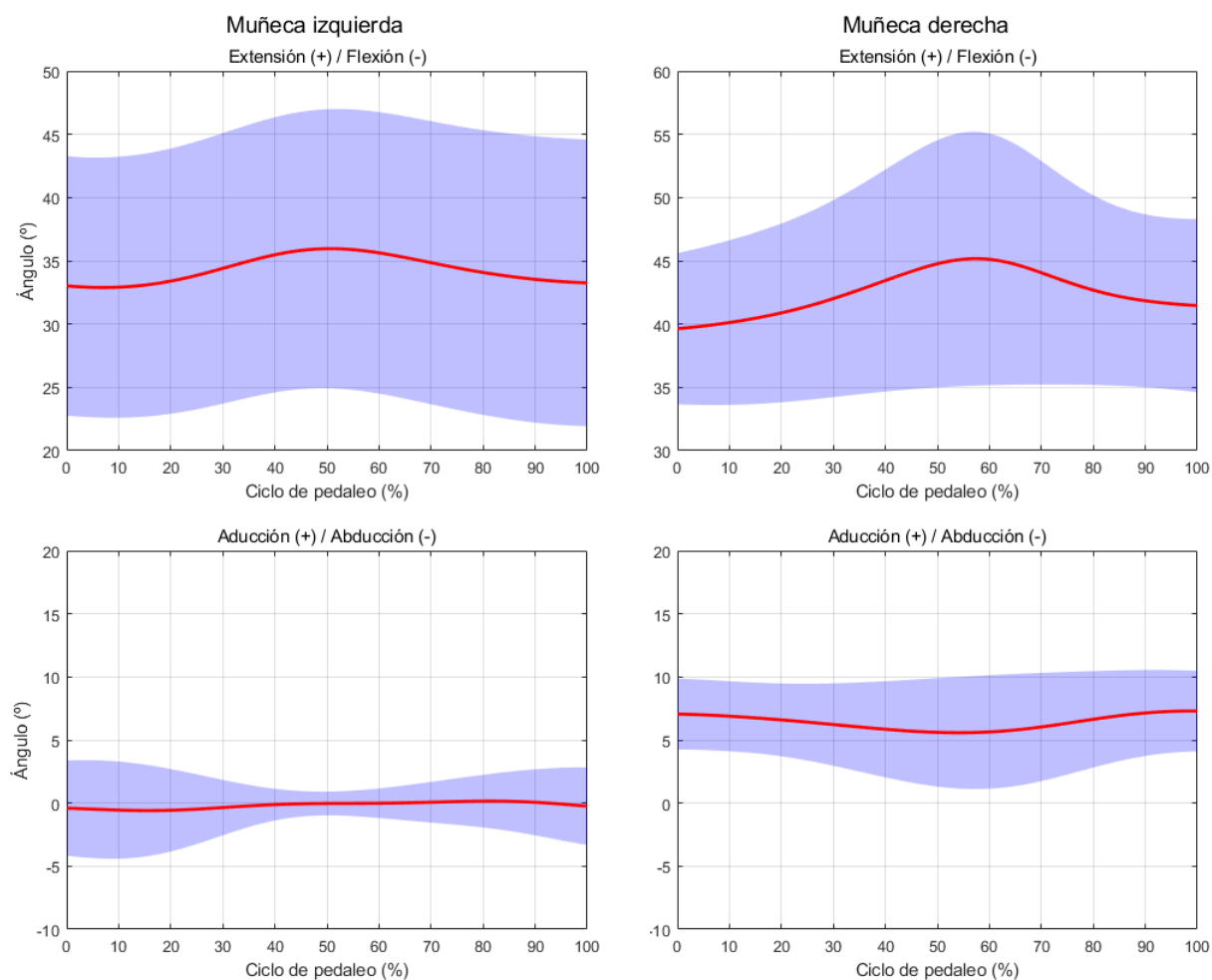


Figura 43. Cinemática de las muñecas con Protocolo Frontal

5.1.5 Cinemática de la articulación sacrolumbar

Los movimientos en esta articulación son muy parecidos a los que ocurrían en el cuello. El ciclista, al echarse hacia adelante para agarrar el manillar, realiza una flexión de unos 45° . Esta flexión es la culpable de las lesiones que aparecen en la zona lumbar, por lo que es muy importante regular correctamente la altura del sillín para prevenirlas.

Por otro lado, la flexión lateral y la rotación vuelven a oscilar alrededor del cero, sincronizándose con el movimiento de pedaleo realizado por las piernas.

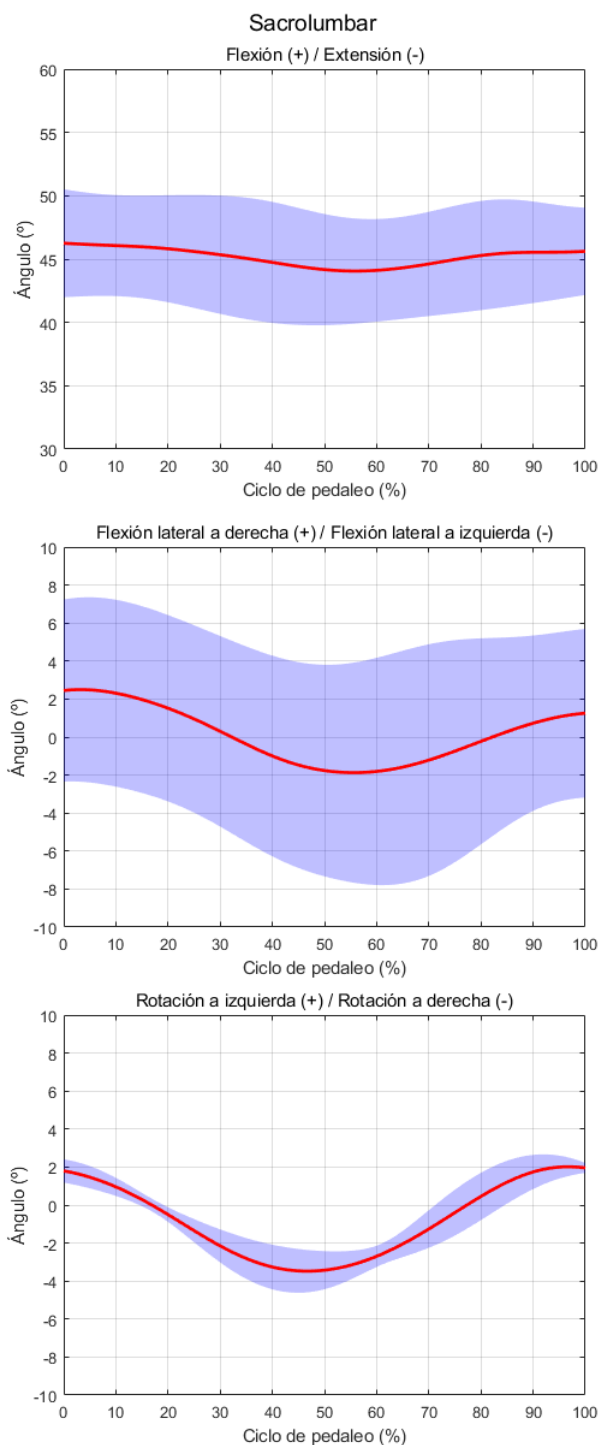


Figura 44. Cinemática de la articulación sacrolumbar con Protocolo Frontal

5.2 Resultados del *Posterior Cycling*

5.2.1 Cinemática del cuello

Con este protocolo la extensión se mantiene en los mismos valores que antes, además de que el rango de desviación es menor. Por tanto, se puede concluir que la nueva definición del sistema de referencia del tronco es correcta, y no ha afectado a la cinemática de esta articulación.

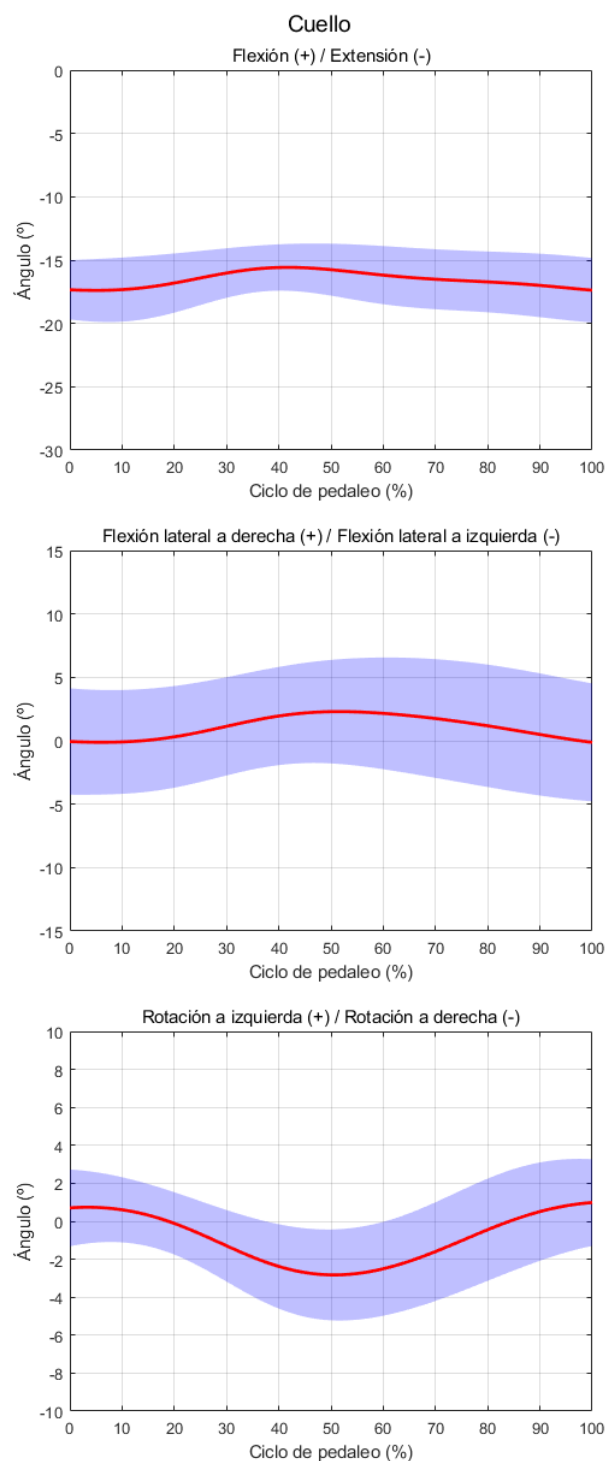


Figura 45. *Cinemática del cuello con Protocolo Posterior*

5.2.2 Cinemática de los hombros

En cuanto a los hombros, con la nueva definición del centro de rotación de la articulación, los resultados han tenido una dispersión mucho menor que en el caso del protocolo *Frontal*, pero esto puede achacarse a que las grabaciones elegidas pueden ser más parecidas.

La flexión ha sido ligeramente menor y la rotación interna algo mayor, lo que puede ir relacionado con que la manera de agarrar el manillar ha sido diferente. Sea cual sea el motivo, estas diferencias entran dentro del rango de desviaciones normal entre grabaciones.

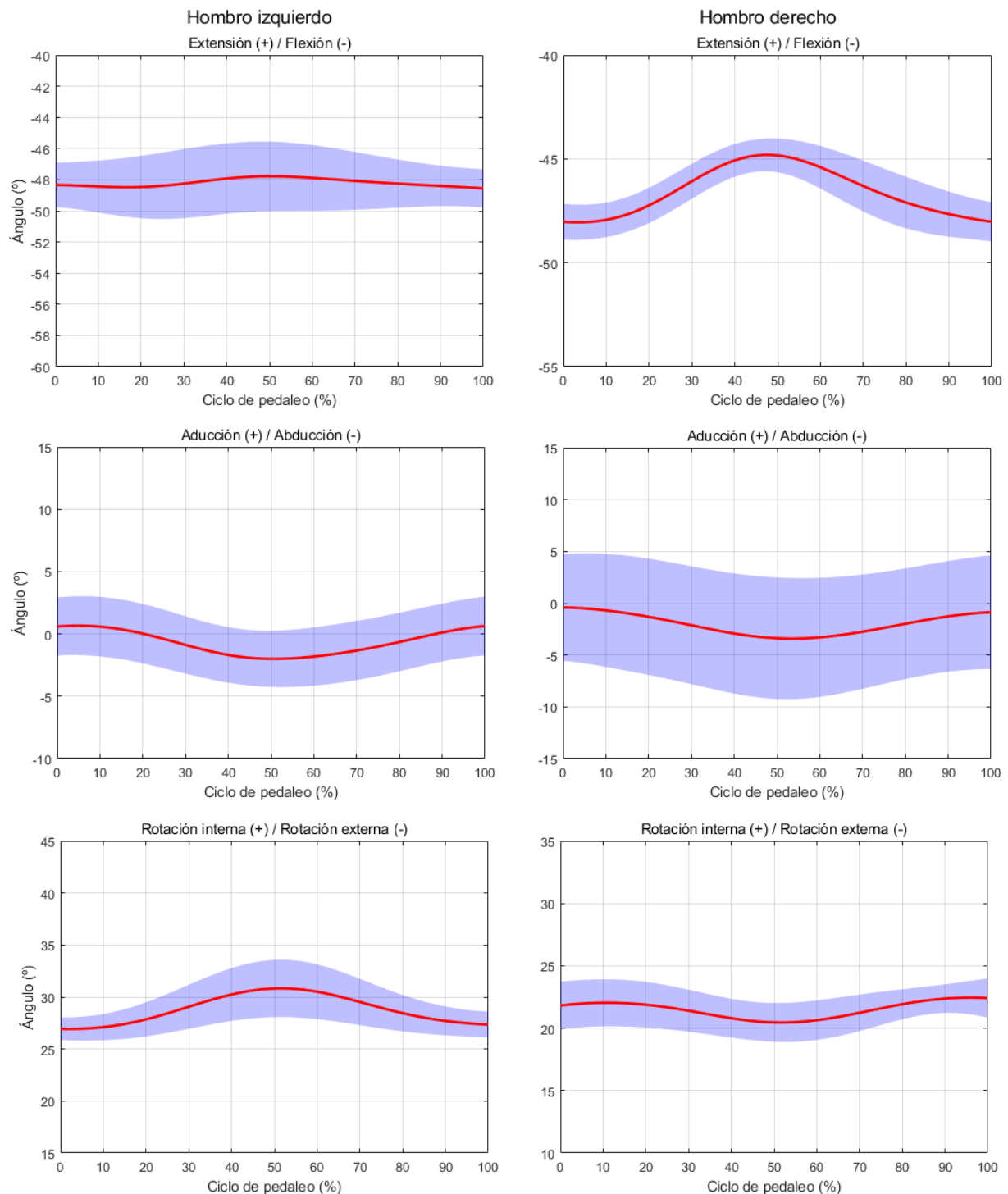


Figura 46. Cinemática de los hombros con Protocolo Posterior

5.2.3 Cinemática de los codos

En cuanto a los codos, los resultados son similares respecto al caso anterior. Vuelve a sorprender la gran desviación de la rotación interna, pero como ya se dijo, la posición de las manos durante la captura estática no está exactamente definida, por lo que es muy difícil que distintos sujetos las coloquen de igual manera.

Los valores cinemáticos se mantienen similares a los del protocolo *Frontal* como era previsible, ya que en las extremidades no ha habido ningún cambio.

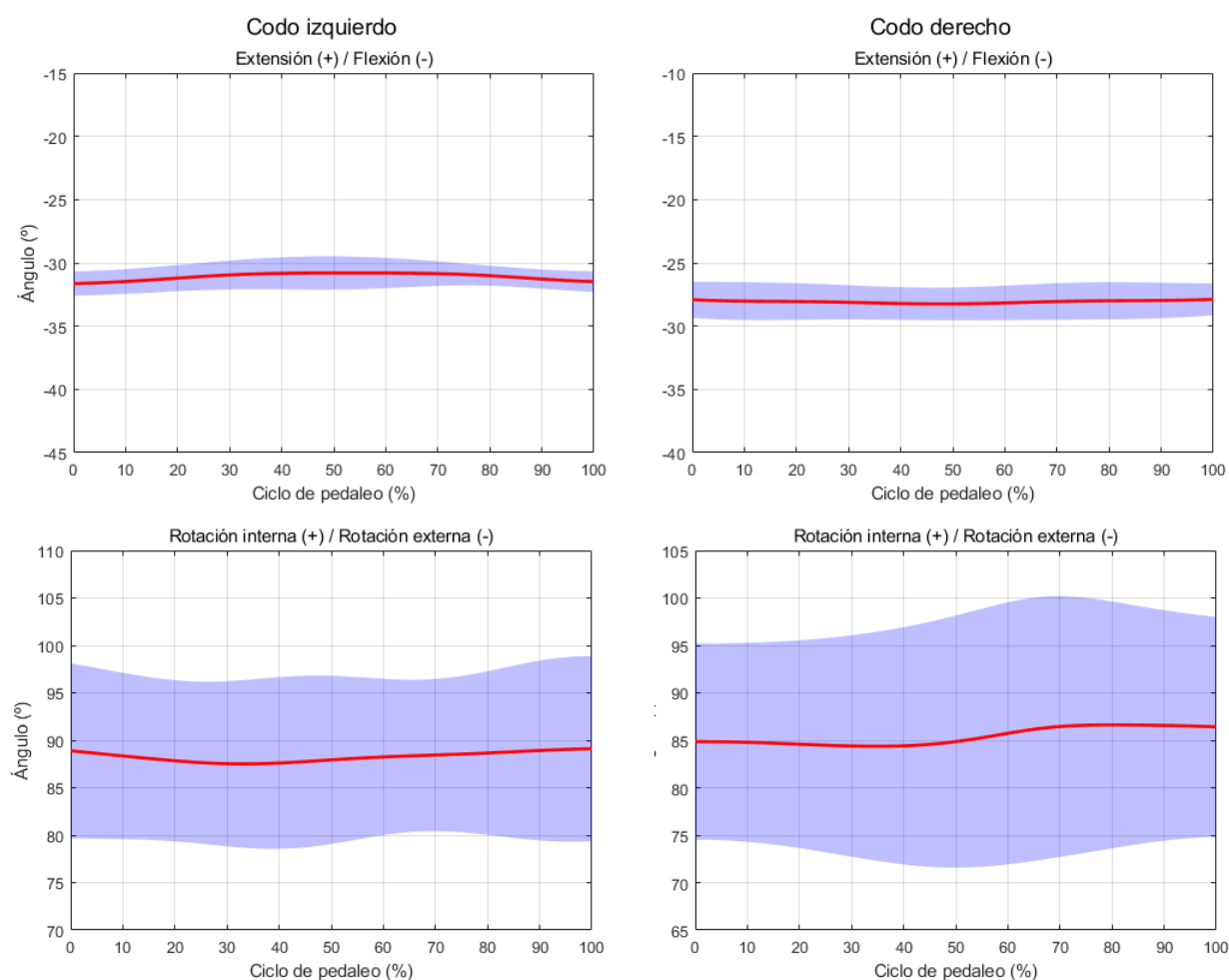


Figura 47. Cinemática de los codos con Protocolo Posterior

5.2.4 Cinemática de las muñecas

La extensión de las muñecas de nuevo vuelve a presentar unos resultados con una amplia varianza, pero semejantes a los resultados anterior. Como se comentó anteriormente, en trabajos futuros sería conveniente fijar de manera más exacta el marcador del dorso de la mano o incluso usar más para definir ese segmento.

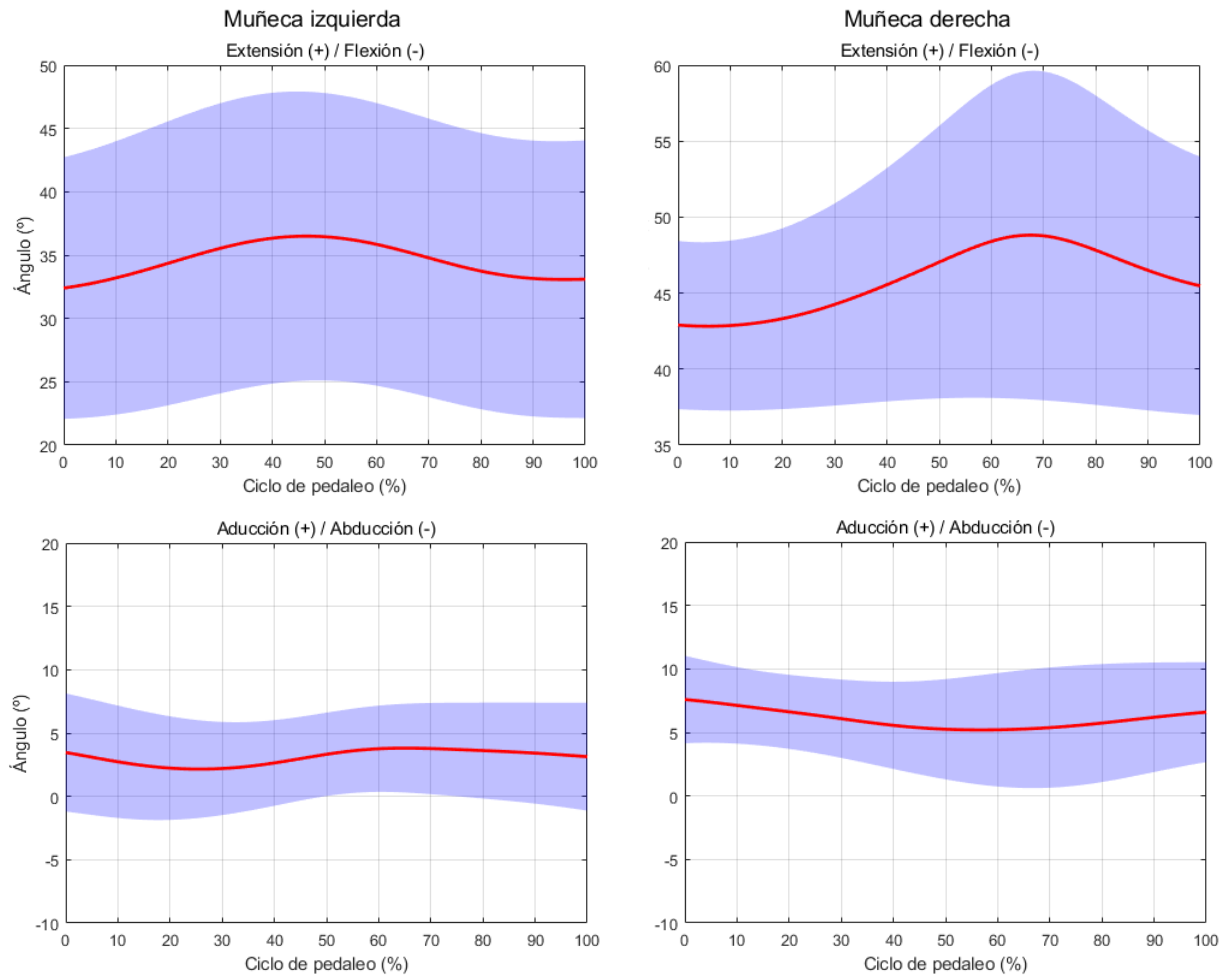


Figura 48. Cinemática de las muñecas con Protocolo Posterior

5.2.5 Cinemática de la articulación sacrolumbar

A pesar de los cambios en la definición del sistema de referencia del tronco, la flexión y la rotación de la articulación sacrolumbar no han sufrido unas alteraciones observables.

Sin embargo, la flexión lateral sí que muestra algunos detalles extraños. La línea media no se altera en todo el ciclo de pedaleo lo que, viendo la forma senoidal de la franja de desviación, puede deberse a que el movimiento de algún sujeto se haya descoordinado con el resto del cuerpo. En cualquier caso, el rango de este movimiento es muy pequeño, por lo que dichas diferencias no son importantes.

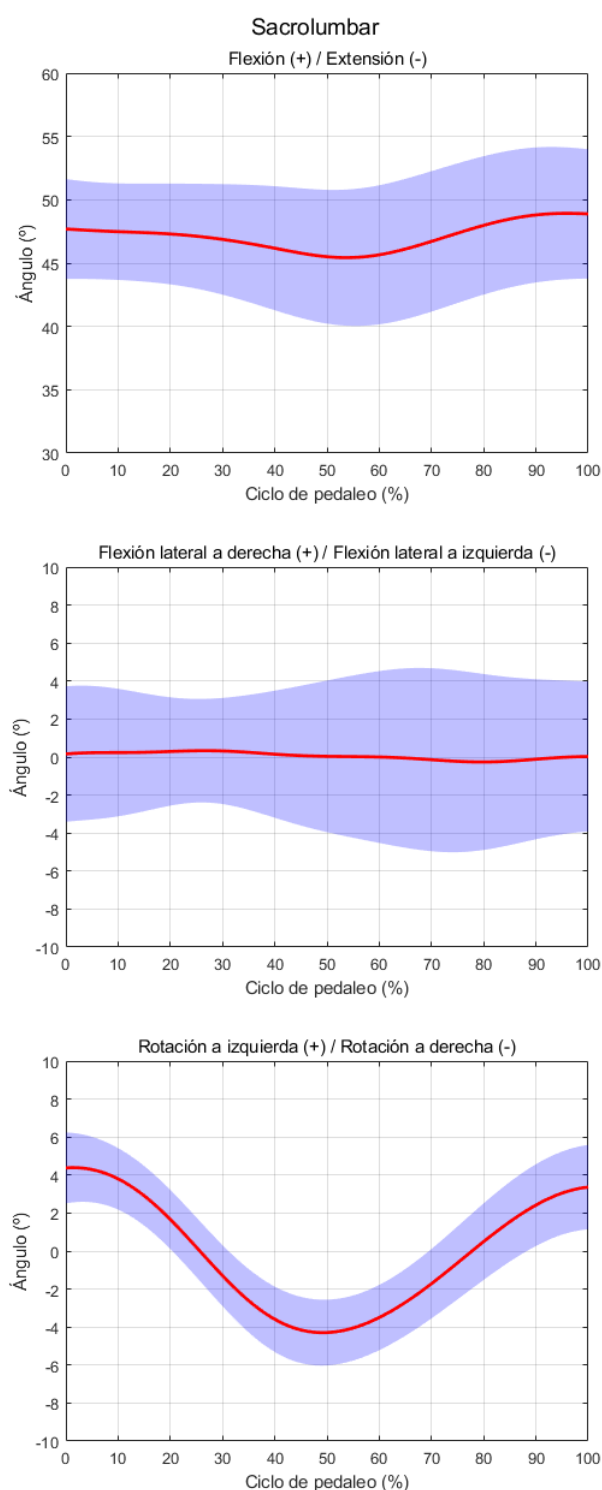


Figura 49. Cinemática de la articulación sacrolumbar con Protocolo Posterior

5.3 Comparativa *Frontal Cycling* y *Posterior Cycling*

Después de haber obtenido los resultados van a compararse directamente los dos protocolos para cada uno de los grados de libertad a fin de ver qué diferencias han surgido.

Primero se muestran, por cada articulación, las gráficas en las que se cotejan los resultados con uno u otro protocolo de marcadores. A continuación, se muestra una tabla con los rangos de estos movimientos y sus valores máximos, junto con un pequeño análisis de los resultados obtenidos.

5.3.1 Comparativa del cuello

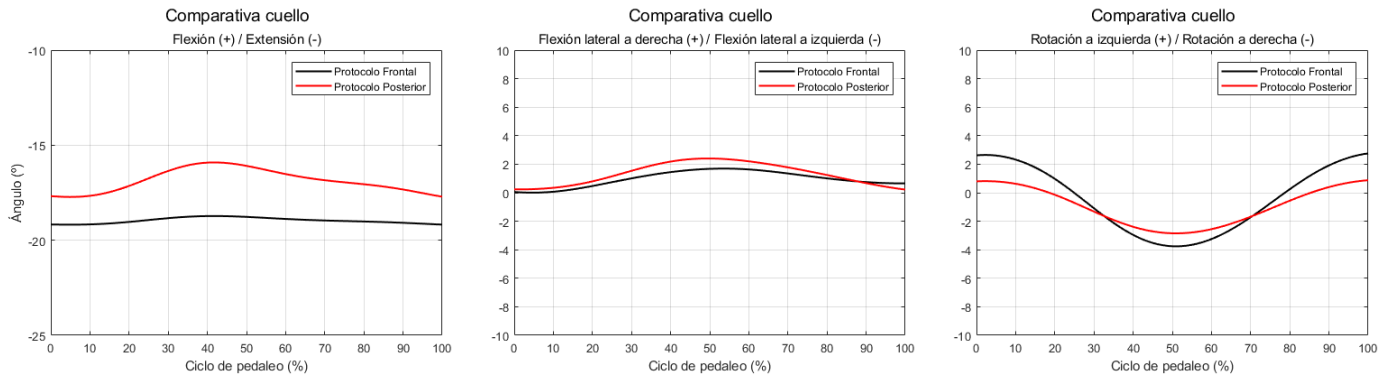


Figura 50. Comparativa de resultados del cuello con cada protocolo

5.3.2 Comparativa de los hombros

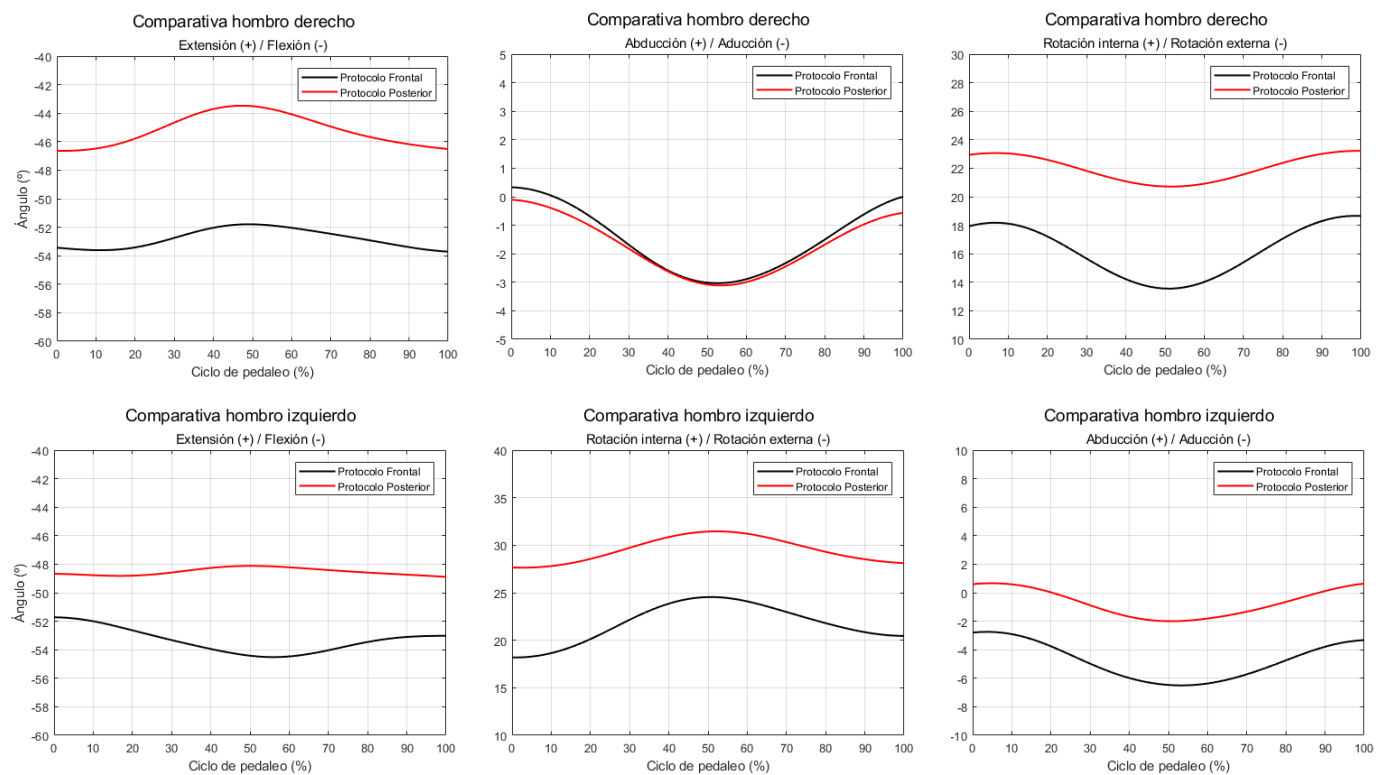


Figura 51. Comparativa de resultados de los hombros con cada protocolo

5.3.3 Comparativa de los codos

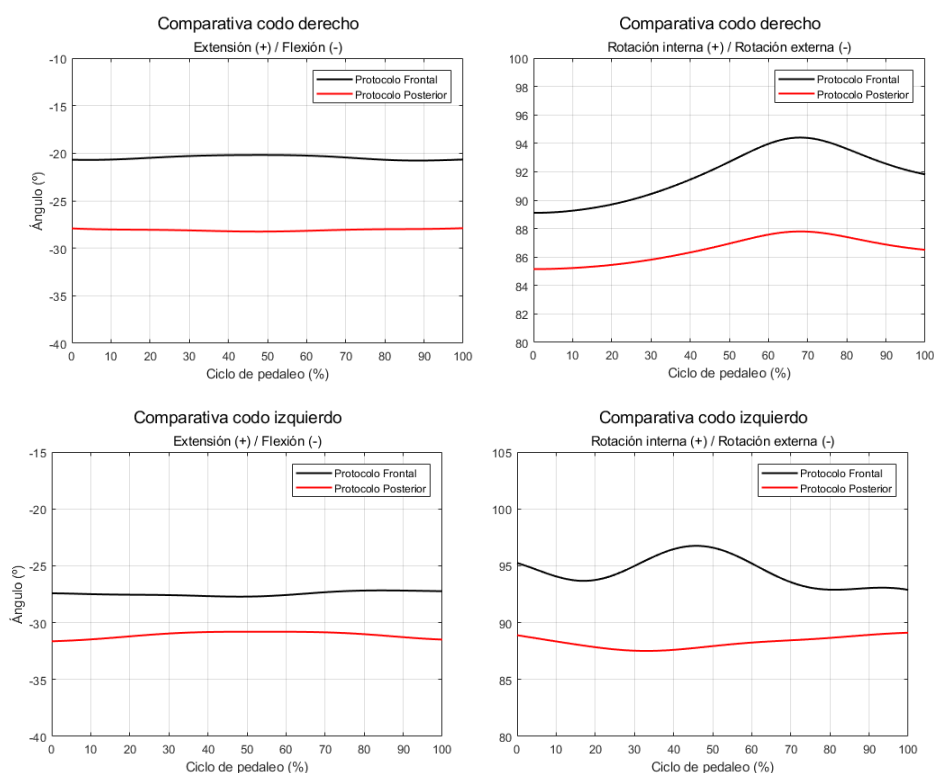


Figura 52. Comparativa de resultados de los codos con cada protocolo

5.3.4 Comparativa de las muñecas

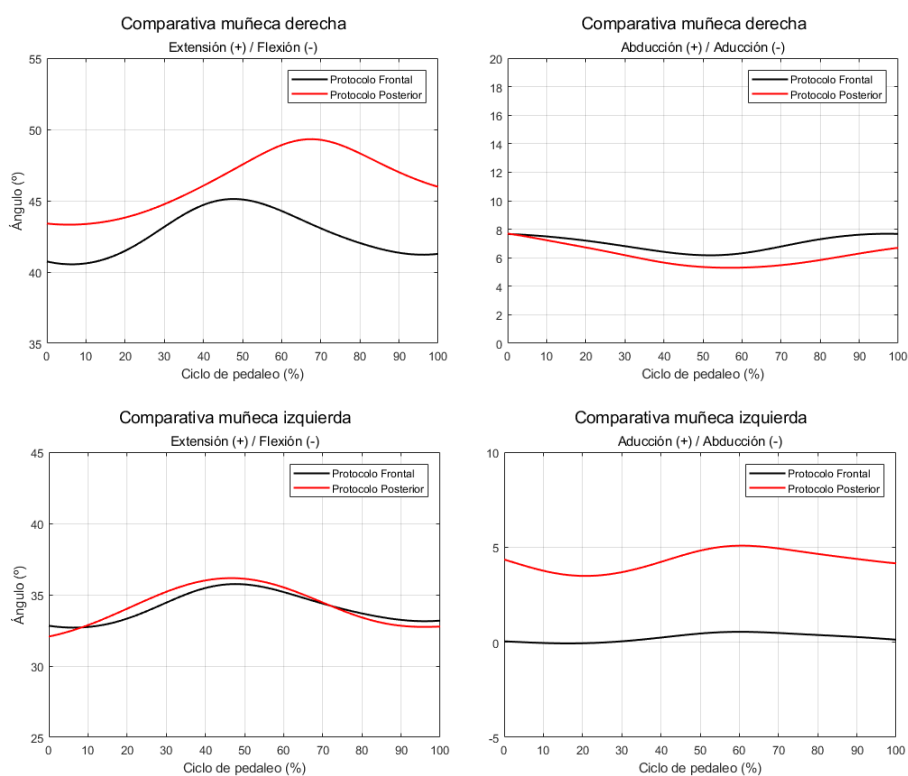


Figura 53. Comparativa de resultados de las muñecas con cada protocolo

5.3.5 Comparativa de la articulación sacrolumbar

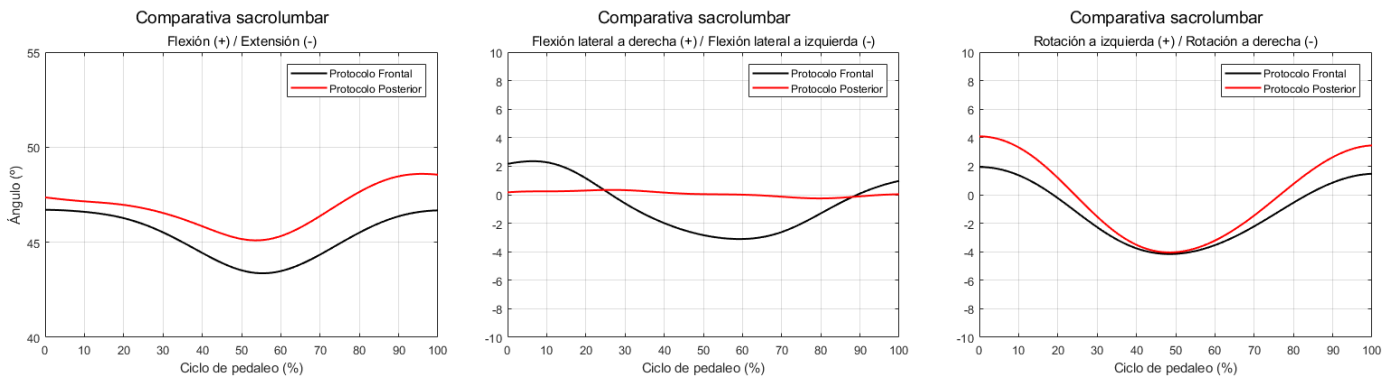


Figura 54. Comparativa de resultados de la articulación sacrolumbar con cada protocolo

5.3.6 Tablas comparativas de resultados

Tras las gráficas de la cinemática del tren superior obtenidas con cada uno de los dos protocolos, para la línea media de cada grado de libertad se calculan el rango del movimiento y su valor máximo.

Tabla 5. Comparativa de los resultados de los protocolos Frontal y Posterior

		Frontal Cycling		Posterior Cycling	
		Rango $\pm$ desv. típica (°)	Valor máximo $\pm$ desv. típica (°)	Rango $\pm$ desv. típica (°)	Valor máximo $\pm$ desv. típica (°)
Cuello	Flexión / Extensión	1,4 $\pm$ 5,9	-18,5 $\pm$ 5,9	1,8 $\pm$ 2,3	-15,9 $\pm$ 2,2
	Flex. lateral der. / izq.	1,4 $\pm$ 2,6	1,7 $\pm$ 2,6	2,2 $\pm$ 4,7	2,4 $\pm$ 4,2
	Rotación izq. / der.	5,2 $\pm$ 3,7	1,7 $\pm$ 4,0	3,8 $\pm$ 2,4	0,9 $\pm$ 2,4
Hombro derecho	Extensión / Flexión	2,4 $\pm$ 4,6	-51,9 $\pm$ 4,7	3,2 $\pm$ 0,8	-44,4 $\pm$ 0,3
	Aducción / Abducción	2,4 $\pm$ 1,9	-0,4 $\pm$ 2,2	3 $\pm$ 5,8	-0,1 $\pm$ 5,1
	Rotación int. / ext.	5,8 $\pm$ 3,5	18,2 $\pm$ 3,0	2,6 $\pm$ 1,3	23,3 $\pm$ 0,6
Hombro izquierdo	Extensión / Flexión	1,8 $\pm$ 3,3	-50 $\pm$ 0,8	0,8 $\pm$ 1,9	-48,1 $\pm$ 2,3
	Aducción / Abducción	2,6 $\pm$ 4,2	-3,1 $\pm$ 3,9	2,6 $\pm$ 2,4	0,6 $\pm$ 2,3
	Rotación int. / ext.	5,8 $\pm$ 5,1	24,7 $\pm$ 5,0	3,8 $\pm$ 1,9	31,4 $\pm$ 2,4
Codo derecho	Extensión / Flexión	0,2 $\pm$ 1,4	-20 $\pm$ 1,3	0,4 $\pm$ 1,5	-27,9 $\pm$ 1,6
	Rotación int. / ext.	4,8 $\pm$ 14	92,4 $\pm$ 16,3	2,6 $\pm$ 12,5	87,8 $\pm$ 12,4
Codo izquierdo	Extensión / Flexión	0,4 $\pm$ 1,7	-25,6 $\pm$ 0,7	0,8 $\pm$ 1,1	-30,8 $\pm$ 1,6
	Rotación int. / ext.	4 $\pm$ 10,2	98,8 $\pm$ 9,2	1,6 $\pm$ 9,3	89,1 $\pm$ 9,9
Muñeca derecha	Extensión / Flexión	5,4 $\pm$ 7,9	45,2 $\pm$ 10,0	6 $\pm$ 8,2	49,3 $\pm$ 10,5
	Aducción / Abducción	1,6 $\pm$ 3,5	7,2 $\pm$ 3,0	2,4 $\pm$ 4,1	7,7 $\pm$ 3,1
Muñeca izquierda	Extensión / Flexión	3 $\pm$ 10,8	36,2 $\pm$ 10,7	4 $\pm$ 10,4	36,1 $\pm$ 11,1
	Aducción / Abducción	0,4 $\pm$ 4,1	0,1 $\pm$ 3,8	1,6 $\pm$ 4,2	5,1 $\pm$ 2,8
Sacrolumbar	Flexión / Extensión	3,8 $\pm$ 3,5	47,1 $\pm$ 3,2	4,6 $\pm$ 4,8	49,1 $\pm$ 5,0
	Flex. lateral der. / izq.	4,4 $\pm$ 5,4	2,3 $\pm$ 5,0	0,6 $\pm$ 4,3	0,3 $\pm$ 4,0
	Rotación izq. / der.	6 $\pm$ 0,4	2,2 $\pm$ 0,0	8,2 $\pm$ 2,0	4,1 $\pm$ 2,0

En dicha tabla se observa que la mayoría de los movimientos se mueven en un rango muy pequeño, siendo los de mayor amplitud los de la articulación sacrolumbar por su evidente cercanía a las piernas, y las rotaciones.

Por otro lado, es apreciable que los valores máximos en uno u otro protocolo son bastante similares, siendo la mayor diferencia de unos nueve grados en la rotación interna del codo izquierdo. Como se comentó anteriormente esta rotación dependía de la posición de la mano durante la realización de la captura estática, que al no estar exactamente definida podría generar disparidades como estas.

En el caso de los movimientos de la articulación sacrolumbar, que es la que más se debería haber afectado por el nuevo posicionamiento de los marcadores de la espalda del protocolo *Posterior Cycling*, es interesante ver como la flexión lateral y la rotación oscilan alrededor del valor cero de referencia, por lo que se podría concluir que los cambios realizados con este nuevo protocolo son válidos y reconstruyen correctamente el movimiento real del ciclista. Mediante inspección visual directa puede verse que los movimientos de la articulación sacrolumbar se corresponden a una flexión fija de la espalda y una pequeña flexión lateral y rotación alrededor de la posición de equilibrio.

5.4 Resultados del tren inferior

A pesar de que el fin último de este trabajo era obtener la cinemática del tren superior, como con los protocolos diseñados se puede obtener la cinemática del cuerpo completo también van a mostrarse los resultados del tren inferior, que sí que pueden compararse con otros estudios ya existentes.

Para las piernas, ambos protocolos utilizan los mismos marcadores, por lo que no tiene sentido discernir entre los resultados obtenidos con uno u otro protocolo. Además, solamente se mostrarán los resultados para la pierna derecha, para poder compararlos con los obtenidos por Martín Sosa [63]: para la pierna izquierda se supone simetría.

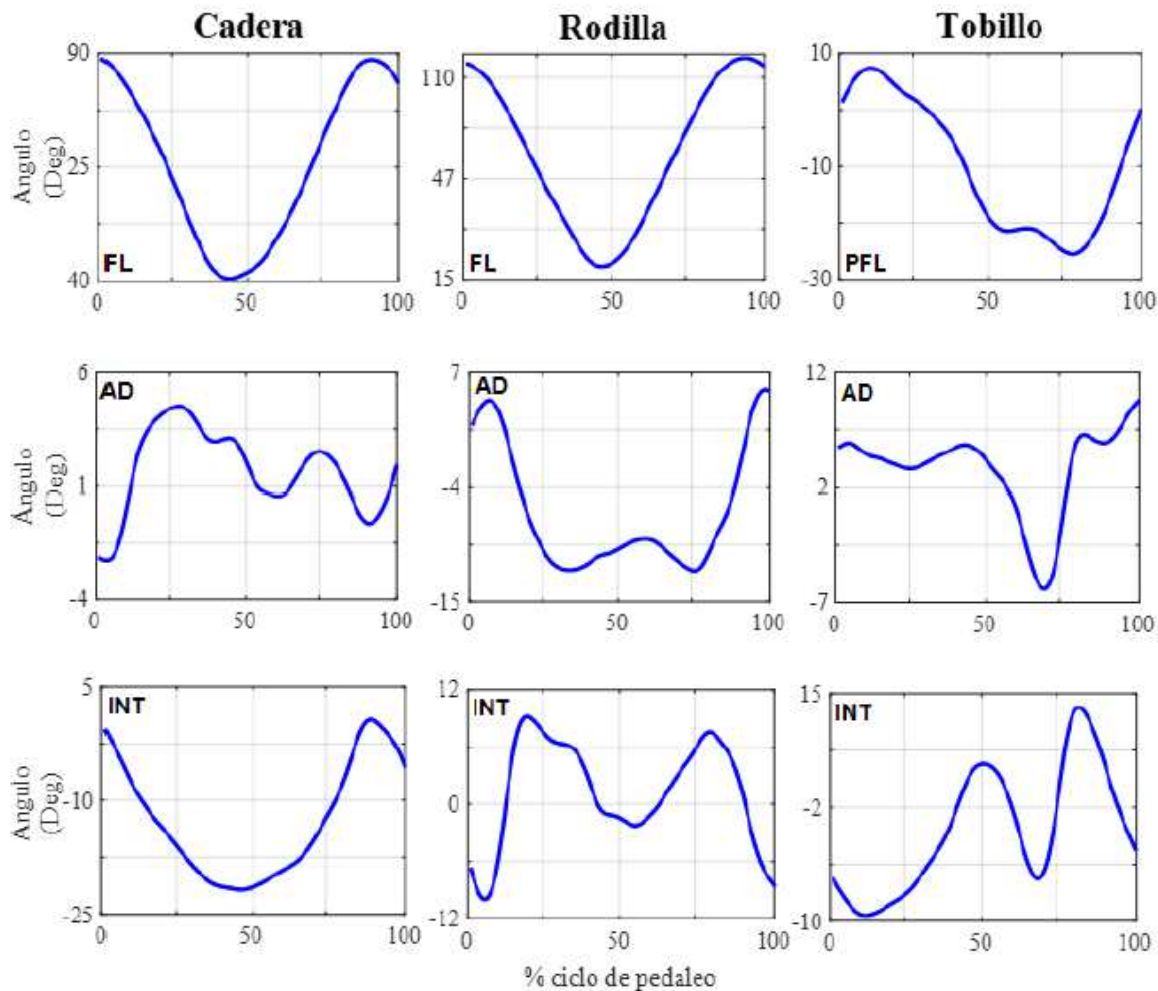


Figura 55. Resultados del artículo de Martín Sosa [63]

A diferencia de lo analizado en este trabajo, Martín Sosa sí que considero los movimientos de rotación en el tobillo y aducción/abducción en la rodilla. Sin embargo, aquí no se representan dichos giros ya que, como se vio en el capítulo segundo, son movimientos de muy pequeña amplitud y que la propia configuración anatómica de la articulación no permite realizar.

5.4.1 Cinemática de la cadera

La flexión de la articulación de la cadera, así como la rotación, son similares a los datos anteriores de los que se dispone. En el caso de la abducción, se han obtenido unos valores más regulares, y siempre rondando el valor neutro.

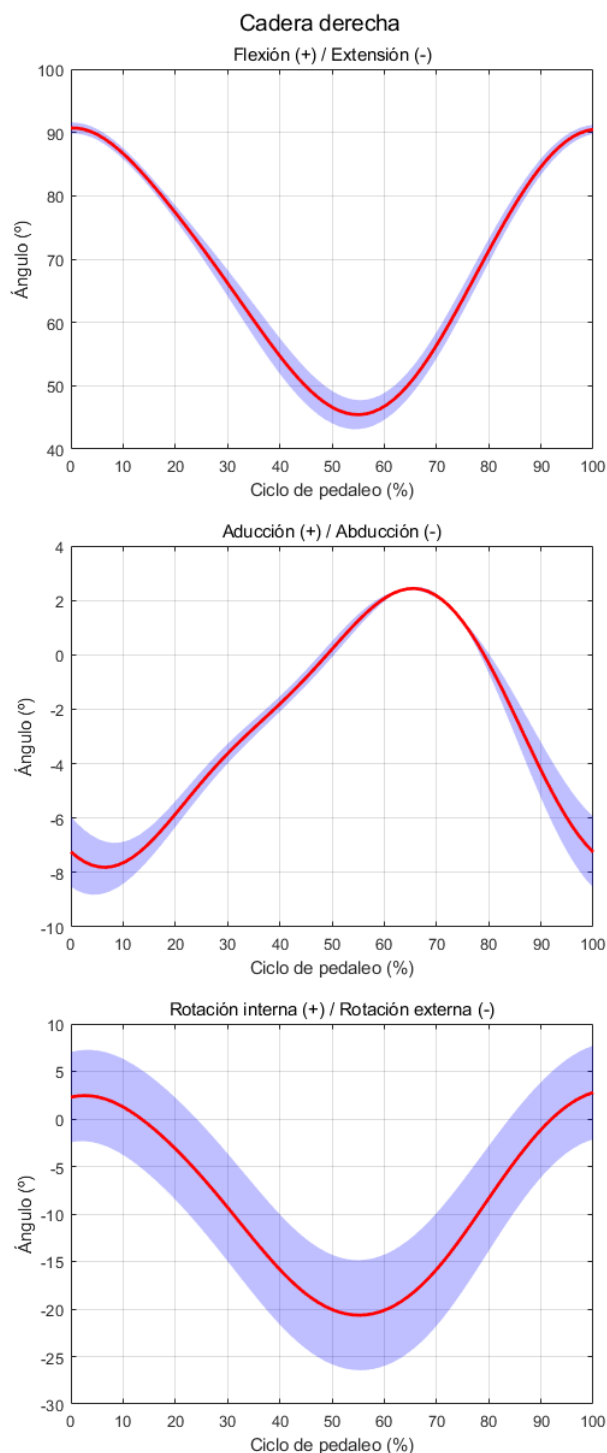


Figura 56. *Cinemática de la articulación de la cadera derecha*

5.4.2 Cinemática de la rodilla

En la rodilla, la curva de la flexión es prácticamente igual que la presentada en los artículos anteriores. De igual manera, se aprecia que la rotación de la rodilla muestra una curva con la mitad de periodo tal y como ocurría en la figura 50. Esto puede deberse a que la rotación de rodilla es un movimiento muy irregular, como se concluye viendo la gran varianza de los resultados.

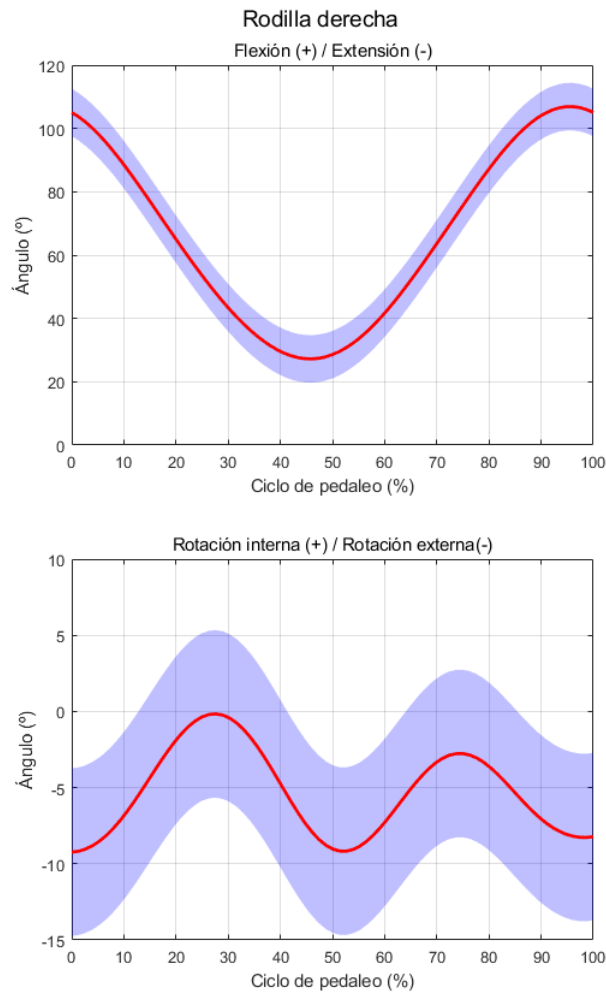


Figura 57. *Cinemática de la articulación de la rodilla derecha*

5.4.3 Cinemática del tobillo

Por último, el movimiento del tobillo de los sujetos analizados en este documento sigue el mismo patrón que el mostrado en la figura 50.

Lo más destacable es que, generalmente, cuanto menor es la amplitud del movimiento realizado (como en el caso de las rotaciones y las aducciones y abducciones), mayor es el intervalo de desviación.

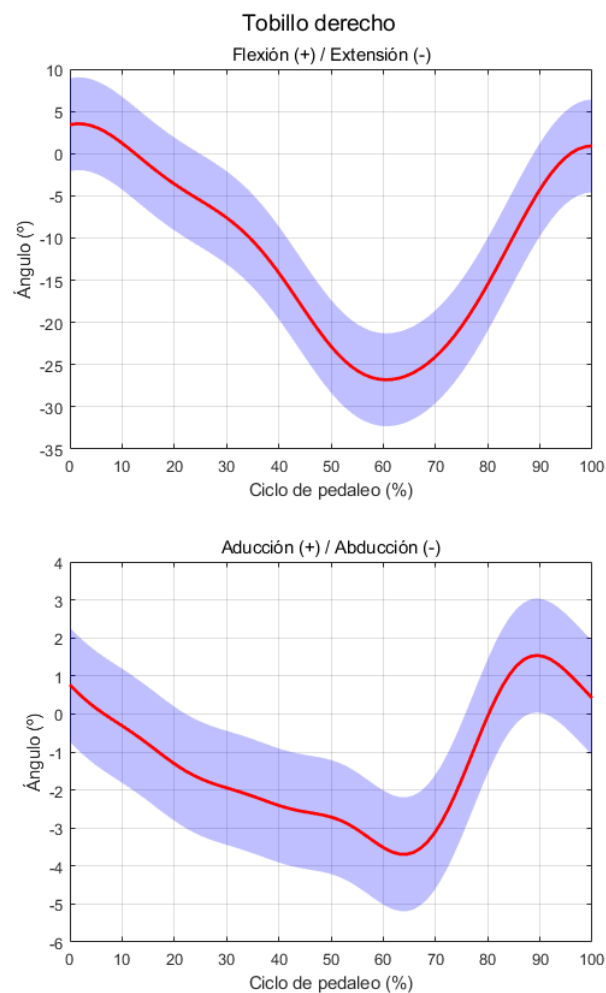


Figura 58. *Cinemática de la articulación del tobillo derecho*

6 CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Para acabar con este estudio, va a ofrecerse un rápido resumen de lo tratado en este documento, las conclusiones que se pueden obtener, y los posibles trabajos futuros para los que este trabajo puede servir de base.

6.1 Conclusiones

Inicialmente en el primer capítulo de este trabajo se introdujeron las diferentes técnicas de captura del movimiento y del posterior análisis. Ese estudio, realizado por personal profesional, es el que ha permitido que en estos últimos años se haya avanzado tantísimo en la cinemática del ciclismo desde el punto de vista sanitario y deportivo.

A continuación, se realizó una profunda explicación de la importancia que tiene el tren superior al montar en bicicleta. Una vez demostrada la importancia de esta parte del cuerpo, el siguiente paso fue elegir un tipo de metodología para conseguir plasmar en números cómo es la postura adoptada en la bicicleta durante el pedaleo. Para ello se presentó el protocolo de marcadores reflectantes *Plug-in Gait*, utilizado en la investigación de la marcha humana.

Al protocolo *Plug-in Gait* se le realizaron una serie de modificaciones para optimizarlo y permitir una mejor grabación de la posición adoptada sobre la bicicleta, generando así dos protocolos: *Frontal Cycling* y *Posterior Cycling*. Toda la información sobre estos protocolos (marcadores que lo componen, dónde se posicionan, cómo se forman los sistemas de referencia de cada segmento...) puede encontrarse en el capítulo tercero.

Tras introducir los dos protocolos diseñados, se trató de confirmar su buen funcionamiento, para lo que se acudió al laboratorio de captura del movimiento a realizar una serie de grabaciones a distintos sujetos. En el cuarto capítulo de este trabajo, puede observarse todo el material utilizado, así como el procedimiento seguido y los programas informáticos utilizados para el procesamiento de los datos almacenados.

Finalmente, en el quinto apartado, los resultados de la cinemática del tren superior obtenidos con cada uno de los protocolos se presentaron junto con unas breves conclusiones. De igual manera, también se obtuvo la cinemática del tren inferior, y se comparó con la de otros estudios que analizaban la misma parte del cuerpo durante la práctica del ciclismo.

Como conclusión final, cabría señalar que el proceso de diseño de un protocolo de marcadores para la obtención de la cinemática del ciclista puede imitarse para cualquier otro tipo de actividad con unos muy buenos resultados, como se desprende de la poca varianza obtenida en los resultados. Igualmente, comparando los resultados obtenidos computacionalmente con la postura que se adopta en la realidad, puede concluirse que los resultados del capítulo quinto son satisfactorios y reflejan fielmente cómo es la cinemática completa del ciclista durante un ciclo de pedaleo.

6.2 Trabajos futuros

Por último, se van a presentar a continuación una serie de propuestas para trabajos a realizar en el futuro relacionados con la utilización de los protocolos de marcadores aquí utilizados o con la cinemática del tren superior del ciclista.

Estas sugerencias serán desde mejoras aplicables al protocolo *Posterior Cycling*, la utilización de otras metodologías de estudio de la cinemática o la utilización de este documento como base para otros trabajos totalmente independientes.

- En primer lugar, debería realizarse una investigación con un mayor número de personas, para reducir al máximo la variabilidad de las grabaciones, y poder validar con mayor certeza los resultados obtenidos.
- También, sería necesario el estudio de sujetos profesionales, ya que pasan más horas en la bicicleta y, por tanto, adaptan su postura a una óptima. Con este estudio se podría conocer cuáles son las posturas del tren superior más ergonómicas para el ciclismo, profundizando mucho más en las lesiones de la zona lumbar, cervical y en los puntos de apoyo de las muñecas.
- De igual manera, se podrían analizar diferentes situaciones a las que se enfrenta el ciclista, como *sprints*, o subidas y bajadas de pendientes. Esto entrañaría aún más dificultad, ya que la postura que tomase cada uno de los sujetos sería todavía más variable, pero los datos obtenidos serían de gran utilidad para estudiar cómo cambia la cinemática a lo largo de un trayecto o etapa.
- Se propone realizar una calibración exhaustiva del posicionamiento de las cámaras que graban el entorno de trabajo. Esto permitiría que, en posteriores estudios de otras zonas del cuerpo u otras actividades, la tarea de encontrar cómo colocar las cámaras para que capten todos los marcadores sin dificultades sería bastante más simple y rápida.
- Los protocolos de marcadores *Frontal* y *Posterior Cycling* no utilizan los marcadores LASI y RASI, necesarios para la obtención de los centros de rotación de la cadera. Para solventar este problema, se utilizaban unas capturas estáticas de calibración en las que sí se usaban, y con ellas se obtenían la posición local de los centros de rotación de la cadera. Se propone idear un método alternativo (anatómico o funcional) en el que se hallen los centros de rotación de la cadera a partir de los marcadores LPSI y RPSI.
- La medida antropométrica tomada en el hombro, el *Shoulder Offset*, es bastante ambigua ya que no utiliza lugares anatómicos específicos. A raíz de esta longitud se halla la posición del centro de rotación del hombro, utilizado para la definición de todos los segmentos del brazo. Por tanto, su medición debe ser lo más exacta posible y en el futuro debería utilizarse una más precisa.
- En las extensiones de muñecas se han obtenido unos resultados con mucha variabilidad, y esto puede deberse a que solamente teníamos un marcador para definir las manos, por lo que pequeñas desviaciones en su posicionamiento (que además era algo equívoco) influyen notablemente en los resultados. Se propone o bien añadir un segundo marcador en la mano, o bien precisar más su ubicación, por ejemplo, en algún nudillo con la mano en alguna posición exacta, como puede ser agarrando el manillar.

- En los pequeños movimientos de aducción/abducción y rotación interna/externa es muy difícil validar los resultados. Sin embargo, los movimientos de flexión y extensión, al ser más amplios, pueden inspeccionarse incluso visualmente. Por ello, se propone encontrar algún documento en el que se analice visualmente o por otros métodos la flexión y extensión de las articulaciones del tren superior.
- Por otro lado, este trabajo siembra la base para comenzar con el estudio dinámico inverso del ciclista. Con este nuevo análisis se conseguiría ver la influencia de la posición del ciclista en la dinámica del movimiento.
- Finalmente, se aportan los protocolos aquí diseñados para el análisis de cualquier otro tipo de actividad que utilicen posturas similares al ciclismo, como podrían ser el motociclismo o la hípica. Igualmente, se pueden utilizar como base para modelar otros protocolos totalmente diferentes.

ANEXO A FUNCIONES DE MATLAB

Anexo A.1 Función *Main*

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

% Load Options & Set folders
run OPTIONSIM_CoR
P = mfilename('fullpath');
Options.mainDir = P(1:max(strfind(P, '\\'))-1);
dir_content = dir(Options.c3ddatafolder);
Options.outputDir = [Options.mainDir '\\output\\' Options.StorageName '\\'];
if ~exist(Options.outputDir, 'dir')
    mkdir(Options.outputDir)
end
pathFunctions = [Options.mainDir '\\pathFunctions\\'];
addpath(pathFunctions)

% Load Subject Anthropometric data
getSubjectData

% Setup Biomechanical model
setupModel

switch Options.model
    case {'FullBody', 'LowerLimb', 'RightLeg'}
        % SCoRE method for hip joint center
        if strcmp(Options.HJCLmethod, 'SCoRE')
            SCoRE_v4;
        end

        % SARA method for knee joint
        if strcmp(Options.KJCLmethod, 'SARA')
            SARA_VICON_v3;
        end

        % Ankle Joint Center
        AJC_CAL_v3;

        % Static trial processing
        StaticOffset_v2
    end

AnimationData.StaticTrial = processStaticTrial;

% Motion trials list
ind = 1;
for trial = 1:length(dir_content)
    if size(strfind(dir_content(trial).name, '.c3d'),1)>0
        && size(strfind(dir_content(trial).name, 'Trial'),1)>0
        && size(strfind(dir_content(trial).name, 'Static'),1)==0
            Options.trial_list{ind} = dir_content(trial).name;
            ind = ind+1;
        end
end
end
```

```

for numTrial = 1:length(Options.trial_list)
    datafile = Options.trial_list{numTrial};
    dataName = strrep(datafile, '.c3d', '');

    % Load Motion data & Select gaitCycle time frames
    [MarkerData, Options.VideoFrameRate, AnalogSignals, Options.AnalogFrameRate, ~,
    ParameterGroup, ~, ~, StartFrame, EndFrame] =
    readC3D_JA_GPB([Options.c3ddatafolder '\\' datafile]);
    [MARKERS, GRF] = loadData_New(ParameterGroup, MarkerData, AnalogSignals);

    if StartFrame == 1
        GaitBounds.gaitStart = StartFrame;
        GaitBounds.gaitEnd = EndFrame;
    else
        GaitBounds.gaitStart = 1;
        GaitBounds.gaitEnd = EndFrame-StartFrame;
    end

    %% Select TimeFrames
    for m = 1:length(MODEL.MARKERlist)
        MARKERS.(MODEL.MARKERlist{m}) =
        MARKERS.(MODEL.MARKERlist{m})(GaitBounds.gaitStart:GaitBounds.gaitEnd, :);
    end

    % Kinematic Reconstruction
    switch Options.modelConstruction
        case 'PiG'
            [pos, ~] = PlugInGait(MARKERS, datafile);
        case 'Frontal'
            [pos, ~] = Frontal(MARKERS, datafile);
        case 'Posterior'
            [pos, ~] = Posterior(MARKERS, datafile);
    end

    AnimationData = storeAnimationData(pos, GRF, MARKERS);

    %% Save Unnormalized Data

    StorageRaw.MODEL = MODEL;
    StorageRaw.Options = Options;
    nameOutput = [Options.StorageName dataName 'Raw.mat'];
    cd(Options.outputDir)
    save(nameOutput, 'StorageRaw');
    cd(Options.mainDir)

end

```

Anexo A.2 Función *OptionSim*

```

%% FOLDERS & FILES
MODEL.subjectName = 'Subject';
Options.c3ddatafolder = 'C:\Users\User\Desktop\TFM\c3d data';
Options.StorageName = 'Subject 1';

%% BIOMECHANICAL MODEL
%%% MODEL
% 'LowerLimb', 'FullBody', 'RightLeg', 'UpperBody'
Options.model = 'UpperBody';

%%% KNEE MODEL
% 'spheric', 'revolute'
Options.kneemodel = 'spheric';

%% MODEL CONSTRUCTION
% 'PiG', 'Frontal', 'Posterior'
Options.modelConstruction = 'Frontal';

%% HIP JOINT CENTER DETERMINATION
% 'Functional', 'Predictive' or 'SCoRE' (Newington)
Options.HJCLmethod = 'SCoRE';

%% KNEE AXES OF ROTATION DETERMINATION
% 'None' or 'SARA' (Newington)
Options.KJCLmethod = 'SARA';

%% FILTER MARKER TRAJECTORIES
% Cut Frequency (Hertz)
Options.filter_param.Markers = 6;
Options.filter_param.GRF = 10;
Options.filter_param.EMG = 10;

%% FORCE PLATES
% 'Yes', 'No'
Options.FP = 'No';

%% OTHER DATA
Options.saveAverageData = 1; % Save AverageData
Options.saveRawData = 1; % Save unnormalized data

MODEL.PARAM.dmark = 0.014; % Marker diameter
MODEL.PARAM.Theta = 0.5; % Theta angle for HJC predictive determination
MODEL.PARAM.Beta = 0.314; % Beta angle for HJC predictive determination

```

Anexo A.3 Función *getSubjectData*

```
function getSubjectData

global Options
global MODEL

datafile = 'StaticTrial.c3d';
staticfile = [Options.c3ddatafolder '\\' datafile];
[~,~,~,~,~,ParameterGroup]= readC3D_JA_GP(staticfile);

%% SUBJECT NAME (only if not given in OptionSet)
if isempty(MODEL.subjectName)
    IND1 = 1;
    while (strcmp(ParameterGroup(IND1).name, 'SUBJECTS')==0)
        IND1 = IND1+1;
    end
    IND2 = 1;
    while strcmp(ParameterGroup(IND1).Parameter(IND2).name, 'NAMES')==0
        IND2 = IND2+1;
    end
    MODEL.subjectName = ParameterGroup(IND1).Parameter(IND2).data{1};
end

%% SUBJECT ANTHROPOMETRIC DATA
IND1 = 1;

while (strcmp(ParameterGroup(IND1).name, 'PROCESSING')==0)
    IND1 = IND1+1;
end

for k=1:length(ParameterGroup(IND1).Parameter)
    nameParam = ParameterGroup(IND1).Parameter(k).name{1};
    if strcmp(nameParam, 'BodyMass') || strcmp(nameParam, 'Height')
        MODEL.PARAM.(nameParam) = ParameterGroup(IND1).Parameter(k).data;
    else
        MODEL.PARAM.(nameParam) = ParameterGroup(IND1).Parameter(k).data*1e-3;
    end
end

end
```

Anexo A.4 Función *setupModel*

```
function setupModel

global Options
global MODEL

%% JOINTS & SEGMENTS & OPTIM MARKERS
switch Options.model
    case 'LowerLimb'

        MODEL.JOINT.RAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RAJC.parent = 'RSA';
        MODEL.JOINT.RAJC.child = 'RFOO'; MODEL.JOINT.RAJC.tree = {};

        MODEL.JOINT.LAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LAJC.parent = 'LSA';
        MODEL.JOINT.LAJC.child = 'LFOO';MODEL.JOINT.LAJC.tree = {};

        MODEL.JOINT.RKJC.type = Options.kneemodel; MODEL.JOINT.RKJC.parent = 'RTHG';
        MODEL.JOINT.RKJC.child = 'RSA';MODEL.JOINT.RKJC.tree = {'RAJC'};

        MODEL.JOINT.LKJC.type = Options.kneemodel; MODEL.JOINT.LKJC.parent = 'LTHG';
        MODEL.JOINT.LKJC.child = 'LSA';MODEL.JOINT.LKJC.tree = {'LAJC'};

        MODEL.JOINT.RHJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RHJC.parent = 'PEL';
        MODEL.JOINT.RHJC.child = 'RTHG';MODEL.JOINT.RHJC.tree = {'RKJC'};

        MODEL.JOINT.LHJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LHJC.parent = 'PEL';
        MODEL.JOINT.LHJC.child = 'LTHG';MODEL.JOINT.LHJC.tree = {'LKJC'};

        MODEL.SEGMENT = {'RFOO'; 'RSA'; 'RTHG'; 'PEL'; 'LTHG'; 'LSA'; 'LFOO'};
        MODEL.JOINTopt = {'RAJC' 'LAJC' 'RKJC' 'LKJC' 'RHJC' 'LHJC'};

        MODEL.MARKERopt.RFOO = {'RHEE'; 'RTOE'};
        MODEL.MARKERopt.RSA = {'RANK'; 'RTIB'};
        MODEL.MARKERopt.LSA = {'LANK'; 'LTIB'};
        MODEL.MARKERopt.LFOO = {'LHEE'; 'LTOE'};
        switch Options.modelConstruction
            case {'Frontal', 'Posterior'}
                MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RGTC'};
                MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
                MODEL.MARKERopt.LTHG = {'LKNE'; 'LGTC'};
            case 'PiG'
                MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RTHI'};
                MODEL.MARKERopt.PEL = {'LASI'; 'RASI'; 'LPSI'; 'RPSI'};
                MODEL.MARKERopt.LTHG = {'LKNE'; 'LTHI'};
            end

        case 'RightLeg'

            MODEL.JOINT.RAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RAJC.parent = 'RSA';
            MODEL.JOINT.RAJC.child = 'RFOO';MODEL.JOINT.RAJC.tree = {};

            MODEL.JOINT.RKJC.type = Options.kneemodel; MODEL.JOINT.RKJC.parent = 'RTHG';
            MODEL.JOINT.RKJC.child = 'RSA';MODEL.JOINT.RKJC.tree = {'RAJC'};

            MODEL.JOINT.RHJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RHJC.parent = 'PEL';
            MODEL.JOINT.RHJC.child = 'RTHG';MODEL.JOINT.RHJC.tree = {'RKJC'};

            MODEL.SEGMENT = {'RFOO'; 'RSA'; 'RTHG'; 'PEL'};
            MODEL.JOINTopt = {'RAJC' 'RKJC' 'RHJC'};
```

```

MODEL.MARKERopt.RFOO = {'RHEE'; 'RTOE'};
MODEL.MARKERopt.RSHA = {'RANK'; 'RTIB'};
switch Options.modelConstruction
case {'Frontal', 'Posterior'}
    MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RGTC'};
    MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
case 'PiG'
    MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RTHI'};
    MODEL.MARKERopt.PEL = {'LASI'; 'RASI'; 'LPSI'; 'RPSI'};
end

case 'FullBody'

MODEL.JOINT.RAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RAJC.parent = 'RSHA';
MODEL.JOINT.RAJC.child = 'RFOO'; MODEL.JOINT.RAJC.tree = {};

MODEL.JOINT.LAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LAJC.parent = 'LSHA';
MODEL.JOINT.LAJC.child = 'LFOO'; MODEL.JOINT.LAJC.tree = {};

MODEL.JOINT.RKJC.type = Options.kneemodel; MODEL.JOINT.RKJC.parent = 'RTHG';
MODEL.JOINT.RKJC.child = 'RSHA'; MODEL.JOINT.RKJC.tree = {'RAJC'};

MODEL.JOINT.LKJC.type = Options.kneemodel; MODEL.JOINT.LKJC.parent = 'LTHG';
MODEL.JOINT.LKJC.child = 'LSHA'; MODEL.JOINT.LKJC.tree = {'LAJC'};

MODEL.JOINT.RHJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RHJC.parent = 'PEL';
MODEL.JOINT.RHJC.child = 'RTHG'; MODEL.JOINT.RHJC.tree = {'RKJC'};

MODEL.JOINT.LHJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LHJC.parent = 'PEL';
MODEL.JOINT.LHJC.child = 'LTHG'; MODEL.JOINT.LHJC.tree = {'LKJC'};

MODEL.JOINT.RWJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RWJC.parent = 'RFAR';
MODEL.JOINT.RWJC.child = 'RHAN'; MODEL.JOINT.RWJC.tree = {};

MODEL.JOINT.LWJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LWJC.parent = 'LFAR';
MODEL.JOINT.LWJC.child = 'LHAN'; MODEL.JOINT.LWJC.tree = {};

MODEL.JOINT.REJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.REJC.parent = 'RUPA';
MODEL.JOINT.REJC.child = 'RFAR'; MODEL.JOINT.REJC.tree = {'RWJC'};

MODEL.JOINT.LEJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LEJC.parent = 'LUPA';
MODEL.JOINT.LEJC.child = 'LFAR'; MODEL.JOINT.LEJC.tree = {'LWJC'};

MODEL.JOINT.RSJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RSJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.RSJC.child = 'RUPA'; MODEL.JOINT.RSJC.tree = {'REJC'};

MODEL.JOINT.LSJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LSJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.LSJC.child = 'LUPA'; MODEL.JOINT.LSJC.tree = {'LEJC'};

MODEL.JOINT.NJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.NJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.NJC.child = 'HEA'; MODEL.JOINT.NJC.tree = {};

MODEL.JOINT.SAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.SAJC.parent = 'PEL';
MODEL.JOINT.SAJC.child = 'TRU'; MODEL.JOINT.SAJC.tree = {'LHJC' 'RHJC' 'LSJC'
'RSJC' 'NJC'};

MODEL.SEGMENT = {'RFOO'; 'RSHA'; 'RTHG'; 'PEL'; 'LTHG'; 'LSHA'; 'LFOO'; 'RHAN';
'RFAR'; 'RUPA'; 'LUPA'; 'LFAR'; 'LHAN'; 'HEA'; 'TRU'};
MODEL.JOINTopt = {'RAJC' 'LAJC' 'RKJC' 'LKJC' 'RHJC' 'LHJC' 'REJC' 'LEJC'
'RSJC' 'LSJC' 'NJC' 'SAJC' 'RWJC' 'LWJC'};
MODEL.MARKERopt.RFOO = {'RHEE'; 'RTOE'};

```

```

MODEL.MARKERopt.RSHA = {'RANK'; 'RTIB'};
MODEL.MARKERopt.LFOO = {'LHEE'; 'LTOE'};
MODEL.MARKERopt.LSHA = {'LANK'; 'LTIB'};
MODEL.MARKERopt.RHAN = {'RFIN'};
MODEL.MARKERopt.RFAR = {'RELB'; 'RWRA'; 'RWRB'};
MODEL.MARKERopt.RUPA = {'RSHO'};
MODEL.MARKERopt.LUPA = {'LSHO'};
MODEL.MARKERopt.LFAR = {'LELB'; 'LWRA'; 'LWRB'};
MODEL.MARKERopt.LHAN = {'LFIN'};
MODEL.MARKERopt.HEA = {'LFHD'; 'RFHD'; 'LBHD'; 'RBHD'};
switch Options.modelConstruction
    case 'Frontal'
        MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RGTC'};
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'CLAV'; 'T10M'; 'STRN'};
    case 'Posterior'
        MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RGTC'};
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'T10M'; 'LBAK'; 'RBAK'};
    case 'PiG'
        MODEL.MARKERopt.RTHG = {'RKNE'; 'RTHI'};
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'LASI'; 'RASI'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'CLAV'; 'T10M'; 'STRN'};
end

case 'UpperBody'

MODEL.JOINT.RWJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RWJC.parent = 'RFAR';
MODEL.JOINT.RWJC.child = 'RHAN'; MODEL.JOINT.RWJC.tree = {};

MODEL.JOINT.LWJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LWJC.parent = 'LFAR';
MODEL.JOINT.LWJC.child = 'LHAN'; MODEL.JOINT.LWJC.tree = {};

MODEL.JOINT.REJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.REJC.parent = 'RUPA';
MODEL.JOINT.REJC.child = 'RFAR'; MODEL.JOINT.REJC.tree = {'RWJC'};

MODEL.JOINT.LEJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LEJC.parent = 'LUPA';
MODEL.JOINT.LEJC.child = 'LFAR'; MODEL.JOINT.LEJC.tree = {'LWJC'};

MODEL.JOINT.RSJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.RSJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.RSJC.child = 'RUPA'; MODEL.JOINT.RSJC.tree = {'REJC'};

MODEL.JOINT.LSJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.LSJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.LSJC.child = 'LUPA'; MODEL.JOINT.LSJC.tree = {'LEJC'};

MODEL.JOINT.NJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.NJC.parent = 'TRU';
MODEL.JOINT.NJC.child = 'HEA'; MODEL.JOINT.NJC.tree = {};

MODEL.JOINT.SAJC.type = 'spheric'; MODEL.JOINT.SAJC.parent = 'PEL';
MODEL.JOINT.SAJC.child = 'TRU'; MODEL.JOINT.SAJC.tree = {'LSJC' 'RSJC'
'NJC'};

MODEL.SEGMENT = {'PEL'; 'RHAN'; 'RFAR'; 'RUPA'; 'LUPA'; 'LFAR';
'LHAN'; 'HEA'; 'TRU'};
MODEL.JOINTopt = {'REJC' 'LEJC' 'RSJC' 'LSJC' 'NJC' 'SAJC' 'RWJC' 'LWJC'};

MODEL.MARKERopt.RHAN = {'RFIN'};
MODEL.MARKERopt.RFAR = {'RELB'; 'RWRA'; 'RWRB'};
MODEL.MARKERopt.RUPA = {'RSHO'};
MODEL.MARKERopt.LUPA = {'LSHO'};

```

```

MODEL.MARKERopt.LFAR = {'LELB'; 'LWRA'; 'LWRB'};
MODEL.MARKERopt.LHAN = {'LFIN'};
MODEL.MARKERopt.HEA = {'LFHD'; 'RFHD'; 'LBHD'; 'RBHD'};
switch Options.modelConstruction
    case 'Frontal'
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'CLAV'; 'T10M'; 'STRN'};
    case 'Posterior'
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'SACR'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'T10M'; 'LBAK'; 'RBAK'};
    case 'PiG'
        MODEL.MARKERopt.PEL = {'LASI'; 'RASI'; 'LPSI'; 'RPSI'};
        MODEL.MARKERopt.TRU = {'C7MA'; 'CLAV'; 'T10M'; 'STRN'};
end

end

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

%% Index & Structures
for k=1:MODEL.numBod
    bodyName = MODEL.SEGMENT{k};
    MODEL.JOINT.(bodyName) = [];
    MODEL.IND.(bodyName) = k;
end

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

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

if isfield(MODEL.PARAM, 'LLegLength')
    MODEL.PARAM.Cl = 0.115*MODEL.PARAM.LLegLength;
    MODEL.PARAM.LAsisTrocanterDistance = 0.115*MODEL.PARAM.LLegLength-0.0153;
end
if isfield(MODEL.PARAM, 'RLegLength')
    MODEL.PARAM.Cr = 0.115*MODEL.PARAM.RLegLength;
    MODEL.PARAM.RAsisTrocanterDistance = 0.115*MODEL.PARAM.RLegLength-0.0153;
end

```

Anexo A.5 Función *processStaticTrial*

```
function AnimationData = processStaticTrial

global MODEL
global Options
global AMTI

%% Load Data
datafile = 'Static.c3d';
[MarkerData,Options.VideoFrameRate,AnalogSignals,Options.AnalogFrameRate,~,
ParameterGroup] = readC3D_JA_GP([Options.c3ddatafolder '\' datafile]);
[MARKERS,GRF,] = loadData_New(ParameterGroup,MarkerData,AnalogSignals);

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

%% Body pose reconstruction
switch Options.modelConstruction
    case 'PiG'
        [pos JointPos] = PlugInGait(MARKERS,datafile);
    case 'Frontal'
        [pos JointPos] = Frontal(MARKERS,datafile);
    case 'Posterior'
        [pos JointPos] = Posterior(MARKERS,datafile);
end

%% Compute Static Joint Angles (in parent body RF)
MODEL.JOINT.StaticAngle = getJointAngles(pos);

%% Functional parameters
computeFunctionalParameters(pos,JointPos);

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

%% Segment Lengths
computeSegmentLengths(JointPos);

%% Data for animation
AnimationData = storeAnimationData(pos,GRF,MARKERS);

%% Store Data
StorageRaw =
storeRawData([],AnimationData,pos,[],[],GRF,[],[],[],[],[],[],[],[],[],[]);
StorageRaw.MODEL = MODEL;
StorageRaw.Options = Options;
nameOutput = [Options.StorageName 'StaticTrialRaw.mat'];
cd(Options.outputDir)
save(nameOutput,'StorageRaw');
cd(Options.mainDir)
fprintf('Data saved as %s \n',nameOutput);

end
```

Anexo A.6 Función *PlugInGait*

```
function [position,JointPos] = PlugInGait(MARKERS,datafile)

global MODEL
global Options

IND = MODEL.IND;
options = optimset('Display','off','LargeScale','off');

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

JointPos.SAJC = [];
JointPos.LHJC = [];
JointPos.RHJC = [];

%%% Plug-in-Gait Body pose Reconstruction
position = zeros(size(MARKERS.LASI,1),7*MODEL.numBod);

for i = 1:size(MARKERS.LASI,1)

    %% LOWER BODY
    LASI(1:3,1) = MARKERS.LASI(i,:);
    RASI(1:3,1) = MARKERS.RASI(i,:);
    LPSI(1:3,1) = MARKERS.LPSI(i,:);
    RPSI(1:3,1) = MARKERS.RPSI(i,:);

    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
            RTHI(1:3,1) = MARKERS.RTHI(i,:);
            RTIB(1:3,1) = MARKERS.RTIB(i,:);
            RKNE(1:3,1) = MARKERS.RKNE(i,:);
            RANK(1:3,1) = MARKERS.RANK(i,:);
            RHEE(1:3,1) = MARKERS.RHEE(i,:);
            RTOE(1:3,1) = MARKERS.RTOE(i,:);
    end
    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody'}
            LTHI(1:3,1) = MARKERS.LTHI(i,:);
            LTIB(1:3,1) = MARKERS.LTIB(i,:);
            LKNE(1:3,1) = MARKERS.LKNE(i,:);
            LANK(1:3,1) = MARKERS.LANK(i,:);
            LHEE(1:3,1) = MARKERS.LHEE(i,:);
            LTOE(1:3,1) = MARKERS.LTOE(i,:);
    end

    %% PELVIS
    ORIGIN_PEL = 0.5*(LASI+RASI);
    PSI = 0.5*(LPSI+RPSI);
    N = points2Plane(LASI,RASI,PSI);
    Y_PEL = LASI-RASI; Y_PEL = Y_PEL/norm(Y_PEL);
    Z_PEL = -[N(1);N(2);N(3)]; Z_PEL = Z_PEL/norm(Z_PEL);
    X_PEL = cross(Y_PEL,Z_PEL);
    R_PEL = [X_PEL Y_PEL Z_PEL];

    position(i,7*IND.PEL-3:7*IND.PEL) = getEulerParam(R_PEL);
    position(i,7*IND.PEL-6:7*IND.PEL-4) = ORIGIN_PEL;
end
```

```

LHJC = loc2glo(R_PEL,ORIGIN_PEL,MODEL.PARAM.LHJCloc);
RHJC = loc2glo(R_PEL,ORIGIN_PEL,MODEL.PARAM.RHJCloc);

%% THIGHS
switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
        Z = (RHJC-RKNE)/norm(RHJC-RKNE);
        PLA = points2Plane(RHJC,RKNE,RTHI);
        X = PLA(1:3);
        Y = cross(Z,X);
        R = [X Y Z];

        RTHI = RKNE+R*MODEL.PARAM.R_RKAD*R'*(RTHI-RKNE);
        RKO = MODEL.PARAM.RKneeWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
        PLA = points2Plane(RHJC,RKNE,RTHI);
        P1 = RHJC;
        P2 = RKNE;
        dist = RKO;
        localizeFN = @(x)localize(x,PLA,P1,P2,dist);
        RKJC = fsolve(localizeFN,RKNE+RKO*Y_PEL,options);

        Z_RTHG = RHJC-RKJC; Z_RTHG = Z_RTHG/norm(Z_RTHG);
        PLA = points2Plane(RHJC,RKNE,RTHI);
        X_RTHG = -PLA(1:3);
        Y_RTHG = cross(Z_RTHG,X_RTHG);
        R_RTHG = [X_RTHG Y_RTHG Z_RTHG];

        position(i,7*IND.RTHG-3:7*IND.RTHG) = getEulerParam(R_RTHG);
        position(i,7*IND.RTHG-6:7*IND.RTHG-4) = RHJC;
    end

switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody'}
        Z= (LHJC-LKNE)/norm(LHJC-LKNE);
        PLA= points2Plane(LHJC,LKNE,LTHI);
        X= PLA(1:3);
        Y= cross(Z,X);
        R= [X Y Z];

        LTHI = LKNE+R*MODEL.PARAM.R_LKAD*R'*(LTHI-LKNE);
        LKO = MODEL.PARAM.LKneeWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
        PLA = points2Plane(LHJC,LKNE,LTHI);
        P1 = LHJC;
        P2 = LKNE;
        dist = LKO;
        localizeFN = @(x)localize(x,PLA,P1,P2,dist);
        LKJC = fsolve(localizeFN,LKNE-LKO*Y_PEL,options);

        Z_LTHG = LHJC-LKJC; Z_LTHG = Z_LTHG/norm(Z_LTHG);
        PLA = points2Plane(LHJC,LKNE,LTHI);
        X_LTHG = PLA(1:3);
        Y_LTHG = cross(Z_LTHG,X_LTHG);
        R_LTHG = [X_LTHG Y_LTHG Z_LTHG];

        position(i,7*IND.LTHG-3:7*IND.LTHG) = getEulerParam(R_LTHG);
        position(i,7*IND.LTHG-6:7*IND.LTHG-4) = LHJC;
    end

%% SHANKS
switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}

```

```

Z = (RKJC-RANK)/norm(RKJC-RANK);
PLA = points2Plane(RKJC,RANK,RTIB);
X = PLA(1:3);
Y = cross(Z,X);
R = [X Y Z];

RTIB = RANK+R*MODEL.PARAM.R_RAAD*R'*(RTIB-RANK);
RAO = MODEL.PARAM.RAnkleWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
PLA = points2Plane(RKJC,RANK,RTIB);
P1 = RKJC;
P2 = RANK;
dist = RAO;
localizeFN = @(x)localize(x,PLA,P1,P2,dist);
RAJC = fsolve(localizeFN,RANK+dist*Y_RTHG,options);

Z_RSHA = (RKJC-RAJC)/norm(RKJC-RAJC);
PLA = points2Plane(RKJC,RANK,RTIB);
X_RSHA = -PLA(1:3);
Y_RSHA = cross(Z_RSHA,X_RSHA);
R_RSHA = [X_RSHA Y_RSHA Z_RSHA];

position(i,7*IND.RSHA-3:7*IND.RSHA) = getEulerParam(R_RSHA);
position(i,7*IND.RSHA-6:7*IND.RSHA-4) = RKJC;
end

switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody'}
    Z = (LKJC-LANK)/norm(LKJC-LANK);
    PLA = points2Plane(LKJC,LANK,LTIB);
    X = PLA(1:3);
    Y = cross(Z,X);
    R = [X Y Z];

    LTIB = LANK+R*MODEL.PARAM.R_LAAD*R'*(LTIB-LANK);
    LAO = MODEL.PARAM.LAnkleWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
    PLA = points2Plane(LKJC,LANK,LTIB);
    P1 = LKJC;
    P2 = LANK;
    dist = LAO;
    localizeFN = @(x)localize(x,PLA,P1,P2,dist);
    LAJC = fsolve(localizeFN,LANK-dist*Y_LTHG,options);

    Z_LSHA = (LKJC-LAJC)/norm(LKJC-LAJC);
    PLA = points2Plane(LKJC,LANK,LTIB);
    X_LSHA = PLA(1:3);
    Y_LSHA = cross(Z_LSHA,X_LSHA);
    R_LSHA = [X_LSHA Y_LSHA Z_LSHA];

    position(i,7*IND.LSHA-3:7*IND.LSHA) = getEulerParam(R_LSHA);
    position(i,7*IND.LSHA-6:7*IND.LSHA-4) = LKJC;
end

%% FEET
switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
    RFOO_points2Plane = points2Plane(RTOE,RHEE,RFOE);
    Z_RFOO = (RHEE-RTOE); Z_RFOO = Z_RFOO/norm(Z_RFOO);
    X_RFOO = RFOO_points2Plane(1:3);
    Y_RFOO = cross(Z_RFOO,X_RFOO);
    R_RFOO = [X_RFOO Y_RFOO Z_RFOO];

```

```

    position(i,7*IND.RFOO-6:7*IND.RFOO-4) = RTOE;
    position(i,7*IND.RFOO-3:7*IND.RFOO) = getEulerParam(R_RFOO);
end
switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody'}
        LFOO_points2Plane = points2Plane(LTOE,LHEE,LFOE);
        Z_LFOO = (LHEE-LTOE); Z_LFOO = Z_LFOO/norm(Z_LFOO);
        X_LFOO = -LFOO_points2Plane(1:3);
        Y_LFOO = cross(Z_LFOO,X_LFOO);
        R_LFOO = [X_LFOO Y_LFOO Z_LFOO];

        position(i,7*IND.LFOO-6:7*IND.LFOO-4) = LTOE;
        position(i,7*IND.LFOO-3:7*IND.LFOO) = getEulerParam(R_LFOO);
end

%% SAVE JOINT VALUES
JointPos.RHJC = [JointPos.RHJC;RHJC'];
JointPos.LHJC = [JointPos.LHJC;LHJC'];
JointPos.SAJC = [JointPos.SAJC; ((LPSI+RPSI)/2+3*MODEL.PARAM.dmark*X_PEL)'];
switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody'}
        JointPos.RKJC = [JointPos.RKJC;RKJC'];
        JointPos.RAJC = [JointPos.RAJC;RAJC'];
        JointPos.LKJC = [JointPos.LKJC;LKJC'];
        JointPos.LAJC = [JointPos.LAJC;LAJC'];
    case {'RightLeg'}
        JointPos.RKJC = [JointPos.RKJC;RKJC'];
        JointPos.RAJC = [JointPos.RAJC;RAJC'];
end

%% UPPER BODY
switch Options.model
    case {'UpperBody','FullBody'}
        LFHD(1:3,1) = MARKERS.LFHD(i,:);
        RFHD(1:3,1) = MARKERS.RFHD(i,:);
        LBHD(1:3,1) = MARKERS.LBHD(i,:);
        RBHD(1:3,1) = MARKERS.RBHD(i,:);
        C7MA(1:3,1) = MARKERS.C7MA(i,:);
        CLAV(1:3,1) = MARKERS.CLAV(i,:);
        T10M(1:3,1) = MARKERS.T10M(i,:);
        STRN(1:3,1) = MARKERS.STRN(i,:);
        LSHO(1:3,1) = MARKERS.LSHO(i,:);
        RSHO(1:3,1) = MARKERS.RSHO(i,:);
        LELB(1:3,1) = MARKERS.LELB(i,:);
        RELB(1:3,1) = MARKERS.RELB(i,:);
        LWRA(1:3,1) = MARKERS.LWRA(i,:);
        RWRA(1:3,1) = MARKERS.RWRA(i,:);
        LWRB(1:3,1) = MARKERS.LWRB(i,:);
        RWRB(1:3,1) = MARKERS.RWRB(i,:);
        LFIN(1:3,1) = MARKERS.LFIN(i,:);
        RFIN(1:3,1) = MARKERS.RFIN(i,:);

        %% HEAD
        Y_HEA = 1/2*((LFHD+LBHD)-(RFHD+RBHD)); Y_HEA = Y_HEA/norm(Y_HEA);
        Mark1 = LFHD; Mark2 = RFHD; Mark3 = LBHD; Mark4 = RBHD;
        N0 = points2Plane(Mark1,Mark2,Mark3);
        planoptFN = @(N)planopt(N,Mark1,Mark2,Mark3,Mark4);
        N = fminunc(planoptFN,N0,options);
        Z_HEA = -N(1:3); Z_HEA = Z_HEA/norm(Z_HEA);
        X_HEA = cross(Y_HEA,Z_HEA);
        R_HEA = [X_HEA Y_HEA Z_HEA];

```

```

position(i,7*IND.HEA-3:7*IND.HEA) = getEulerParam(R_HEA);
position(i,7*IND.HEA-6:7*IND.HEA-4) = (Mark1+Mark2+Mark3+Mark4)/4
-2*MODEL.PARAM.dmark*Z_HEA;

%% TRUNK
Z_TRU = (T10M+STRN)/2-(C7MA+CLAV)/2; Z_TRU = -Z_TRU/norm(Z_TRU);
X_TRU = (CLAV+STRN)/2-(C7MA+T10M)/2; X_TRU = X_TRU/norm(X_TRU);
Y_TRU = cross(Z_TRU,X_TRU); Y_TRU=Y_TRU/norm(Y_TRU);
O_TRU = CLAV-MODEL.PARAM.dmark/2*X_TRU;
R_TRU = [X_TRU Y_TRU Z_TRU];

position(i,7*IND.TRU-3:7*IND.TRU) = getEulerParam(R_TRU);
position(i,7*IND.TRU-6:7*IND.TRU-4) = O_TRU;

%% SHOULDER JOINT CENTER
LSHW = O_TRU+cross((LSHO-O_TRU),X_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = LSHO;
N = points2Plane(LSHW,LSHO,O_TRU);
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
LSJC = fsolve(localizeFN,LSHO+2*MODEL.PARAM.LShoulderOffset*Z_TRU,
options);

RSHW = O_TRU+cross((RSHO-O_TRU),X_TRU);
N = points2Plane(RSHW,RSHO,O_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = RSHO;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
RSJC=fsolve(localizeFN,RSHO+2*MODEL.PARAM.RShoulderOffset*Z_TRU,
options);

%% ELBOW JOINT CENTER
PLA = points2Plane(LSJC,LELB,(LWRA+LWRB)/2);
LELW = LELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(LSJC,LELB,LELW);
P1 = LSJC; P2 = LELB;
dist = MODEL.PARAM.LElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
LEJC = fsolve(localizeFN,LELB-dist*(LELB-LELW),options);

PLA = points2Plane(RSJC,RELB,(RWRA+RWRB)/2);
RELW = RELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(RSJC,RELB,RELW);
P1 = RSJC; P2 = RELB;
dist=MODEL.PARAM.RElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
REJC=fsolve(localizeFN,RELB+dist*(RELB-RELW),options);

%% WRIST JOINT CENTER
LWristOffset = MODEL.PARAM.LWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
RWristOffset = MODEL.PARAM.RWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
LWRW = (LWRA+LWRB)/2;
RWRW = (RWRA+RWRB)/2;
LWJC = LWRW+LWristOffset*cross((LWRA-LWRB),(LWRW-LEJC))/
norm(cross((LWRW-LEJC),(LWRA-LWRB)));
RWJC = RWRW+RWristOffset*cross((RWRA-RWRB),(RWRW-REJC))/
norm(cross((RWRW-REJC),(RWRA-RWRB)));

```

```

%% UPPER ARMS
Z_LUPA = LSJC-LEJC; Z_LUPA = Z_LUPA/norm(Z_LUPA);
PLA = points2Plane(LSJC,LEJC,LWJC);
Y_LUPA = -PLA(1:3); Y_LUPA = Y_LUPA/norm(Y_LUPA);
X_LUPA = cross(Y_LUPA,Z_LUPA); X_LUPA = X_LUPA/norm(X_LUPA);
R_LUPA = [X_LUPA Y_LUPA Z_LUPA];

position(i,7*IND.LUPA-3:7*IND.LUPA) = getEulerParam(R_LUPA);
position(i,7*IND.LUPA-6:7*IND.LUPA-4) = LSJC;

Z_RUPA = RSJC-REJC; Z_RUPA = Z_RUPA/norm(Z_RUPA);
PLA = points2Plane(RSJC,REJC,RWJC);
Y_RUPA = -PLA(1:3); Y_RUPA = Y_RUPA/norm(Y_RUPA);
X_RUPA = cross(Y_RUPA,Z_RUPA); X_RUPA = X_RUPA/norm(X_RUPA);
R_RUPA = [X_RUPA Y_RUPA Z_RUPA];

position(i,7*IND.RUPA-3:7*IND.RUPA) = getEulerParam(R_RUPA);
position(i,7*IND.RUPA-6:7*IND.RUPA-4) = RSJC;

%% FOREARMS
Z_LFAR = LEJC-LWJC; Z_LFAR = Z_LFAR/norm(Z_LFAR);
Y_LFAR = Y_LUPA;
X_LFAR = cross(Y_LFAR,Z_LFAR);
R_LFAR = [X_LFAR Y_LFAR Z_LFAR];

position(i,7*IND.LFAR-3:7*IND.LFAR) = getEulerParam(R_LFAR);
position(i,7*IND.LFAR-6:7*IND.LFAR-4) = LEJC;

Z_RFAR = REJC-RWJC; Z_RFAR = Z_RFAR/norm(Z_RFAR);
Y_RFAR = Y_RUPA;
X_RFAR = cross(Y_RFAR,Z_RFAR);
R_RFAR = [X_RFAR Y_RFAR Z_RFAR];

position(i,7*IND.RFAR-3:7*IND.RFAR) = getEulerParam(R_RFAR);
position(i,7*IND.RFAR-6:7*IND.RFAR-4) = REJC;

%% HANDS
LWR2 = (LWRA+LWRB)/2;
P1 = LWJC; P2 = LFIN;
N = points2Plane(LWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_LHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.LHandThickness/2*Z_LFAR,
options);

Z_LHAN = LWJC-O_LHAN; Z_LHAN = Z_LHAN/norm(Z_LHAN);
Y_LHAN = LWRB-LWRA; Y_LHAN = Y_LHAN/norm(Y_LHAN);
X_LHAN = cross(Y_LHAN,Z_LHAN); X_LHAN = X_LHAN/norm(X_LHAN);
R_LHAN = [X_LHAN Y_LHAN Z_LHAN];

position(i,7*IND.LHAN-3:7*IND.LHAN) = getEulerParam(R_LHAN);
position(i,7*IND.LHAN-6:7*IND.LHAN-4) = O_LHAN;

RWR2 = (RWRA+RWRB)/2;
P1 = RWJC; P2 = RFIN;
N = points2Plane(RWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_RHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.RHandThickness/2*Z_RFAR,
options);

```

```

Z_RHAN = RWJC-O_RHAN; Z_RHAN = Z_RHAN/norm(Z_RHAN);
Y_RHAN = RWRB-RWRA; Y_RHAN = Y_RHAN/norm(Y_RHAN);
X_RHAN = cross(Y_RHAN,Z_RHAN); X_RHAN = X_RHAN/norm(X_RHAN);
R_RHAN=[X_RHAN Y_RHAN Z_RHAN];

```

```

position(i,7*IND.RHAN-3:7*IND.RHAN) = getEulerParam(R_RHAN);
position(i,7*IND.RHAN-6:7*IND.RHAN-4) = O_RHAN;

```

```

%% CERVICAL JOINT

```

```

X_TRU = R_TRU(:,1);
NJC = C7MA+2*MODEL.PARAM.dmark*X_TRU;

```

```

%% SAVE JOINT VALUES

```

```

JointPos.LSJC = [JointPos.LSJC;LSJC'];
JointPos.RSJC = [JointPos.RSJC;RSJC'];
JointPos.LEJC = [JointPos.LEJC;LEJC'];
JointPos.REJC = [JointPos.REJC;REJC'];
JointPos.LWJC = [JointPos.LWJC;LWJC'];
JointPos.RWJC = [JointPos.RWJC;RWJC'];
JointPos.NJC = [JointPos.NJC;NJC'];

```

```

end

```

```

end
end

```

Anexo A.7 Función *Frontal*

```
function [position,JointPos] = Frontal(MARKERS,datafile)

global MODEL
global Options

IND = MODEL.IND;
options = optimset('Display','off','LargeScale','off','MaxIter',100000,
'MaxFunEvals',15000000,'TolCon',1e-2,'TolX',1e-2,'TolFun',1e-1);

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

JointPos.SAJC = [];
JointPos.LHJC = [];
JointPos.RHJC = [];

%% Frontal Protocol Body pose Reconstruction

position = zeros(size(MARKERS.LPSI,1),7*MODEL.numBod);

for i = 1:size(MARKERS.LPSI,1)

    %% LOWER BODY
    SACR(1:3,1) = MARKERS.SACR(i,:);
    LPSI(1:3,1) = MARKERS.LPSI(i,:);
    RPSI(1:3,1) = MARKERS.RPSI(i,:);

    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
            RGTC(1:3,1) = MARKERS.RGTC(i,:);
            RTIB(1:3,1) = MARKERS.RTIB(i,:);
            RKNE(1:3,1) = MARKERS.RKNE(i,:);
            RANK(1:3,1) = MARKERS.RANK(i,:);
            RHEE(1:3,1) = MARKERS.RHEE(i,:);
            RTOE(1:3,1) = MARKERS.RTOE(i,:);
    end
    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody'}
            LGTC(1:3,1) = MARKERS.LGTC(i,:);
            LTIB(1:3,1) = MARKERS.LTIB(i,:);
            LKNE(1:3,1) = MARKERS.LKNE(i,:);
            LANK(1:3,1) = MARKERS.LANK(i,:);
            LHEE(1:3,1) = MARKERS.LHEE(i,:);
            LTOE(1:3,1) = MARKERS.LTOE(i,:);
    end

    %% PELVIS
    ORIGIN_PEL = 0.5*(LPSI+RPSI);
    Y_PEL = LPSI-RPSI; Y_PEL = Y_PEL/norm(Y_PEL);
    N = points2Plane(LPSI,RPSI,SACR);
    X_PEL = [N(1);N(2);N(3)]; X_PEL = X_PEL/norm(X_PEL);
    Z_PEL = cross(X_PEL,Y_PEL);
    R_PEL = [X_PEL Y_PEL Z_PEL];

    position(i,7*IND.PEL-3:7*IND.PEL) = getEulerParam(R_PEL);
    position(i,7*IND.PEL-6:7*IND.PEL-4) = ORIGIN_PEL;
end
```

```

%% THIGHS
switch Options.model
    case {'LowerLimb', 'FullBody', 'RightLeg'}
        RHJC = loc2glo(R_PEL, ORIGIN_PEL, MODEL.PARAM.RHJC_Cyclist);

        Z_RSHANK_CYCLISM = RKNE-RHJC;
        Z_RSHANK_CYCLISM = Z_RSHANK_CYCLISM/norm(Z_RSHANK_CYCLISM);
        N_RSHANK_CYCLISM = plane(RKNE, RGTC, RHJC);
        X_RSHANK_CYCLISM = -[N_RSHANK_CYCLISM(1); N_RSHANK_CYCLISM(2);
        N_RSHANK_CYCLISM(3)];
        X_RSHANK_CYCLISM = X_RSHANK_CYCLISM/norm(X_RSHANK_CYCLISM);
        Y_RSHANK_CYCLISM = cross(Z_RSHANK_CYCLISM, X_RSHANK_CYCLISM);
        R_RSHANK_CYCLISM = [X_RSHANK_CYCLISM Y_RSHANK_CYCLISM
        Z_RSHANK_CYCLISM];

        RKJC_AXIS = loc2glo(R_RSHANK_CYCLISM, RKNE,
        MODEL.PARAM.RKJC_AXIS_Cyclist);
        RKJC = loc2glo(R_RSHANK_CYCLISM, RKNE, MODEL.PARAM.RKJC_Cyclist);

        Z_RTHG = RHJC-RKJC; Z_RTHG = Z_RTHG/norm(Z_RTHG);
        PLA = points2Plane(RHJC, RKNE, RGTC);
        X_RTHG = -PLA(1:3); X_RTHG = X_RTHG/norm(X_RTHG);
        Y_RTHG = cross(Z_RTHG, X_RTHG);
        R_RTHG = [X_RTHG Y_RTHG Z_RTHG];

        position(i, 7*IND.RTHG-3:7*IND.RTHG) = getEulerParam(R_RTHG);
        position(i, 7*IND.RTHG-6:7*IND.RTHG-4) = RHJC;
    end

switch Options.model
    case {'LowerLimb', 'FullBody'}
        LHJC = loc2glo(R_PEL, ORIGIN_PEL, MODEL.PARAM.LHJC_Cyclist);

        Z_LSHANK_CYCLISM = LKNE-LHJC;
        Z_LSHANK_CYCLISM = Z_LSHANK_CYCLISM/norm(Z_LSHANK_CYCLISM);
        N_LSHANK_CYCLISM = plane(LKNE, LGTC, LHJC);
        X_LSHANK_CYCLISM = -[N_LSHANK_CYCLISM(1); N_LSHANK_CYCLISM(2);
        N_LSHANK_CYCLISM(3)];
        X_LSHANK_CYCLISM = X_LSHANK_CYCLISM/norm(X_LSHANK_CYCLISM);
        Y_LSHANK_CYCLISM = cross(Z_LSHANK_CYCLISM, X_LSHANK_CYCLISM);
        R_LSHANK_CYCLISM = [X_LSHANK_CYCLISM Y_LSHANK_CYCLISM
        Z_LSHANK_CYCLISM];

        LKJC_AXIS=loc2glo(R_LSHANK_CYCLISM, LKNE,
        MODEL.PARAM.LKJC_AXIS_Cyclist);
        LKJC=loc2glo(R_LSHANK_CYCLISM, LKNE, MODEL.PARAM.LKJC_Cyclist);

        Z_LTHG = HJC-LKJC; Z_LTHG = Z_LTHG/norm(Z_LTHG);
        PLA = points2Plane(LHJC, LKNE, LGTC);
        X_LTHG = PLA(1:3); X_LTHG = X_LTHG/norm(X_LTHG);
        Y_LTHG = cross(Z_LTHG, X_LTHG);
        R_LTHG = [X_LTHG Y_LTHG Z_LTHG];

        position(i, 7*IND.LTHG-3:7*IND.LTHG) = getEulerParam(R_LTHG);
        position(i, 7*IND.LTHG-6:7*IND.LTHG-4) = LHJC;
    end

%% SHANKS
switch Options.model
    case {'LowerLimb', 'FullBody', 'RightLeg'}

```

```

Z_RLEG_CYCLISM = RKJC-RTIB;
Z_RLEG_CYCLISM = Z_RLEG_CYCLISM/norm(Z_RLEG_CYCLISM);
N_RLEG_CYCLISM = plane(RKJC,RTIB,RANK);
X_RLEG_CYCLISM = -[N_RLEG_CYCLISM(1);N_RLEG_CYCLISM(2);
N_RLEG_CYCLISM(3)];
X_RLEG_CYCLISM = X_RLEG_CYCLISM/norm(X_RLEG_CYCLISM);
Y_RLEG_CYCLISM = cross(Z_RLEG_CYCLISM,X_RLEG_CYCLISM);
R_RLEG_CYCLISM = [X_RLEG_CYCLISM Y_RLEG_CYCLISM Z_RLEG_CYCLISM];

RAJC = loc2glo(R_RLEG_CYCLISM,RANK,MODEL.PARAM.RAJC_Cyclist);

Z_RSHA = (RKJC-RAJC)/norm(RKJC-RAJC);
PLA = points2Plane(RKJC,RKJC_AXIS,RANK);
X_RSHA = PLA(1:3); X_RSHA = X_RSHA/norm(X_RSHA);
Y_RSHA = cross(Z_RSHA,X_RSHA);
R_RSHA = [X_RSHA Y_RSHA Z_RSHA];

position(i,7*IND.RSHA-3:7*IND.RSHA) = getEulerParam(R_RSHA);
position(i,7*IND.RSHA-6:7*IND.RSHA-4) = RKJC;
end

switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody'}
    Z_LLEG_CYCLISM = LKJC-LTIB;
    Z_LLEG_CYCLISM = Z_LLEG_CYCLISM/norm(Z_LLEG_CYCLISM);
    N_LLEG_CYCLISM = plane(LKJC,LTIB,LANK);
    X_LLEG_CYCLISM = -[N_LLEG_CYCLISM(1);N_LLEG_CYCLISM(2);
    N_LLEG_CYCLISM(3)];
    X_LLEG_CYCLISM = X_LLEG_CYCLISM/norm(X_LLEG_CYCLISM);
    Y_LLEG_CYCLISM = cross(Z_LLEG_CYCLISM,X_LLEG_CYCLISM);
    R_LLEG_CYCLISM = [X_LLEG_CYCLISM Y_LLEG_CYCLISM Z_LLEG_CYCLISM];

    LAJC = loc2glo(R_LLEG_CYCLISM,LANK,MODEL.PARAM.LAJC_Cyclist);

    Z_LSHA = (LKJC-LAJC)/norm(LKJC-LAJC);
    PLA = points2Plane(LKJC,LKJC_AXIS,LANK);
    X_LSHA = -PLA(1:3);
    X_LSHA = X_LSHA/norm(X_LSHA);
    Y_LSHA = cross(Z_LSHA,X_LSHA);
    R_LSHA = [X_LSHA Y_LSHA Z_LSHA];

    position(i,7*IND.LSHA-3:7*IND.LSHA) = getEulerParam(R_LSHA);
    position(i,7*IND.LSHA-6:7*IND.LSHA-4) = LKJC;
end

%% FEET
switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
    RFOO_points2Plane = points2Plane(RTOE,RHEE,RAJC);
    Z_RFOO = -(RHEE-RTOE); Z_RFOO = Z_RFOO/norm(Z_RFOO);
    X_RFOO = -RFOO_points2Plane(1:3); X_RFOO = X_RFOO/norm(X_RFOO);
    Y_RFOO = cross(Z_RFOO,X_RFOO);
    R_RFOO = [X_RFOO Y_RFOO Z_RFOO];

    position(i,7*IND.RFOO-6:7*IND.RFOO-4)=RTOE;
    position(i,7*IND.RFOO-3:7*IND.RFOO)=getEulerParam(R_RFOO);
end

switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody'}

```

```

LFOO_points2Plane = points2Plane(LTOE,LHEE,LAJC);
Z_LFOO = -(LHEE-LTOE); Z_LFOO = Z_LFOO/norm(Z_LFOO);
X_LFOO = -LFOO_points2Plane(1:3); X_LFOO = X_LFOO/norm(X_LFOO);
Y_LFOO = cross(Z_LFOO,X_LFOO);
R_LFOO = [X_LFOO Y_LFOO Z_LFOO];

position(i,7*IND.LFOO-6:7*IND.LFOO-4) = LTOE;
position(i,7*IND.LFOO-3:7*IND.LFOO) = getEulerParam(R_LFOO);
end

%% SAVE JOINT VALUES
JointPos.RHJC = [JointPos.RHJC;RHJC'];
JointPos.LHJC = [JointPos.LHJC;LHJC'];
JointPos.SAJC = [JointPos.SAJC; ((LPSI+RPSI)/2+3*MODEL.PARAM.dmark*X_PEL)'];
switch Options.model
    case {'LowerLimb','FullBody'}
        JointPos.RKJC = [JointPos.RKJC;RKJC'];
        JointPos.RAJC = [JointPos.RAJC;RAJC'];
        JointPos.LKJC = [JointPos.LKJC;LKJC'];
        JointPos.LAJC = [JointPos.LAJC;LAJC'];
    case {'RightLeg'}
        JointPos.RHJC = [JointPos.RHJC;RHJC'];
        JointPos.LHJC = [JointPos.LHJC;LHJC'];
end

%% UPPER BODY
switch Options.model
    case {'UpperBody','FullBody'}
        LFHD(1:3,1) = MARKERS.LFHD(i,:);
        RFHD(1:3,1) = MARKERS.RFHD(i,:);
        LBHD(1:3,1) = MARKERS.LBHD(i,:);
        RBHD(1:3,1) = MARKERS.RBHD(i,:);
        C7MA(1:3,1) = MARKERS.C7MA(i,:);
        CLAV(1:3,1) = MARKERS.CLAV(i,:);
        T10M(1:3,1) = MARKERS.T10M(i,:);
        STRN(1:3,1) = MARKERS.STRN(i,:);
        LSHO(1:3,1) = MARKERS.LSHO(i,:);
        RSHO(1:3,1) = MARKERS.RSHO(i,:);
        LELB(1:3,1) = MARKERS.LELB(i,:);
        RELB(1:3,1) = MARKERS.RELB(i,:);
        LWRA(1:3,1) = MARKERS.LWRA(i,:);
        RWRA(1:3,1) = MARKERS.RWRA(i,:);
        LWRB(1:3,1) = MARKERS.LWRB(i,:);
        RWRB(1:3,1) = MARKERS.RWRB(i,:);
        LFIN(1:3,1) = MARKERS.LFIN(i,:);
        RFIN(1:3,1) = MARKERS.RFIN(i,:);

        %% HEAD
        Y_HEA = 1/2*((LFHD+LBHD)-(RFHD+RBHD)); Y_HEA = Y_HEA/norm(Y_HEA);
        Mark1 = LFHD; Mark2 = RFHD; Mark3 = LBHD; Mark4 = RBHD;
        N0 = points2Plane(Mark1,Mark2,Mark3);
        planoptFN = @(N)planopt(N,Mark1,Mark2,Mark3,Mark4);
        N = fminunc(planoptFN,N0,options);
        Z_HEA = -N(1:3); Z_HEA = Z_HEA/norm(Z_HEA);
        X_HEA = cross(Y_HEA,Z_HEA);
        R_HEA = [X_HEA Y_HEA Z_HEA];

        position(i,7*IND.HEA-3:7*IND.HEA) = getEulerParam(R_HEA);
        position(i,7*IND.HEA-6:7*IND.HEA-4) = (Mark1+Mark2+Mark3+Mark4)/4
        -2*MODEL.PARAM.dmark*Z_HEA;

```

```

%% TRUNK
Z_TRU = (T10M+STRN)/2-(C7MA+CLAV)/2; Z_TRU = -Z_TRU/norm(Z_TRU);
X_TRU = (CLAV+STRN)/2-(C7MA+T10M)/2; X_TRU = X_TRU/norm(X_TRU);
Y_TRU = cross(Z_TRU,X_TRU); Y_TRU = Y_TRU/norm(Y_TRU);
O_TRU = CLAV-MODEL.PARAM.dmark/2*X_TRU;
R_TRU = [X_TRU Y_TRU Z_TRU];

position(i,7*IND.TRU-3:7*IND.TRU) = getEulerParam(R_TRU);
position(i,7*IND.TRU-6:7*IND.TRU-4) = O_TRU;

%% SHOULDER JOINT CENTER
LSHW = O_TRU+cross((LSHO-O_TRU),X_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = LSHO;
N = points2Plane(LSHW,LSHO,O_TRU);
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
LSJC = fsolve(localizeFN,LSHO+2*MODEL.PARAM.LShoulderOffset*Z_TRU,
options);

RSHW = O_TRU+cross((RSHO-O_TRU),X_TRU);
N = points2Plane(RSHW,RSHO,O_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = RSHO;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
RSJC = fsolve(localizeFN,RSHO+2*MODEL.PARAM.RShoulderOffset*Z_TRU,
options);

%% ELBOW JOINT CENTER
PLA = points2Plane(LSJC,LELB,(LWRA+LWRB)/2);
LELW = LELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(LSJC,LELB,LELW);
P1 = LSJC; P2 = LELB;
dist = MODEL.PARAM.LElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
LEJC = fsolve(localizeFN,LELB-dist*(LELB-LELW),options);

PLA = points2Plane(RSJC,RELB,(RWRA+RWRB)/2);
RELW = RELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(RSJC,RELB,RELW);
P1 = RSJC; P2 = RELB;
dist = MODEL.PARAM.RElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
REJC = fsolve(localizeFN,RELB+dist*(RELB-RELW),options);

%% WRIST JOINT CENTER
LWristOffset = MODEL.PARAM.LWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
RWristOffset = MODEL.PARAM.RWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
LWRW = (LWRA+LWRB)/2;
RWRW = (RWRA+RWRB)/2;
LWJC = LWRW+LWristOffset*cross((LWRA-LWRB),(LWRW-LEJC))/
norm(cross((LWRW-LEJC),(LWRA-LWRB)));
RWJC = RWRW+RWristOffset*cross((RWRA-RWRB),(RWRW-REJC))/
norm(cross((RWRW-REJC),(RWRA-RWRB)));

%% UPPER ARMS
Z_LUPA = LSJC-LEJC; Z_LUPA = Z_LUPA/norm(Z_LUPA);
PLA = points2Plane(LSJC,LEJC,LWJC);
Y_LUPA = -PLA(1:3); Y_LUPA = Y_LUPA/norm(Y_LUPA);
X_LUPA = cross(Y_LUPA,Z_LUPA); X_LUPA = X_LUPA/norm(X_LUPA);
R_LUPA = [X_LUPA Y_LUPA Z_LUPA];

```

```

position(i,7*IND.LUPA-3:7*IND.LUPA) = getEulerParam(R_LUPA);
position(i,7*IND.LUPA-6:7*IND.LUPA-4) = LSJC;

Z_RUPA = RSJC-REJC; Z_RUPA = Z_RUPA/norm(Z_RUPA);
PLA = points2Plane(RSJC,REJC,RWJC);
Y_RUPA = -PLA(1:3); Y_RUPA = Y_RUPA/norm(Y_RUPA);
X_RUPA = cross(Y_RUPA,Z_RUPA); X_RUPA = X_RUPA/norm(X_RUPA);
R_RUPA = [X_RUPA Y_RUPA Z_RUPA];

position(i,7*IND.RUPA-3:7*IND.RUPA) = getEulerParam(R_RUPA);
position(i,7*IND.RUPA-6:7*IND.RUPA-4) = RSJC;

%% FOREARMS
Z_LFAR = LEJC-LWJC; Z_LFAR = Z_LFAR/norm(Z_LFAR);
Y_LFAR = Y_LUPA;
X_LFAR = cross(Y_LFAR,Z_LFAR);
R_LFAR = [X_LFAR Y_LFAR Z_LFAR];
position(i,7*IND.LFAR-3:7*IND.LFAR) = getEulerParam(R_LFAR);
position(i,7*IND.LFAR-6:7*IND.LFAR-4) = LEJC;

Z_RFAR = REJC-RWJC; Z_RFAR = Z_RFAR/norm(Z_RFAR);
Y_RFAR = Y_RUPA;
X_RFAR = cross(Y_RFAR,Z_RFAR);
R_RFAR = [X_RFAR Y_RFAR Z_RFAR];
position(i,7*IND.RFAR-3:7*IND.RFAR) = getEulerParam(R_RFAR);
position(i,7*IND.RFAR-6:7*IND.RFAR-4) = REJC;

%% HANDS
LWR2 = (LWRA+LWRB)/2;
P1 = LWJC; P2 = LFIN;
N = points2Plane(LWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_LHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.LHandThickness/2*Z_LFAR,
options);

Z_LHAN = LWJC-O_LHAN; Z_LHAN = Z_LHAN/norm(Z_LHAN);
Y_LHAN = LWRB-LWRA; Y_LHAN = Y_LHAN/norm(Y_LHAN);
X_LHAN = cross(Y_LHAN,Z_LHAN); X_LHAN = X_LHAN/norm(X_LHAN);
R_LHAN = [X_LHAN Y_LHAN Z_LHAN];

position(i,7*IND.LHAN-3:7*IND.LHAN) = getEulerParam(R_LHAN);
position(i,7*IND.LHAN-6:7*IND.LHAN-4) = O_LHAN;

RWR2 = (RWRB+RWRB)/2;
P1 = RWJC; P2 = RFIN;
N = points2Plane(RWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_RHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.RHandThickness/2*Z_RFAR,
options);

Z_RHAN = RWJC-O_RHAN; Z_RHAN = Z_RHAN/norm(Z_RHAN);
Y_RHAN = RWRB-RWRA; Y_RHAN = Y_RHAN/norm(Y_RHAN);
X_RHAN = cross(Y_RHAN,Z_RHAN); X_RHAN = X_RHAN/norm(X_RHAN);
R_RHAN = [X_RHAN Y_RHAN Z_RHAN];

position(i,7*IND.RHAN-3:7*IND.RHAN) = getEulerParam(R_RHAN);
position(i,7*IND.RHAN-6:7*IND.RHAN-4) = O_RHAN;

```

```
%% CERVICAL JOINT
X_TRU = R_TRU(:,1);
NJC = C7MA+2*MODEL.PARAM.dmark*X_TRU;

%% SAVE JOINT VALUES
JointPos.LSJC = [JointPos.LSJC;LSJC'];
JointPos.RSJC = [JointPos.RSJC;RSJC'];
JointPos.LEJC = [JointPos.LEJC;LEJC'];
JointPos.REJC = [JointPos.REJC;REJC'];
JointPos.LWJC = [JointPos.LWJC;LWJC'];
JointPos.RWJC = [JointPos.RWJC;RWJC'];
JointPos.NJC = [JointPos.NJC;NJC'];
end
end
end
```

Anexo A.8 Función *Posterior*

```
function [position,JointPos] = Posterior(MARKERS,datafile)

global MODEL
global Options

IND = MODEL.IND;
options = optimset('Display','off','LargeScale','off','MaxIter',100000,
'MaxFunEvals',15000000,'TolCon',1e-2,'TolX',1e-2,'TolFun',1e-1);

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

JointPos.SAJC = [];
JointPos.LHJC = [];
JointPos.RHJC = [];

%% Posterior Protocol Body pose Reconstruction

position = zeros(size(MARKERS.LPSI,1),7*MODEL.numBod);

for i = 1:size(MARKERS.LPSI,1)

    %% LOWER BODY
    SACR(1:3,1) = MARKERS.SACR(i,:);
    LPSI(1:3,1) = MARKERS.LPSI(i,:);
    RPSI(1:3,1) = MARKERS.RPSI(i,:);

    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
            RGTC(1:3,1) = MARKERS.RGTC(i,:);
            RTIB(1:3,1) = MARKERS.RTIB(i,:);
            RKNE(1:3,1) = MARKERS.RKNE(i,:);
            RANK(1:3,1) = MARKERS.RANK(i,:);
            RHEE(1:3,1) = MARKERS.RHEE(i,:);
            RTOE(1:3,1) = MARKERS.RTOE(i,:);
    end
    switch Options.model
        case {'LowerLimb','FullBody'}
            LGTC(1:3,1) = MARKERS.LGTC(i,:);
            LTIB(1:3,1) = MARKERS.LTIB(i,:);
            LKNE(1:3,1) = MARKERS.LKNE(i,:);
            LANK(1:3,1) = MARKERS.LANK(i,:);
            LHEE(1:3,1) = MARKERS.LHEE(i,:);
            LTOE(1:3,1) = MARKERS.LTOE(i,:);
    end

    %% PELVIS
    ORIGIN_PEL = 0.5*(LPSI+RPSI);
    Y_PEL = LPSI-RPSI; Y_PEL = Y_PEL/norm(Y_PEL);
    N = points2Plane(LPSI,RPSI,SACR);
    X_PEL = [N(1);N(2);N(3)]; X_PEL = X_PEL/norm(X_PEL);
    Z_PEL = cross(X_PEL,Y_PEL);
    R_PEL = [X_PEL Y_PEL Z_PEL];

    position(i,7*IND.PEL-3:7*IND.PEL) = getEulerParam(R_PEL);
    position(i,7*IND.PEL-6:7*IND.PEL-4) = ORIGIN_PEL;
```

```

%% THIGHS
switch Options.model
case {'LowerLimb', 'FullBody', 'RightLeg'}
    RHJC = loc2glo(R_PEL, ORIGIN_PEL, MODEL.PARAM.RHJC_Cyclist);

    Z_RSHANK_CYCLISM = RKNE-RHJC;
    Z_RSHANK_CYCLISM = Z_RSHANK_CYCLISM/norm(Z_RSHANK_CYCLISM);
    N_RSHANK_CYCLISM = plane(RKNE, RGTC, RHJC);
    X_RSHANK_CYCLISM = -[N_RSHANK_CYCLISM(1); N_RSHANK_CYCLISM(2);
    N_RSHANK_CYCLISM(3)];
    X_RSHANK_CYCLISM = X_RSHANK_CYCLISM/norm(X_RSHANK_CYCLISM);
    Y_RSHANK_CYCLISM = cross(Z_RSHANK_CYCLISM, X_RSHANK_CYCLISM);
    R_RSHANK_CYCLISM = [X_RSHANK_CYCLISM Y_RSHANK_CYCLISM
    Z_RSHANK_CYCLISM];

    RKJC_AXIS = loc2glo(R_RSHANK_CYCLISM, RKNE,
    MODEL.PARAM.RKJC_AXIS_Cyclist);
    RKJC = loc2glo(R_RSHANK_CYCLISM, RKNE, MODEL.PARAM.RKJC_Cyclist);

    Z_RTHG = RHJC-RKJC; Z_RTHG = Z_RTHG/norm(Z_RTHG);
    PLA = points2Plane(RHJC, RKNE, RGTC);
    X_RTHG = -PLA(1:3); X_RTHG = X_RTHG/norm(X_RTHG);
    Y_RTHG = cross(Z_RTHG, X_RTHG);
    R_RTHG = [X_RTHG Y_RTHG Z_RTHG];

    position(i, 7*IND.RTHG-3:7*IND.RTHG) = getEulerParam(R_RTHG);
    position(i, 7*IND.RTHG-6:7*IND.RTHG-4) = RHJC;
end

switch Options.model
case {'LowerLimb', 'FullBody'}
    LHJC = loc2glo(R_PEL, ORIGIN_PEL, MODEL.PARAM.LHJC_Cyclist);

    Z_LSHANK_CYCLISM = LKNE-LHJC;
    Z_LSHANK_CYCLISM = Z_LSHANK_CYCLISM/norm(Z_LSHANK_CYCLISM);
    N_LSHANK_CYCLISM = plane(LKNE, LGTC, LHJC);
    X_LSHANK_CYCLISM = -[N_LSHANK_CYCLISM(1); N_LSHANK_CYCLISM(2);
    N_LSHANK_CYCLISM(3)];
    X_LSHANK_CYCLISM = X_LSHANK_CYCLISM/norm(X_LSHANK_CYCLISM);
    Y_LSHANK_CYCLISM = cross(Z_LSHANK_CYCLISM, X_LSHANK_CYCLISM);
    R_LSHANK_CYCLISM = [X_LSHANK_CYCLISM Y_LSHANK_CYCLISM
    Z_LSHANK_CYCLISM];

    LKJC_AXIS=loc2glo(R_LSHANK_CYCLISM, LKNE,
    MODEL.PARAM.LKJC_AXIS_Cyclist);
    LKJC=loc2glo(R_LSHANK_CYCLISM, LKNE, MODEL.PARAM.LKJC_Cyclist);

    Z_LTHG = HJC-LKJC; Z_LTHG = Z_LTHG/norm(Z_LTHG);
    PLA = points2Plane(LHJC, LKNE, LGTC);
    X_LTHG = PLA(1:3); X_LTHG = X_LTHG/norm(X_LTHG);
    Y_LTHG = cross(Z_LTHG, X_LTHG);
    R_LTHG = [X_LTHG Y_LTHG Z_LTHG];

    position(i, 7*IND.LTHG-3:7*IND.LTHG) = getEulerParam(R_LTHG);
    position(i, 7*IND.LTHG-6:7*IND.LTHG-4) = LHJC;
end

%% SHANKS
switch Options.model
case {'LowerLimb', 'FullBody', 'RightLeg'}

```

```

Z_RLEG_CYCLISM = RKJC-RTIB;
Z_RLEG_CYCLISM = Z_RLEG_CYCLISM/norm(Z_RLEG_CYCLISM);
N_RLEG_CYCLISM = plane(RKJC,RTIB,RANK);
X_RLEG_CYCLISM = -[N_RLEG_CYCLISM(1);N_RLEG_CYCLISM(2);
N_RLEG_CYCLISM(3)];
X_RLEG_CYCLISM = X_RLEG_CYCLISM/norm(X_RLEG_CYCLISM);
Y_RLEG_CYCLISM = cross(Z_RLEG_CYCLISM,X_RLEG_CYCLISM);
R_RLEG_CYCLISM = [X_RLEG_CYCLISM Y_RLEG_CYCLISM Z_RLEG_CYCLISM];

RAJC = loc2glo(R_RLEG_CYCLISM,RANK,MODEL.PARAM.RAJC_Cyclist);

Z_RSHA = (RKJC-RAJC)/norm(RKJC-RAJC);
PLA = points2Plane(RKJC,RKJC_AXIS,RANK);
X_RSHA = PLA(1:3); X_RSHA = X_RSHA/norm(X_RSHA);
Y_RSHA = cross(Z_RSHA,X_RSHA);
R_RSHA = [X_RSHA Y_RSHA Z_RSHA];

position(i,7*IND.RSHA-3:7*IND.RSHA) = getEulerParam(R_RSHA);
position(i,7*IND.RSHA-6:7*IND.RSHA-4) = RKJC;
end

switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody'}
    Z_LLEG_CYCLISM = LKJC-LTIB;
    Z_LLEG_CYCLISM = Z_LLEG_CYCLISM/norm(Z_LLEG_CYCLISM);
    N_LLEG_CYCLISM = plane(LKJC,LTIB,LANK);
    X_LLEG_CYCLISM = -[N_LLEG_CYCLISM(1);N_LLEG_CYCLISM(2);
    N_LLEG_CYCLISM(3)];
    X_LLEG_CYCLISM = X_LLEG_CYCLISM/norm(X_LLEG_CYCLISM);
    Y_LLEG_CYCLISM = cross(Z_LLEG_CYCLISM,X_LLEG_CYCLISM);
    R_LLEG_CYCLISM=[X_LLEG_CYCLISM Y_LLEG_CYCLISM Z_LLEG_CYCLISM];

    LAJC = loc2glo(R_LLEG_CYCLISM,LANK,MODEL.PARAM.LAJC_Cyclist);

    Z_LSHA = (LKJC-LAJC)/norm(LKJC-LAJC);
    PLA = points2Plane(LKJC,LKJC_AXIS,LANK);
    X_LSHA = -PLA(1:3);
    X_LSHA = X_LSHA/norm(X_LSHA);
    Y_LSHA = cross(Z_LSHA,X_LSHA);
    R_LSHA = [X_LSHA Y_LSHA Z_LSHA];

    position(i,7*IND.LSHA-3:7*IND.LSHA) = getEulerParam(R_LSHA);
    position(i,7*IND.LSHA-6:7*IND.LSHA-4) = LKJC;
end

%% FEET
switch Options.model
case {'LowerLimb','FullBody','RightLeg'}
    RFOO_points2Plane = points2Plane(RTOE,RHEE,RAJC);
    Z_RFOO = -(RHEE-RTOE); Z_RFOO = Z_RFOO/norm(Z_RFOO);
    X_RFOO = -RFOO_points2Plane(1:3); X_RFOO = X_RFOO/norm(X_RFOO);
    Y_RFOO = cross(Z_RFOO,X_RFOO);
    R_RFOO = [X_RFOO Y_RFOO Z_RFOO];

    position(i,7*IND.RFOO-6:7*IND.RFOO-4)=RTOE;
    position(i,7*IND.RFOO-3:7*IND.RFOO)=getEulerParam(R_RFOO);
end

```

```

switch Options.model
    case {'LowerLimb', 'FullBody'}
        LFOO_points2Plane = points2Plane(LTOE, LHEE, LAJC);
        Z_LFOO = -(LHEE-LTOE); Z_LFOO = Z_LFOO/norm(Z_LFOO);
        X_LFOO = -LFOO_points2Plane(1:3); X_LFOO = X_LFOO/norm(X_LFOO);
        Y_LFOO = cross(Z_LFOO, X_LFOO);
        R_LFOO = [X_LFOO Y_LFOO Z_LFOO];

        position(i, 7*IND.LFOO-6:7*IND.LFOO-4) = LTOE;
        position(i, 7*IND.LFOO-3:7*IND.LFOO) = getEulerParam(R_LFOO);
    end

%% SAVE JOINT VALUES
JointPos.RHJC = [JointPos.RHJC; RHJC'];
JointPos.LHJC = [JointPos.LHJC; LHJC'];
JointPos.SAJC = [JointPos.SAJC; ((LPSI+RPSI)/2+3*MODEL.PARAM.dmark*X_PEL)'];
switch Options.model
    case {'LowerLimb', 'FullBody'}
        JointPos.RKJC = [JointPos.RKJC; RKJC'];
        JointPos.RAJC = [JointPos.RAJC; RAJC'];
        JointPos.LKJC = [JointPos.LKJC; LKJC'];
        JointPos.LAJC = [JointPos.LAJC; LAJC'];
    case {'RightLeg'}
        JointPos.RHJC = [JointPos.RHJC; RHJC'];
        JointPos.LHJC = [JointPos.LHJC; LHJC'];
    end

%% UPPER BODY
switch Options.model
    case {'UpperBody', 'FullBody'}
        LFHD(1:3,1) = MARKERS.LFHD(i,:);
        RFHD(1:3,1) = MARKERS.RFHD(i,:);
        LBHD(1:3,1) = MARKERS.LBHD(i,:);
        RBHD(1:3,1) = MARKERS.RBHD(i,:);
        C7MA(1:3,1) = MARKERS.C7MA(i,:);
        T10M(1:3,1) = MARKERS.T10M(i,:);
        LBAK(1:3,1) = MARKERS.LBAK(i,:);
        RBAK(1:3,1) = MARKERS.RBAK(i,:);
        LSHO(1:3,1) = MARKERS.LSHO(i,:);
        RSHO(1:3,1) = MARKERS.RSHO(i,:);
        LELB(1:3,1) = MARKERS.LELB(i,:);
        RELB(1:3,1) = MARKERS.RELB(i,:);
        LWRA(1:3,1) = MARKERS.LWRA(i,:);
        RWRA(1:3,1) = MARKERS.RWRA(i,:);
        LWRB(1:3,1) = MARKERS.LWRB(i,:);
        RWRB(1:3,1) = MARKERS.RWRB(i,:);
        LFIN(1:3,1) = MARKERS.LFIN(i,:);
        RFIN(1:3,1) = MARKERS.RFIN(i,:);

%% HEAD
Y_HEA = 1/2*((LFHD+LBHD)-(RFHD+RBHD)); Y_HEA = Y_HEA/norm(Y_HEA);
Mark1 = LFHD; Mark2 = RFHD; Mark3 = LBHD; Mark4 = RBHD;
N0 = points2Plane(Mark1, Mark2, Mark3);
planoptFN = @(N) planopt(N, Mark1, Mark2, Mark3, Mark4);
N = fminunc(planoptFN, N0, options);
Z_HEA = -N(1:3); Z_HEA = Z_HEA/norm(Z_HEA);
X_HEA = cross(Y_HEA, Z_HEA);
R_HEA = [X_HEA Y_HEA Z_HEA];

```

```

position(i,7*IND.HEA-3:7*IND.HEA) = getEulerParam(R_HEA);
position(i,7*IND.HEA-6:7*IND.HEA-4) = (Mark1+Mark2+Mark3+Mark4)/4
-2*MODEL.PARAM.dmark*Z_HEA;

%% TRUNK
Y_TRU = LBAK-RBAK; Y_TRU = Y_TRU/norm(Y_TRU);
Z_TRU = C7MA-T10M; Z_TRU = Z_TRU/norm(Z_TRU);
X_TRU = cross(Y_TRU,Z_TRU); X_TRU = X_TRU/norm(X_TRU);
O_TRU = C7MA-MODEL.PARAM.dmark/2*X_TRU;
R_TRU = [X_TRU Y_TRU Z_TRU];

position(i,7*IND.TRU-3:7*IND.TRU) = getEulerParam(R_TRU);
position(i,7*IND.TRU-6:7*IND.TRU-4) = O_TRU;

%% SHOULDER JOINT CENTER
LSHW = O_TRU+cross((LSHO-O_TRU),X_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = LSHO;
N = points2Plane(LSHW,LSHO,O_TRU);
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
LSJC = fsolve(localizeFN,LSHO+2*MODEL.PARAM.LShoulderOffset*Z_TRU,
options);

RSHW = O_TRU+cross((RSHO-O_TRU),X_TRU);
N = points2Plane(RSHW,RSHO,O_TRU);
P1 = O_TRU; P2 = RSHO;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RShoulderOffset
+MODEL.PARAM.dmark/2);
RSJC = fsolve(localizeFN,RSHO+2*MODEL.PARAM.RShoulderOffset*Z_TRU,
options);

%% ELBOW JOINT CENTER
PLA = points2Plane(LSJC,LELB,(LWRA+LWRB)/2);
LELW = LELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(LSJC,LELB,LELW);
P1 = LSJC; P2 = LELB;
dist = MODEL.PARAM.ElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
LEJC = fsolve(localizeFN,LELB-dist*(LELB-LELW),options);

PLA = points2Plane(RSJC,RELB,(RWRA+RWRB)/2);
RELW = RELB+0.15*PLA(1:3);
N = points2Plane(RSJC,RELB,RELW);
P1 = RSJC; P2 = RELB;
dist = MODEL.PARAM.ElbowWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
localizeFN = @(x)localize(x,N,P1,P2,dist);
REJC = fsolve(localizeFN,RELB+dist*(RELB-RELW),options);

%% WRIST JOINT CENTER
LWristOffset = MODEL.PARAM.LWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
RWristOffset = MODEL.PARAM.RWristWidth/2+MODEL.PARAM.dmark/2;
LWRW = (LWRA+LWRB)/2;
RWRW = (RWRA+RWRB)/2;
LWJC = LWRW+LWristOffset*cross((LWRA-LWRB),(LWRW-LEJC))/
norm(cross((LWRW-LEJC),(LWRA-LWRB)));
RWJC = RWRW+RWristOffset*cross((RWRA-RWRB),(RWRW-REJC))/
norm(cross((RWRW-REJC),(RWRA-RWRB)));

```

```

%% UPPER ARMS
Z_LUPA = LSJC-LEJC; Z_LUPA = Z_LUPA/norm(Z_LUPA);
PLA = points2Plane(LSJC,LEJC,LWJC);
Y_LUPA = -PLA(1:3); Y_LUPA = Y_LUPA/norm(Y_LUPA);
X_LUPA = cross(Y_LUPA,Z_LUPA); X_LUPA = X_LUPA/norm(X_LUPA);
R_LUPA = [X_LUPA Y_LUPA Z_LUPA];

position(i,7*IND.LUPA-3:7*IND.LUPA) = getEulerParam(R_LUPA);
position(i,7*IND.LUPA-6:7*IND.LUPA-4) = LSJC;

Z_RUPA = RSJC-REJC; Z_RUPA = Z_RUPA/norm(Z_RUPA);
PLA = points2Plane(RSJC,REJC,RWJC);
Y_RUPA = -PLA(1:3); Y_RUPA = Y_RUPA/norm(Y_RUPA);
X_RUPA = cross(Y_RUPA,Z_RUPA); X_RUPA = X_RUPA/norm(X_RUPA);
R_RUPA = [X_RUPA Y_RUPA Z_RUPA];

position(i,7*IND.RUPA-3:7*IND.RUPA) = getEulerParam(R_RUPA);
position(i,7*IND.RUPA-6:7*IND.RUPA-4) = RSJC;

%% FOREARMS
Z_LFAR = LEJC-LWJC; Z_LFAR = Z_LFAR/norm(Z_LFAR);
Y_LFAR = Y_LUPA;
X_LFAR = cross(Y_LFAR,Z_LFAR);
R_LFAR = [X_LFAR Y_LFAR Z_LFAR];
position(i,7*IND.LFAR-3:7*IND.LFAR) = getEulerParam(R_LFAR);
position(i,7*IND.LFAR-6:7*IND.LFAR-4) = LEJC;

Z_RFAR = REJC-RWJC; Z_RFAR = Z_RFAR/norm(Z_RFAR);
Y_RFAR = Y_RUPA;
X_RFAR = cross(Y_RFAR,Z_RFAR);
R_RFAR = [X_RFAR Y_RFAR Z_RFAR];
position(i,7*IND.RFAR-3:7*IND.RFAR) = getEulerParam(R_RFAR);
position(i,7*IND.RFAR-6:7*IND.RFAR-4) = REJC;

%% HANDS
LWR2 = (LWRA+LWRB)/2;
P1 = LWJC; P2 = LFIN;
N = points2Plane(LWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.LHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_LHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.LHandThickness/2*Z_LFAR,
options);

Z_LHAN = LWJC-O_LHAN; Z_LHAN = Z_LHAN/norm(Z_LHAN);
Y_LHAN = LWRB-LWRA; Y_LHAN = Y_LHAN/norm(Y_LHAN);
X_LHAN = cross(Y_LHAN,Z_LHAN); X_LHAN = X_LHAN/norm(X_LHAN);
R_LHAN = [X_LHAN Y_LHAN Z_LHAN];

position(i,7*IND.LHAN-3:7*IND.LHAN) = getEulerParam(R_LHAN);
position(i,7*IND.LHAN-6:7*IND.LHAN-4) = O_LHAN;

RWR2 = (RWRA+RWRB)/2;
P1 = RWJC; P2 = RFIN;
N = points2Plane(RWR2,P1,P2);
localizeFN = @(x) localize(x,N,P1,P2,MODEL.PARAM.RHandThickness/2
+MODEL.PARAM.dmark/2);
O_RHAN = fsolve(localizeFN,P2+2*MODEL.PARAM.RHandThickness/2*Z_RFAR,
options);

```

```

Z_RHAN = RWJC-O_RHAN; Z_RHAN = Z_RHAN/norm(Z_RHAN);
Y_RHAN = RWRB-RWRA; Y_RHAN = Y_RHAN/norm(Y_RHAN);
X_RHAN = cross(Y_RHAN,Z_RHAN); X_RHAN = X_RHAN/norm(X_RHAN);
R_RHAN = [X_RHAN Y_RHAN Z_RHAN];

```

```

position(i,7*IND.RHAN-3:7*IND.RHAN) = getEulerParam(R_RHAN);
position(i,7*IND.RHAN-6:7*IND.RHAN-4) = O_RHAN;

```

```

%% CERVICAL JOINT

```

```

X_TRU = R_TRU(:,1);
NJC = C7MA+2*MODEL.PARAM.dmark*X_TRU;

```

```

%% SAVE JOINT VALUES

```

```

JointPos.LSJC = [JointPos.LSJC;LSJC'];
JointPos.RSJC = [JointPos.RSJC;RSJC'];
JointPos.LEJC = [JointPos.LEJC;LEJC'];
JointPos.REJC = [JointPos.REJC;REJC'];
JointPos.LWJC = [JointPos.LWJC;LWJC'];
JointPos.RWJC = [JointPos.RWJC;RWJC'];
JointPos.NJC = [JointPos.NJC;NJC'];

```

```

end

```

```

end
end

```

Anexo A.9 Función *getEulerParam*

```
function E = getEulerParam(R)

e0 = real(sqrt((trace(R)+1)/4));

if e0==0

    e1 = abs((1+2*R(1,1)-trace(R))/4)^(1/2);
    e2 = (R(2,1)+R(1,2))/(4*e1);
    e3 = (R(3,1)+R(1,3))/(4*e1);

else

    e1 = (R(3,2)-R(2,3))/(4*e0);
    e2 = (R(1,3)-R(3,1))/(4*e0);
    e3 = (R(2,1)-R(1,2))/(4*e0);

end

E = [e0 e1 e2 e3];

end
```

Anexo A.10 Función *getJointAngles*

```
function JointAngle = getJointAngles(pos)

global MODEL
IND = MODEL.IND;

for j=1:MODEL.numJoint

    jointName = MODEL.JOINT.name{j};
    parent = MODEL.JOINT.(jointName).parent;
    child = MODEL.JOINT.(jointName).child;

    for i=1:size(pos,1)

        RotParent = Rot_Mat(pos(i,7*IND.(parent)-3:7*IND.(parent)));
        RotChild = Rot_Mat(pos(i,7*IND.(child)-3:7*IND.(child)));

        % Local rotation matrix of the joint
        Rotjoint = RotParent'*RotChild;
        JointAngle(i,:,IND.(jointName)) = getEulerAngles(Rotjoint);

    end
end
```

Anexo A.11 Función *getEulerAngles*

```
function Ang = getEulerAngles(R)

%% Y = Flexion
%% X = Adduction
%% Z = int Rotation

%% R = ( cy.cz + sy.sx.sz    cz.sy.sx - cy.sz    cx.sy )
%%      ( cx.sz             cx.cz              -sx    )
%%      ( cy.sx.sz - cz.sy  sy.sz + cy.cz.sx    cy.cx )

qx = atan2(-R(2,3),sqrt(R(2,1)^2+R(2,2)^2));
qy = atan2(R(1,3),R(3,3));
qz = atan2(R(2,1),R(2,2));

Ang = (180/pi)*[qx; qy; qz];

end
```


BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. B. Martin, «A Genealogy of Biomechanics». *23rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics*. 1999; pp. 1-3.
- [2] J. Ojeda Granja, «Application of Multibody System Techniques to Human Locomotor System». *PhD Thesis*. Univesidad de Sevilla. 2012; p. 1.
- [3] G. A. Borelli, «De Motu Animalium». 1681.
- [4] J. Condell, «Software and Methods for Motion Capture and Tracking in Animation». *CGVR*. 2006.
- [5] E. Muybridge, «Animal locomotion». J.B. Lippincott Company. 1887.
- [6] E. Ceseracciu, «Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept». *PLoS ONE*. 2014; 9(3).
- [7] M. Žuk, «Anatomical protocol for gait analysis: Joint kinematics measurement and its repeatability». *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*. 2016; 55:369-76.
- [8] M. Lafortune, «3-Dimensional kinematics of the human knee during walking». *Journal of biomechanics*. 1992; 25:347-57.
- [9] J. Stebbins, «Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children». *Gait Posture*. 2006; 23(4):401-10.
- [10] A. Leardini, «A new anatomically based protocol for gait analysis in children». *Gait Posture*. 2007; 26(4):560-71.
- [11] M. T. Alvarez, «Simultaneous estimation of human and exoskeleton motion: A simplified protocol». *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. 2017; 2017:1431-36.
- [12] J. Camargo, «Automated gap-filling for marker-based biomechanical motion capture data». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2020; 1-10.
- [13] J. K. Moore, «Rider Motion Identification during Normal Bicycling by Means of Principal Component Analysis». *Multibody Dynamics*. 2009.
- [14] J. Santos, «Full-Flexion Patellofemoral Joint Kinematics with Real-Time MRI at 0.5 T». *ISMRM 13th Scientific Meeting*. 2005.
- [15] H. Jonsson, «Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after cruciate ligament rupture». *Journal of Orthopedic Research*. 1994; 12(6):769-79.
- [16] L. Mündermann, «The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications». *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2006; 3:6.
- [17] L. Unzueta, «Markerless full-body human motion capture and combined motor action recognition for human-computer interaction». *PhD Thesis*. Universidad de Navarra. 2009.
- [18] A. Smeragliuolo, «Validation of the Leap Motion Controller using markered motion capture technology». *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(9):1742-50.
- [19] G. Serrancolí, «Marker-less monitoring protocol to analyze biomechanical joint metrics during pedaling». *IEEE Access*. 2020; 8:782-9.

- [20] M. Supej, «3D measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and GNSS RTK system». *J Sports Sci.* 2010; 28(7):759-69.
- [21] K. Sheerin, «Integration between inertial sensors & motion capture – running & basketball». *Conference Paper.* 2018.
- [22] W. Lee, «FPGA Design for Controlling Humanoid Robot Arms by Exoskeleton Motion Capture System». *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics.* 2006; 1378-83.
- [23] S. Hashi, «Wireless Magnetic Motion Capture System for Multi-Marker Detection». *IEEE Transactions on Magnetics.* 2006; 42(10):3279-81.
- [24] M. Hartmann, «Improved accuracy with an optimized plug-in-gait protocol». *Gait & Posture.* 2014; 39(1):109.
- [25] A. Chohan, «Chapter 3: Fundamentals of human gait and gait analysis». *Forensic Gait Analysis: Principles and Practice.* 2020.
- [26] D. Hodgins, «The Importance of Measuring Human Gait». *Medical Device Technology.* 2008; 19(5):42-7.
- [27] A. Valevicius, «Use of Optical Motion Capture for the Analysis of Normative Upper Body Kinematics during Functional Upper Limb Tasks: A Systematic Review». *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2018; 40:1-15.
- [28] Q. A. Boser, «Cluster-based upper body marker models for three-dimensional kinematic analysis: Comparison with an anatomical model and reliability analysis». *Journal of Biomechanics.* 2018; 72:228-34.
- [29] M. B. Kahn, «The nature and extent of upper limb associated reactions during walking in people with acquired brain injury». *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation.* 2019; 16:160-9.
- [30] A. Aguinaldo, «Effects of Upper Trunk Rotation on Shoulder Joint Torque Among Baseball Pitchers of Various Levels». *Journal of Applied Biomechanics.* 2007; 23:42-51.
- [31] A. Ammar, «Free throw shot in basketball: kinematic analysis of scored and missed shots during the learning process». *Sport Sciences for Health.* 2015; 12.
- [32] L. Bovim, «Cross country sit skiing-A kinematic case study». 2018.
- [33] A. Bjerkefors, «Three-dimensional kinematic analysis and power output of elite flat-water kayakers». *Sports Biomechanics.* 2018; 17(3):414-427.
- [34] J. Lobo-Prat, «New biomechanical model for clinical evaluation of the upper extremity motion in subjects with neurological disorders: An application case». *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 2014; 17:1144-56.
- [35] M. P. Kadaba et al., «Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait». *Journal of Orthopaedic Research.* 1989; 7(6):849-60.
- [36] J. Sinclair, «The Influence of 3D Kinematic and Electromyographical Parameters on Cycling Economy». *Acta of Bioengineering and Biomechanics.* 2014; 16(4).
- [37] R. Rodano, «Simplified 3-D Model for the Calculation of Body Segment Kinematic Asymmetries in Cycling». *XIV International Symposium on Biomechanics in Sports.* 1996.
- [38] J. García-López, «Kinematic Analysis of Bicycle Pedalling Using 2D and 3D Motion Capture Systems». *35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports.* 2017.
- [39] E. Bourdon, «Assessment of Three-Dimensional Trunk Kinematics and Muscle Activation during Cycling with Independent Crank». *Journal of Sports Science and Medicine.* 2017; 16:536-42.

- [40] I. Rannama, «Sprint Cycling Performance and Asimmetry». *Journal of Human Sport & Exercise*. 2015; 9:247-58.
- [41] R. Bini, «Three-Dimensional Kinematics of Competitive and Recreational Cyclist across Different Workloads during Cycling». *European Journal of Sport Science*. 2016; 16(5):553-9.
- [42] H. Kiewiet, «The co-contraction index of the upper limb for young and old adult cyclists». *Accident Analysis and Prevention*. 2017; 105:95-101.
- [43] A. P. Polanco, «Effect of Body Posture on Comfort during Cycling». *ASME 2017 International Design Engineering Technical Conferences, volume 3*. 2017.
- [44] E. A. Hansen, «Seated versus Standing Position for Maximization of Performance during Intense Uphill Cycling». *Journal of Sport Sciences*. 2008; 26(9):977-84.
- [45] N. A. Turpin, «Upper Limb and Trunk Muscle Activity Patterns during Seated and Standing Cycling». *Journal of Sport Sciences*. 2017; 35(6):557-64.
- [46] A. Costes, «Influence of Position and Power Output on Upper Limb Kinetics in Cycling». *Journal of Applied Biomechanics*. 2016; 32:140-9.
- [47] E. Doré, «Upper Body Contribution during Leg Cycling Peak Power in Teenage Boys and Girls». *Research in Sports Medicine*. 2006; 14:245-57.
- [48] A. R. Chapman, «The Influence of Body Position on Leg Kinematics and Muscle Recruitment during Cycling». *Journal of Sports Science and Medicine*. 2008; 11:519-26.
- [49] Y. Hong, «Routledge Handbook of Ergonomics in Sport and Exercise». Routledge. 2013; pp. 115-27.
- [50] S. Aguado Henche, «Reconocimiento y posición anatómica de los huesos del esqueleto humano». Universidad de Alcalá. 2011; p. 20.
- [51] D. Knudson, «Fundamental of Biomechanics». Springer. 2003; pp. 43-46.
- [52] R. T. Floyd, «Manual of Structural Kinesiology». McGraw-Hill Education. 2014.
- [53] P. E. Nikravesh, «Computer-Aided Analysis of Mechanical Systems». Prentice Hall. 1987.
- [54] P. Flores, «Concepts and Formulations for Spatial Multibody Dynamics». Springer Briefs in Applied Sciences and Tecnology. 2015.
- [55] Vicon Motion Systems Ltd., «Plug-in Gait Reference Guide». Vicon. 2016.
- [56] J. Brincks, «3D gait analysis of lower extremity muscle group power in healthy subjects and subacute stroke patients, and task-specific gait interventions in early stroke rehabilitation». *PhD dissertation*. Aarhus University. 2010; p. 19.
- [57] R. M. Ehrig et al., «A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints». *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(15):2798-809.
- [58] R. M. Ehrig et al., «A survey of formal methods for determining functional joint axes». *Journal of Biomechanics*. 2007; 40(10):2150-7.
- [59] G. K. Seidel et al., «Hip Joint Centre location from palpable bony landmarks – A cadaver study». *Journal of Biomechanics*. 1995; 28(8):995-98.
- [60] R. B. Davis III et al., «A gait analysis data collection and reduction technique». *Human Movement Science*. 1991; 10(5):575-87.
- [61] M. González González, «Análisis Cinemático y Dinámico de la marcha en niños». *Proyecto Fin de Carrera*. Universidad de Sevilla. 2013.

- [62] A. Martínez López, «Estudio cinemático para analizar la influencia del tipo de pedal en el ciclismo». *Proyecto Fin de Carrera*. Universidad de Sevilla. 2016.
- [63] E. Martín Sosa, «Desarrollo de un nuevo protocolo de marcadores para el cálculo de la cinemática 3D en la práctica del ciclismo». *VIII Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica*. 2018.
- [64] R. Leberre, «Comparison of Techniques to Analyze Human Gait Kinematics Using a 3D Full-Body Model». *Proyecto Fin de Máster*. Universidad de Sevilla. 2011.
- [65] B. Ferrer Roca, «Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados. Influencia de factores biomecánicos y energéticos». *PhD Thesis*. Univesidad de León. 2015.