

Trabajo Fin de Máster  
Máster en Diseño Avanzado en Ingeniería  
Mecánica

Validación de un Protocolo de Medidas para  
Obtener la Cinemática 3D de un Ciclista

Autor: Jheisson David Londoño Alzate

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

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

Sevilla, 2020





Trabajo Fin de Máster  
Máster en Diseño Avanzado en Ingeniería Mecánica

# **Validación de un Protocolo de Medidas para Obtener la Cinemática 3D de un Ciclista**

Autor:

Jheisson David Londoño Alzate

Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Profesor Contratado Doctor

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

Sevilla, 2020



Trabajo Fin de Máster: Validación de un Protocolo de Medidas para Obtener la Cinemática  
3D de un Ciclista

Autor: Jheisson David Londoño Alzate

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

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

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Fecha:



# Agradecimientos

---

Hace más o menos dos años, se me presentó la oportunidad de realizar un viaje con motivo de la realización de un Máster al otro lado del mundo. Aunque algunas personas piensen que es una decisión fácil, la verdad que no lo estando, pues te encuentras ante una situación donde sabes que seguro tu formación profesional se verá beneficiada, pero que en consecuencia tendrás que dejarlo todo: familia, amigos, trabajo, tu país; dejas toda una vida. Luego, en un país tan hermoso como injusto como lo es Colombia, donde las oportunidades de salir adelante solo están al alcance de unos pocos, no podía dejar pasar la ocasión, por lo que me arme de decisión y hoy me encuentro acá, escribiendo esta memoria en Sevilla, España.

A mi tutor y cotutor:

En primer lugar, quiero agradecer especialmente a mi tutor Joaquín Ojeda Granja y a mi cotutor Ezequiel Martín Sosa (que, aunque creo que fui yo el que le puse la etiqueta de “cotutor”, le pega muy bien). Gracias por la enorme paciencia que han tenido conmigo, por estar siempre dispuestos a resolver mis dudas y brindarme su ayuda, por dejarme hacer parte de este proyecto y de esta manera conocer de primera mano parte del mundo de la biomecánica.

A mi familia:

En primer lugar, quiero agradecer a mi madre, que es la persona que desde el primer día de mi vida me ha apoyado incondicionalmente; a pesar de haber pasado por muchas adversidades, ha sabido sacarnos adelante a mi hermano y a mí, sin ella no hubiera podido alcanzar ninguna de las metas que hasta el momento he logrado. Gracias mamá, por enseñarme a nunca rendirme, a tener resiliencia en la vida, te amo.

Siguiendo por el lado de mi familia, quiero agradecer a mi hermano, al que considero mi mejor amigo, siempre acompañándome en cuanto travesura y aventura emprendíamos desde niños, y aun hoy, desde la distancia lo sigue haciendo, gracias por tus consejos y tus subidas de ánimo, la verdad que fueron parte trascendental para seguir adelante.

A los demás miembros de lo que considero mi familia (ellos sabrán quienes son al leer esto), infinitas gracias, sé que siempre han confiado en mí y créanme que el paso siguiente es trabajar incansablemente para no defraudarlos; no me lo perdonaría. Gracias por el apoyo moral que ustedes han significado este tiempo lejos de casa; los amo a todos.

A mi guitarra y a la música:

Gracias por darme tantas horas de relajación, por dejar liberar mi estrés entre notas y cuerdas, por ayudarme a aclarar muchas veces mis ideas, por hacer los días más difíciles mucho más llevaderos; en ustedes siempre puedo encontrar la manera de descargarme.

A mis amigos:

Estando acá, me he dado cuenta de que tengo la gran suerte de conocer gente verdaderamente valiosa, gente que no me ha dejado solo a pesar de los kilómetros, que siempre encuentran tiempo para sacarme una sonrisa y levantarme el ánimo, sin importar la diferencia horaria; incluso, tuve el placer de recibir a algunos que vinieron a visitarme.

Quiero hacer especial mención a una de las mujeres más hermosas e inteligentes que tengo el placer de tener en mi vida, es un honor para mí contar siempre con ella y es totalmente reciproco. Tú sabes quién eres, sabes que tienes parte en este trabajo y sabes que te quiero; mil y mil gracias, por tanto.

No puedo dejar de hablar de la gente tan maravillosa que he conocido en este también maravilloso país: mis compañeros de curso, de piso y demás amistades que tuve la oportunidad de encontrar; mil gracias por darme una mano siempre que la necesitaba y por su valiosa compañía.

Como dije al principio, han sido más o menos dos años cargados de cosas buenas y dificultades, donde además de avanzar profesionalmente, he comprendido de manera mucho más directa el valor de la familia y de las relaciones personales; viéndome en situaciones muchas veces impensadas, pero siempre encontrando una solución para todas estas. Gracias (otra vez) a todas y cada una de las personas que estuvieron involucradas de una u otra manera en la consecución de este logro, de este sueño. ¡Gracias Totales!

# Índice General

---

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
1.1	Motivación del Problema .....	2
1.1.1	Importancia del Análisis 3D en el Ciclismo.....	2
1.2	Análisis Cinemático 3D .....	3
1.2.1	Técnicas de Análisis de Movimiento.....	3
1.2.2	Sistema de Referencia.....	6
1.2.3	Modelo Biomecánico.....	6
1.3	Sistemas de Captación para el Proyecto.....	7
1.3.1	Características de los Sistemas de Captura Ópticos .....	7
1.3.2	Desventajas .....	8
1.4	Análisis Cinemático 3D .....	8
1.4.1	Métodos de Ajuste.....	10
1.4.2	Técnicas de Transformación.....	10
1.5	Objetivos del Proyecto.....	11
2.	ANATOMÍA.....	12
2.1	Geometría del Cuerpo Humano .....	12
2.1.1	Planos Anatómicos .....	13
2.1.2	Posición Anatómica .....	13
2.2	Huesos, Estructuras y Articulaciones .....	14
2.2.1	Cadera .....	14
2.2.2	Rodilla.....	15
2.2.3	Tobillo y Pie .....	16
3.	FORMULACIÓN TEÓRICA .....	17
3.1	Biomecánica del Pedaleo.....	17
3.1.1	Fase I .....	17
3.1.2	Fase II.....	18
3.1.3	Fase III.....	18
3.1.4	Fase IV .....	18
3.2	Modelo Biomecánico .....	19
3.3	Métodos Funcionales.....	20

3.3.1	SCoRE y SARA .....	20
3.3.2	Advanced Gait Workflow (AGW) .....	22
<b>4.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS EXPERIMENTALES .....</b>	<b>23</b>
4.1	Herramientas y Equipos .....	23
4.1.1	Sistema de Cámaras .....	23
4.1.2	Marcadores .....	26
4.1.3	Pasillo de Marcha .....	27
4.1.4	Servidor (Equipo de Cómputo) .....	27
4.1.5	Vicon Nexus .....	28
4.1.6	Bicicleta para Captación .....	28
4.2	Toma de Medidas .....	29
4.2.1	Posicionamiento de Marcadores .....	29
4.2.2	Medidas Antropométricas .....	29
4.3	Plug In Gate Lower Body .....	30
4.3.1	Marcadores para el PIG Lower Body .....	30
4.3.2	Plug In Gait Lower Body Ai Funcional .....	32
4.4	Protocolo del Proyecto .....	34
4.4.1	Distribución de Marcadores del Proyecto .....	34
4.4.2	Colocación de Marcadores .....	35
4.5	Protocolo de Reconstrucción del Proyecto .....	37
4.5.1	Pelvis .....	37
4.5.2	Muslo .....	38
4.5.3	Pierna .....	39
4.5.4	Pie .....	40
4.6	Otros Protocolos Utilizados .....	41
4.6.1	Protocolo para la Calibración del Tobillo .....	41
4.6.2	Protocolo para la Calibración del Modelo de Ciclismo .....	43
4.7	Capturas para Marcha .....	44
4.7.1	Captaciones Estáticas .....	44
4.7.2	Captaciones Dinámicas .....	44
4.8	Capturas para Ciclismo .....	45
4.8.1	Captación Estática Convencional .....	45
4.8.2	Captaciones Estática Experimentales (Sobre la Bicicleta) .....	46
4.8.3	Recolocación de Marcadores .....	47
4.8.4	Captaciones Dinámicas .....	48
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>

<b>5.1</b>	<b>Marcha</b> .....	<b>49</b>
5.1.1	Utilizando el Plug In Gate Lower Body.....	49
5.1.2	Utilizando el Protocolo Ciclismo.....	51
5.1.3	Comparativa Plug In Gate vs Protocolo Ciclismo.....	54
<b>5.2</b>	<b>Ciclismo</b> .....	<b>55</b>
5.2.1	Sujeto de Pie.....	55
5.2.2	Sujeto Sobre la Bicicleta.....	56
5.2.3	Comparativa del Efecto de las Captaciones Estáticas sobre los Resultados Dinámicos.....	57
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>59</b>
6.1	Conclusiones.....	59
6.2	Estudios Futuros.....	60
	<b>REFERENCIAS</b> .....	<b>62</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

---

*El desarrollo progresivo del hombre depende vitalmente de la invención; es el producto más importante de su cerebro creativo. Su propósito último es el dominio completo de la mente sobre el mundo material, el aprovechamiento de las fuerzas de la naturaleza para las necesidades humanas.*

*- Nikola Tesla -*

**E**n el mundo deportivo, la competitividad es posiblemente el aspecto más importante; creciendo cada vez más conforme pasan los años. Dicha competitividad es compartida en el campo de la ingeniería; relación que se puede decir, ha llevado a que varias disciplinas deportivas hayan venido recurriendo en los últimos años cada vez más a herramientas desarrolladas por la ingeniería, con el fin de satisfacer la demanda de competitividad que ofrece dicho entorno. Luego, no es para nada descabellado hablar sobre deporte e ingeniería, como campos complementarios.

En cuanto a teoría y antecedentes se refiere, uno de los primero en tratar el tema de la medición de la cinemática 3D del pedaleo mediante captaciones con cámaras de movimiento fue B. R. Umberger [1] en 2001. En este trabajo, se plantea una configuración que cuenta con tan solo 4 cámaras, ubicadas estratégicamente para la captación del tren inferior durante el pedaleo de un sujeto; esto con el objetivo de determinar la fiabilidad de los modelos 2D para representar adecuadamente el movimiento sagital y de la vista frontal del tren inferior en el ciclismo [1]. Luego, esta investigación marco la ruta para que otros se atrevieran a seguir con estudios que, aunque no perseguían el mismo objetivo, si tenían en común la medición de la cinemática en el ciclismo para llegar a sus pretensiones finales; tal es el caso de J. Vrints [2], donde se busca analizar la importancia del posicionamiento del sillín a la hora de buscar la máxima potencia en salida del ciclista y a su vez los diferentes momentos que dicha posición genera en el tren inferior de este; o J. Sinclair [3], que va un paso más allá, no solo examinando lo parámetros biomecánicos sino también los neuromusculares, que intervienen de manera más directa con la economía del ciclismo. También entrarían esta lista las investigaciones de C. Pouliquen [4], K. Hébert-Losier [5] y G. Shen [6], con estudios que relacionan la medición de dicha cinemática, con las capacidades fisiológicas del ciclismo; analizando el efecto de elementos materiales externos, como es el caso de los dos últimos, y enfocándose más en aspectos netamente físicos como el agotamiento, en el del primero.

De lo anterior, podemos ver a la cinemática como un factor siempre presente, pero también cabe destacar otro común denominador en toda la literatura mencionada, como lo es la utilización de un protocolo de medidas. Luego, la importancia de ir cada vez mejorando y refinando los modelos dinámicos para este tipo de estudios, nace de que precisamente el instrumento principal para llegar a los resultados y cumplir con los fines trazados, dependerá de la fiabilidad del protocolo de medidas que decidamos emplear.

## 1.1 Motivación del Problema

Si bien podemos encontrar hoy en día literatura con respecto a medición y análisis de movimiento del cuerpo humano, todavía existe mucha ambigüedad en cuanto a la estandarización de una metodología para estos fines, más aún si el objetivo es el estudio de movimiento de alguna disciplina en específico, como lo es en nuestro caso el ciclismo. Si a lo anterior le adicionamos un factor tan importante como lo es el análisis 3D, nos encontraremos con que todavía existen muchos vacíos en cuanto al proceder en este tipo de proyectos, haciendo pues visible la necesidad del diseño de un protocolo de medidas que cumpla con dicho fin, y que dé pie a futuros avances tanto a nivel investigativo como deportivo.

### 1.1.1 Importancia del Análisis 3D en el Ciclismo

Para nadie es un secreto que el deporte en la actualidad se ha convertido en una gran industria; empujadas por el movimiento de masas, disciplinas como: el fútbol, el baloncesto, el ciclismo, entre otras; han logrado alcanzar un crecimiento económico significativo. Luego, podemos decir que el motor de la industria deportiva es la competencia, y es justo aquí donde es posible establecer una relación de directa proporcionalidad, donde a mayor calidad competitiva mayor será en número de seguidores y, por ende, habrá también mayores ingresos económicos. Dicho lo anterior, será de extrema importancia tener el mayor conocimiento en cuanto a las variables que intervienen de una u otra manera en la mejora de la competitividad deportiva. En el caso particular del ciclismo, será entonces sumamente beneficioso para un equipo de dicha disciplina, el entender de la manera más clara posible los movimientos realizados por el ciclista en competición, es decir, la cinemática que involucra el mecanismo del tren inferior del ciclista durante el pedaleo.

Además del fin lucrativo, a nivel científico también resulta interesante el análisis de los movimientos en tres dimensiones, mediante un modelo 3D simplificado de un mecanismo tan complejo como puede ser el tren inferior del cuerpo humano; a partir de esto, sería posible desarrollar de manera más directa proyectos no solo de carácter cinemático, sino también dinámico, entre otros; involucrando variables con respecto a los diferentes factores presentes en el movimiento, como lo hace por ejemplo J. Sinclair [3], en su trabajo sobre la influencia de parámetros cinemáticos y electromiográficos en la economía del ciclismo, entendiéndose en este caso por "economía": a la eficiencia del movimiento y su consecuencias en la resistencia del ciclista; donde se añade a la cinemática un factor como la activación muscular y se relacionan dichos conceptos con el rendimiento en el deportista.

También es importante destacar el trabajo realizado por B. R. Umberger [1], en cuanto a la medición del movimiento del ciclista en 3D, mediante la utilización de modelos bidimensionales. Luego, este trabajo es importante no solo porque, se puede decir, es de los primeros intentos de este tipo de mediciones, sino también porque nos enuncia de manera mucho más contundente la necesidad de crear un modelo de análisis en 3D, para un entendimiento más profundo del movimiento mediante la consecución de resultados más precisos. Cabe mencionar, que dicha necesidad también es mencionada por J. Sinclair [3].

Se puede concluir entonces que, la importancia que representa el tener una herramienta para análisis en 3D en el ciclismo, es una mezcla de factores tanto económicos como científicos. En lo primero, refiriéndose a la economía del movimiento, el conocer las variables involucradas ayudará a implementar mejoras en cuanto al rendimiento del ciclista en competencia, diseño de equipamiento deportivo, además de prevenir lesiones causadas por movimientos fuera de los rangos determinados por el análisis [1][5], lo que derivará también en ahorro de dinero. Luego, en cuanto a la parte investigativa, se asentarán bases mucho más sólidas para el desarrollo de futuras investigaciones que ayuden a comprender de manera cada vez más precisa el movimiento del ciclista.

## 1.2 Análisis Cinemático 3D

Como se puede intuir, un análisis cinemático 3D es un procedimiento que trata de describir los fenómenos involucrados en el movimiento de los objetos en función del tiempo, sin tener en cuenta la fuente de dicho movimiento (fuerzas). Luego, dicho estudio tendrá la característica de realizar lo anteriormente mencionado sobre las tres dimensiones de los objetos analizados.

Para el caso particular de la biomecánica, el análisis cinemático tridimensional es una herramienta que cada vez está cogiendo más fuerza, debido a la necesidad del estudio del comportamiento de las articulaciones del cuerpo humano, tanto en el ámbito médico como deportivo. Así pues, aunque no hay una metodología estándar para llevar a cabo este tipo de análisis, es posible distinguir algunos aspectos importantes que, al comprenderlos, pueden ayudarnos a obtener mejores resultados en nuestra investigación:

### 1.2.1 Técnicas de Análisis de Movimiento

El desarrollo de la biomecánica ha traído consigo también el desarrollo de métodos y herramientas para facilitar el análisis de movimiento. Luego, la implementación de una u otra dependerá de los objetivos que se quieran alcanzar con cada investigación, además de los recursos con los que se cuenten. Para explicar esto de manera más clara P. Perez [7] destaca que, aunque las tecnologías utilizadas para el análisis de movimiento por lo general ya están desarrolladas, se deben tener en cuenta aspectos como el coste económico, el tiempo necesario para comprender a fondo e implementar la herramienta y la dificultad de instrumentar al sujeto de prueba con esta.

A continuación, se enuncian algunas de las técnicas para análisis de movimiento más conocidas:

- **Videogrametría:** Se trata del registro de movimiento mediante la utilización de cámaras fotográficas, de cine o de video. Consiste en la secuencialización de las imágenes captadas por dichas cámaras, para la posterior reconstrucción del movimiento. Es una técnica ampliamente utilizada en la actualidad, pudiéndose realizar tanto análisis en 2D como 3D.

Para la parte tridimensional, que es lo que nos interesa, la videogrametría es una metodología para análisis de movimiento con un nivel de fiabilidad muy alto y bastante implementada en los últimos tiempos en la biomecánica deportiva. Luego, la funcionalidad de dicha metodología parte de la proyección del sujeto de prueba en 3D sobre un plano bidimensional. Hay que tener en cuenta entonces, que esta imagen que se nos muestra no corresponde a la proyección de los puntos reales tridimensionales del sujeto, sino a una recta que va desde el lente de la cámara hacia este, tal y como lo explica P. Allard [8]. Para solucionar la problemática anterior, se debe implementar entonces un procedimiento de reconstrucción de movimiento, el cual nos permitirá conocer la posición real en el tiempo del sujeto de prueba. Dicho procedimiento de reconstrucción comprende dos fases fundamentales, de acuerdo con Y. I. Abdel-Aziz [9]:

- a) Transformación de coordenadas reales a planas: Involucra los procedimientos de la preparación in situ de las captaciones, refiriéndose a la grabación de los movimientos o acciones a analizar y grabación del marco de calibración. Además, en esta fase también comprende todo lo relacionado al tratamiento de las imágenes, es decir, edición de video, sincronización de imágenes, digitalización, etc.

- b) Transformación de coordenadas 2D a 3D: Esta fase tiene que ver con el procesamiento de las coordenadas en el software que estemos ocupando para dicho fin. Luego, es en esta fase que se implementa un procedimiento matemático validado, estandarizado y automatizado que es denominado DLT (Direct Linear Transformation), el cual se encargara de cálculo de las coordenadas 3D para la reconstrucción del movimiento.
- **Sistemas Ópticos de Captura de Movimiento:** En la actualidad, es posible encontrar una amplia variedad de técnicas de sistemas ópticos para análisis de movimiento, dicho sistemas de derivan y se rigen en mayor o menor medida por el principio de la videogrametría, diferenciándose uno de otro por el tipo de componentes adicionales o reacondicionados que pueda incorporar. De acuerdo con esto, este tipo de técnicas emplearan una configuración de cámaras, acompañadas frecuentemente de un sistema de marcadores sobre el sujeto de pruebas para la detección del movimiento, como nos explica A. Pujana-Arrese [10].

Entre los sistemas ópticos, los más utilizados debido a su precisión y mínimas restricciones de movimiento, son los que implementan cámaras infrarrojas, este tipo de técnica se basa en utilizar luz infrarroja imperceptible para el usuario, para iluminar unos marcadores de material retro-reflectante. Luego, con este tipo de luz, las cámaras infrarrojas sólo observan los marcadores. Lo anterior, supone una ventaja frente a los sistemas basados en vídeo, puesto que no es necesario aplicar algoritmos como el DLT, para el cálculo del posicionamiento y orientación del sujeto de pruebas en las imágenes, alcanzando velocidades superiores a 90 capturas por segundo [10]. No obstante, además de las ventajas que pueda presentar este método, también existen algunas desventajas, como lo es por ejemplo la limitación del campo de trabajo que dependerá del campo de visión de las cámaras y del montaje que tengamos dispuesto para el análisis. Luego, de lo anterior surge otro inconveniente, y es que al tener estas limitaciones de campo deberemos tener cuidado de que el sujeto no oculte involuntaria con sus movimientos los marcadores.

También es importante destacar otro tipo de sistema ópticos que no precisan de marcadores para la captura de movimiento y que, han demostrado tener una precisión muy aceptable en cuanto a la reconstrucción 3D. Una de estas técnicas es la expuesta por M. Sandau [11] que, con una configuración de 8 cámaras monocromáticas, utilizando un enfoque de visión estereoscópica, logró construir modelos tridimensionales altamente detallados. Luego, El modelo resultante presenta 3 grados de libertad de rotación y 3 de traslación para cada segmento de extremidad, sin restricciones en el rango de movimiento. Los resultados obtenidos bajo esta técnica mostraron una gran similitud al momento de compararlos con los de los sistemas que utilizan marcadores, aunque se notó poca fiabilidad en las rotaciones internas/externas, abducción/aducción de rodilla e inversión/eversión del tobillo [11][12].

- **Sistemas de captura del movimiento inerciales:** Otra de las alternativas para la medición del movimiento del cuerpo humano que se ha venido cogiendo fuerza con el pasar de los años, tiene que ver con las técnicas de captura inercial. Los principios que rigen el funcionamiento de este tipo de sistemas derivan de la electrogoniometría; técnica que consiste en la implementación de una serie de transductores de ángulos denominados electrogoniómetros, los cuales se colocan sobre el sujeto de prueba en las articulaciones, para conocer la evolución de la posición angular de estas articulaciones en el tiempo [7].

Una de las ventajas más importantes que presentan este tipo de sistemas de captura del movimiento, también denominados IMU (Unidades de Medición Inercial), es que permiten mediciones fuera de un ambiente experimental, además de presentar una buena precisión en cuanto al cálculo de la rotación de segmentos corporales, dependiendo de la configuración y tipo de dispositivos que se estén implementando, como nos los explica P. Raghavendra [13]. De acuerdo con lo anterior, los IMU más actuales se pueden generalizar y describir como una combinación de giróscopos que miden las velocidades angulares alrededor de un sistema de

coordenadas de un sensor, magnetómetros que miden el campo magnético de la tierra y acelerómetros que miden la aceleración gravitacional y traslacional

Además de lo anteriormente mencionado, cabe destacar la portabilidad y fácil manipulación que pueden llegar a presentar algunas IMU; dependiendo esto pues de la robustez del montaje y la cantidad de dispositivos a utilizar [14]. Luego, es importante también hablar sobre las desventajas más significativas que presentan estos sistemas, como lo son el requerimiento de una gran cantidad de cálculos y algoritmos para su funcionamiento, lo que deriva en un gran costo computacional [15]. También, yéndonos más a lo que tiene que ver con ergonomía del sujeto, los montajes de los IMU pueden llegar a veces a ser algo incómodos, lo que puede reducir el margen de maniobra en cuanto a el análisis de cierto tipo de movimientos.

En cuanto a la literatura, se destacan trabajos experimentales como el de H. Rouhani [16], sobre el estudio de un sistema portátil para la medición cinética de multisegmentos de las articulaciones del pie, dicho sistema consiste en la implementación de una serie de giroscopios 3D y acelerómetros 3D, ubicados en los dedos de los pies, antepié, retropié, pierna y una presión en la planta del pie. Luego, mediante la utilización de la dinámica inversa, se obtienen los resultados correspondientes a las fuerzas 3D, momentos y potencias relacionadas al parte del pie involucradas [16]. También investigaciones sobre la alteración de los resultados debido a efectos externos han sido reportadas por autores como I. Pasciuto [17], donde se concluye que: los errores como la desviación constante, factor de escala, ruido blanco e inestabilidad de polarización, afectan directamente el cálculo de la orientación del giroscopio y que la sola relación entre la velocidad angular y el ruido no puede usarse para representar la precisión con la que se puede estimar la posición [12][17].

- **Sistemas electromagnéticos de captura de movimiento:** Estos sistemas constan de un conjunto de sensores electromagnéticos que miden la relación espacial con un transmisor cercano. Dichos sensores se colocan en el cuerpo y se conectan a una unidad electrónica central, casi siempre mediante cables. En esta unidad llegara el campo electromagnético producido por un transmisor, para ser filtrado y amplificado, para después ser enviado a un ordenador central, donde se infiere la posición de todos los sensores en el espacio, así como su orientación [18].

Un sistema electromagnético puede tener de 18 a 90 sensores (este último en caso de los de última generación) y es capaz de capturar hasta 144 muestras por segundo, si bien este valor puede depender del número de sensores. El coste de estos sistemas varía de 5000 a 15000 dólares, lo cual supone un importante ahorro con respecto a los sistemas ópticos.

Este tipo de sistemas se pueden clasificar en dos tipos: los que usan pulsos magnéticos cuadrados (como Flock of Birds de Ascension Technology Corporation) y los que usan campos magnéticos sinusoidales (como el Patriot de Polhemus) [19]. Ambos tipos comparten problemas de interferencias con distintos materiales metálicos debido a su conductividad, esto hace que se generen corrientes eléctricas en los metales lo que por consiguiente hace que se produzcan campos magnéticos que interfieren con el campo magnético del transmisor. Por este motivo, la captura de movimiento magnética es difícil de transportar a diferentes escenarios. Además, el número de capturas por segundo es generalmente demasiado bajo para registrar objetos a altas velocidades, y la precisión es del orden de 10 veces menor que con sistemas ópticos [12]. Todo esto hace que se limite su utilización para proyectos que demanden movimientos rápidos, como en nuestro caso.

## 1.2.2 Sistema de Referencia

Para la realización de las mediciones será necesario fijar un punto cero, unos ejes de coordenadas y el sentido positivo y negativo. Todo lo anterior constituye un sistema de coordenadas, que se encargara de dar a conocer la posición en un plano (2D) o en el espacio (3D). El sistema de coordenadas en 2D puede ser: cartesiano (distancia proyectada en los dos ejes) o polar (distancia al centro de coordenadas y un ángulo a uno de los ejes). Por su parte, el sistema de coordenadas tridimensional o 3D puede ser: cartesiano (proyección en los tres ejes), cilíndrico (distancia en una proyección hasta el centro de coordenadas, proyección sobre el eje vertical y un ángulo) o esférico (distancia hasta el centro de coordenadas, ángulo con un eje y ángulo de una proyección con otro eje) [20].

Para el caso de análisis biomecánicos, es frecuente la implementación de un sistema de coordenadas 3D cartesiano. El sentido del giro (positivo o negativo) se fija en función de un criterio: regla de la mano derecha (el sentido positivo es el giro antihorario) o particular (el sentido positivo es la dirección principal del movimiento, independientemente que coincida o no con el giro antihorario) [21].

Al espacio destinado ya acondicionado para la realización de las mediciones se le conoce comúnmente como volumen de captura, el cual estará definido a su vez por un marco de calibración. Este último, se trata de una de las técnicas más utilizadas en biomecánica para la configuración de un sistema referencia. Su implementación consiste en utilizar una imagen de referencia registrada por cada cámara, la cual contiene un objeto cuyos datos espaciales (valores de las coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) se conocen de antemano [22]. Luego, el marco de calibración permite situar el sistema de referencias en las imágenes y establecer la escala entre las imágenes reales y las imágenes grabadas, de forma que las coordenadas que se miden sobre las imágenes pueden ser transformadas a medidas reales.

## 1.2.3 Modelo Biomecánico

Se trata de una representación idealizada del deportista o sujeto de prueba. Consiste en la utilización un modelo mecánico de segmentos articulados [23]. Luego, la idea es concebir al cuerpo como un sistema de palancas [24], donde cada segmento estará definido por una serie de puntos anatómicos, los cuales son determinados por un modelo humano basado en centros articulares de rotación y puntos de referencia anatómicos estándares. Lo que se obtiene entonces, es un modelo humano simplificado formado por segmentos y puntos que permiten describir posiciones y registrar variables derivadas del espacio y del tiempo:

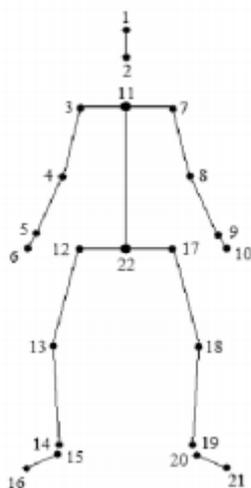


Figura 1. Modelo biomecánico de 22 puntos y 14 segmentos.

## 1.3 Sistemas de Captación para el Proyecto

De acuerdo con lo enunciado anteriormente, en cuanto a sistemas de captura de movimiento: si analizamos cada técnica vemos que sus ventajas en cuanto precisión se refieren son bastante similares, pudiendo tener resultados muy aceptables con cada una según la literatura. Luego, al ser el ciclismo, una disciplina que demanda un esfuerzo físico importante y rangos de movilidad en las articulaciones del tren inferior bastante amplios; se hace necesario obtener un buen equilibrio entre ergonomía y precisión, para obtener mejores resultados en el análisis del movimiento. Por tal motivo, se opta por la utilización de un sistema óptico de captura de movimiento; estos, además del hecho que se cuentan con los equipos y espacio necesarios para la implementación de un sistema de este tipo.

### 1.3.1 Características de los Sistemas de Captura Ópticos

Los sistemas ópticos para captura de movimiento son los más utilizados en laboratorios de biomecánica; presentan como mecanismo de recolección de datos sensores de imagen con el objetivo de inferir la posición de un elemento en el espacio, para lo que se implementan configuraciones de una o más cámaras sincronizadas para proporcionar proyecciones simultáneas. Los más común, es complementar el uso de dichas cámaras con marcadores ubicados sobre el sujeto de prueba, de forma que podamos definir de manera correcta los segmentos y articulaciones involucrados en el movimiento. Estos sistemas entregan la posición cartesiana (x, y, z) de cada marcador en un marco de referencia inercial; la orientación de una superficie se calcula utilizando la posición relativa, de al menos 3 marcadores. Estos sistemas pueden capturar un gran número de marcadores a frecuencias del orden de hasta 2000 cuadros por segundo [18].

Entre los sistemas ópticos más conocidos e implementados, siguiendo los parámetros descritos anteriormente, tenemos a Vicon, dicho sistema es el que se tiene implementado en el Laboratorio de análisis de movimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación de la Universidad de Sevilla, contando con un conjunto de cámaras infrarrojas y marcadores. Luego, es posible clasificar este tipo de sistemas ópticos con marcadores en: activos y pasivos. Vicon, entraría en la clasificación de los pasivos, donde se colocan marcadores reflectantes al sujeto de pruebas en todos los puntos de interés de captura de movimiento, a diferencia de los sistemas ópticos activos, donde se colocan marcadores activos (diodos emisores de luz [LED]), como es el caso del sistema Optotrack.

Por otro lado, también han sido desarrollados sistemas de captación ópticos sin marcadores, ofreciendo así, una alternativa distinta a la tecnología de captura de movimiento [25], como es el caso de la cámara Microsoft Kinect, el Organic Motion™ y el sistema de cámaras monocromáticas de M. Sandau [11], descritos en apartados anteriores. De este grupo, quizás el Microsoft Kinect es el más popularizado: se trata una cámara capaz de estimar la geometría 3D de la escena adquirida, a 30 cuadros por segundo. Esta, se compone de un sensor de profundidad de resolución espacial de 640×480 píxeles, una videocámara VGA de la misma resolución y un arreglo de micrófonos para reconocimiento de voz. El Kinect fue desarrollado como un dispositivo periférico para uso con la consola de juegos Xbox 360, aunque se ha adaptado fácilmente para otros campos como: la robótica [26], seguimiento del esqueleto humano [27], reconstrucción 3D [28], terapia asistencial [29] y biomecánica [30].

### 1.3.2 Desventajas

Los sistemas ópticos de captura de movimiento permiten la grabación en tiempo real, con algunas limitaciones como son: el número de cámaras, marcadores y sujetos de prueba. Una de las desventajas más evidentes es la oclusión, es decir: para los sistemas que precisan de marcadores, a veces estos pueden no aparecer en varias tomas de la cámara, debido a la obstrucción de la línea de visión de los objetos de la escena o por otras partes del cuerpo del sujeto. La mayoría de los paquetes de postprocesamiento comerciales tienen la capacidad de tratar con los marcadores ocluidos, por medio de la creación de marcadores virtuales para sustituir la información de los ocluidos. Otra forma menos común de subsanar dicho inconveniente es la utilización de marcadores redundantes (más que el mínimo requerido en el protocolo estándar), para compensar los marcadores ocluidos [12][18].

Los sistemas Vicon se consideran un patrón de referencia en el análisis óptico de la marcha por su alta precisión y gracias a su sistema de rastreo de la persona [31] se minimiza la problemática de las oclusiones. Debido al costo del equipo, volumen de captura de movimiento específico, limitación de espacio y a la necesidad de requerir personal especializado [32], este sistema no resulta viable para estudios rutinarios, sino que su uso se restringe a estudios de alto grado de complejidad.

Por el lado de los sistemas ópticos que no precisan de marcadores, la desventaja más importante es sin duda su precisión, que, aunque puede ser buenas para cierto tipo de mediciones, no puede ser comparada con la de los sistemas con marcadores, llegando incluso a veces a ser obsoletos para algunos análisis. Un ejemplo claro de esto, lo podemos apreciar en las investigaciones realizadas por Mentiplay [33] y Eltoukhy [34], donde estudian la cinemática de la marcha de la tecnología de Microsoft Kinect V2 y la compararon con los sistemas ópticos basado en marcadores 3DMA y BTS respectivamente [12]. Se encontró que, aunque el sistema para el análisis de movimiento Kinect V2 es una herramienta que puede resultar apropiada para medir parámetros espaciotemporales de la marcha como la velocidad, el ancho, largo y tiempo del paso y la velocidad de oscilación del pie, los parámetros como la flexión de tobillo, rodilla y la cadera, máxima abducción de la rodilla y máxima oscilación de la rodilla, resultaron no ser válidos para [33] y válidos con un nivel de confianza del 90% para [34].

## 1.4 Análisis Cinemático 3D

Como se puede intuir, un análisis cinemático 3D es un procedimiento que trata de describir los fenómenos involucrados en el movimiento de los objetos en función del tiempo, sin tener en cuenta la fuente de dicho movimiento (fuerzas). Luego, dicho estudio tendrá la característica de realizar lo anteriormente mencionado sobre las tres dimensiones de los objetos analizados.

Al tratar de utilizar uno u otro sistema para el análisis del movimiento, debemos tener en cuenta los elementos y factores anatómicos que constituyen el mecanismo, en este caso, el cuerpo humano. Luego, es posible representar dicha anatomía implementando una serie de cuerpos rígidos conectados por articulaciones. Dichas articulaciones deberán tener entonces un sistema de coordenadas para el correcto análisis del movimiento que, para el caso que nos ocupa, se refiere a un análisis en la trayectoria de las articulaciones tanto en el plano sagital y frontal, es decir, un análisis 3D del movimiento [18]. Es en este punto donde nos encontramos con un problema, el cual radica en que: las técnicas ópticas para la captación de movimiento mencionadas en el apartado anterior nos ofrecerán las coordenadas cartesianas de las articulaciones o marcadores, y no las coordenadas articulares.

Para solucionar el inconveniente planteado anteriormente existe la cinemática inversa; se trata de un método muy utilizado en robótica y proyectos de simulación de movimiento, el cual nos ayudará a transformar las coordenadas cartesianas ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) suministradas en la captación a las coordenadas articulares ( $q_1$ ,  $q_2$ , ...,  $q_n$ ) que necesitamos [35]. Luego, para la solución del problema cinemático inverso, se cuentan hoy en día con varias herramientas y enfoques, que van desde iteraciones

sucesivas del modelo geométrico, técnicas de optimización y métodos experimentales [18]. Dicho problema entonces consiste en la realización de un mapeo del espacio cartesiano al espacio articular, lo que se traduce en hallar la siguiente ecuación no lineal:

$$q^{ref} = f(\mathbf{X}_h) \quad (1.1)$$

Donde:

$q^{ref} \in \mathbb{R}^n$ : Vector de coordenadas articulares con  $n$  grados de libertad.

$\mathbf{X}_h \in \mathbb{R}^{3m}$ : Vector de coordenadas cartesianas con  $m$  número de articulaciones o marcadores.

A la hora de optar por un enfoque de solución para el problema, es importante tener en cuenta el número de variables, puesto que de esto nos dará una idea de la complejidad de este. Los métodos geométricos y analíticos, por ejemplo, suelen generar resultados de manera rápida, sin la necesidad de cálculos muy exigentes. No obstante, estos métodos estarán limitados a modelos con un bajo número de articulaciones y grados de libertad. Las técnicas de optimización por su parte no presentan la limitación anterior, pudiendo implementarse para modelos bastante robustos, y contando además con la ventaja de incorporar restricciones físicas y/o geométricas [18].

En la literatura es posible encontrar diferentes maneras de resolver el problema cinemático inverso, pudiendo distinguir algunos protocolos desarrollados de manera independiente por algunos laboratorios, siguiendo los requerimientos clínicos [36] [37]. Luego, se debe tener en cuenta que las diferencias entre los modelos biomecánicos presentados por dichos protocolos van más allá de la configuración de marcadores y los procedimientos que estos estipulan. Diferencias tales como: los grados de libertad de cada articulación, convenciones de rotación, nomenclatura, tipo de variables medidas, entre otras; no son a veces tenidas en cuenta a la hora de compartir el análisis datos, lo cual conlleva a confusiones y errores [38].

Si revisamos la clasificación realizada por Ehrig [39][40] sobre los diversos métodos formales para el análisis de marcha, podemos hacernos una idea de la cantidad de métodos con los que contamos para el análisis de movimiento, esto siempre teniendo en cuenta que nuestro objetivo es el análisis del pedaleo. Luego, en dicha clasificación se diferencia entre métodos de ajuste y transformación, los cuales se pusieron a prueba en un ámbito no clínico y suponiendo diferentes condiciones que se pueden presentar al analizar dichos movimientos, como es el caso de los desplazamientos de los marcadores debido a las deformaciones producidas por la naturaleza elástica de la piel, además de comprobar distintos tipos de configuraciones de marcadores.

Además de la distinción de métodos, también es posible la distinción de condiciones de movimiento de uno o dos segmentos, presentando dos casos particulares. El primero corresponde a la suposición de que el eje de rotación es estacionario, lo que será posible siempre y cuando las coordenadas locales de dicho eje se mantengan constante durante el movimiento. El segundo caso plantea lo contrario, permitiendo variaciones en las coordenadas locales del eje, lo que dará lugar a un eje de rotación instantáneo. Esto último implica mayor dificultad en el cálculo del centro de rotación.

En el presente documento, se describirán los métodos utilizados en este proyecto para la solución del problema cinemático inverso anteriormente enunciado y la manera como se realizó la reconstrucción del movimiento, de acuerdo con la implementación de dichas metodologías en Matlab.

### 1.4.1 Métodos de Ajuste

Para la definición de los métodos de ajuste, primero es importante tener claro que el protocolo de medidas que vayamos a implementar debe definir el modelo biomecánico y la metodología de toma y manejo de datos, para lo que se deberá utilizar un protocolo de reconstrucción, el cual definirá los segmentos involucrados como el modelo para el procesamiento de los datos. Dicho protocolo de reconstrucción contará con una serie de marcadores ubicados estratégicamente, los cuales los referentes para la toma de los datos.

Dicho lo anterior, los métodos de ajustes son aquellos que suponen que cada marcador presenta una trayectoria circular independiente alrededor del eje, como también que los planos de estos marcadores tienen un vector normal estacionario en común. Luego, lo que se obtiene con esto es que tanto el eje como el centro de rotación se mantiene fijos dentro de un sistema de coordenadas global, lo que también supone que uno de los segmentos involucrados esté en reposo [38].

### 1.4.2 Técnicas de Transformación

Para el desarrollo de las técnicas de transformación, se trabaja bajo la premisa de asumir que uno de los segmentos involucrados en la articulación es estacionario. Luego, esta suposición nos permitirá definir transformaciones rígidas de cuerpo, las cuales constan de rotaciones  $R_i$ , y traslaciones  $t_i$ , donde  $i = 1, \dots, n$ , que serán las encargadas de transformar los vectores de los sistemas de coordenadas locales a un sistema de coordenadas global, para cada instante de tiempo.

En la literatura, podemos encontrar los estudios de Grood y Suntay [41], donde se analizan las articulaciones anatómicas haciendo una comparativa entre los movimientos en un estado normal de funcionamiento (persona sana) y es un estado donde se presente algún daño o enfermedad. Dicho análisis involucra la definición de un sistema de coordenadas para cada segmento y la posterior consecución de la posición global de los mismos [42].

Luego, el sistema de coordenadas puede idealizarse como una cadena cinemática de cuatro elementos, tal y como se ve en la figura a continuación:

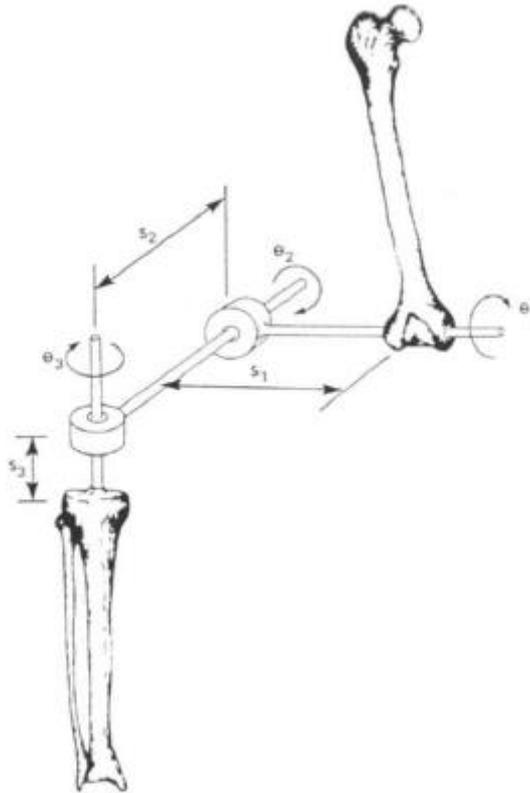


Figura 2. Modelo del sistema coordinado como una cadena cinemática de cuatro elementos con articulaciones cilíndricas.  
Tomado de [38]

La figura anterior nos muestra el modelo de la articulación de la rodilla, cuyo movimiento puede describirse de acuerdo con el método Hartenberg y Denavit [43]; el cual dice que, para cada eslabón de la cadena cinemática, las articulaciones son pares cilíndricos que permiten la rotación y traslación.

## 1.5 Objetivos del Proyecto

A continuación, se enunciarán los objetivos que pretenden alcanzar este trabajo:

- Confeccionar una metodología robusta y fiable, para el análisis y la obtención de la cinemática 3D del movimiento de pedaleo en ciclismo.
- Comprobación de la funcionalidad y versatilidad de un protocolo de medidas para ciclismo, implementándolo en otro tipo de escenarios como lo es el movimiento de marcha, mediante la realización de la comparativa con protocolos ya validados y de acuerdo con resultados obtenidos en la literatura.
- Validación y puesta punto del protocolo en su escenario de diseño (ciclismo), mediante el análisis y comparativas de variables presentes en la etapa referente a la puesta a punto de este.
- Obtención de un conjunto de resultados que describa fielmente y de manera completa la cinemática del ciclo de pedaleo en 3D.

## 2. ANATOMÍA

*La mayoría de las ideas fundamentales de la ciencia son esencialmente sencillas y, por regla general, pueden ser expresadas en un lenguaje comprensible para todos.*

*- Albert Einstein -*

**A**l ser este un proyecto de carácter biomecánico, resulta lógico y necesario hablar de la anatomía del cuerpo humano. Resulta lógico puesto que al ser la biomecánica la disciplina que se encarga de analizar la mecánica en los seres vivos, deberemos dar mención a la anatomía como objeto de análisis a lo largo del documento. Luego, resulta necesario porque si bien, la mayoría de las personas tienen una concepción general de lo que es el cuerpo humano, dicha concepción a veces resulta ser muy básica, dejando de lado terminología y aspectos morfológicos que serán de gran importancia para la correcta comprensión, no solo de este, sino de cualquier proyecto que involucre biomecánica. Así pues, se pretende en este capítulo mostrar al lector las diferentes partes del tren inferior del cuerpo humano involucradas en nuestro modelo biomecánico, como también la terminología y demás factores biológicos necesarios para el entendimiento de este.

### 2.1 Geometría del Cuerpo Humano

Es posible empezar a definir la geometría del cuerpo humano si suponemos un sistema de coordenadas de cartesianas centrado en la pelvis, cuyos ejes coordenados estarán definidos generalmente como: el eje X hacia adelante (sagital), eje Y hacia la izquierda del sujeto (frontal) y eje Z hacia arriba (vertical) [36]; denominado también eje anteroposterior o dorsoventral, eje craneocaudal y eje laterolateral, respectivamente.

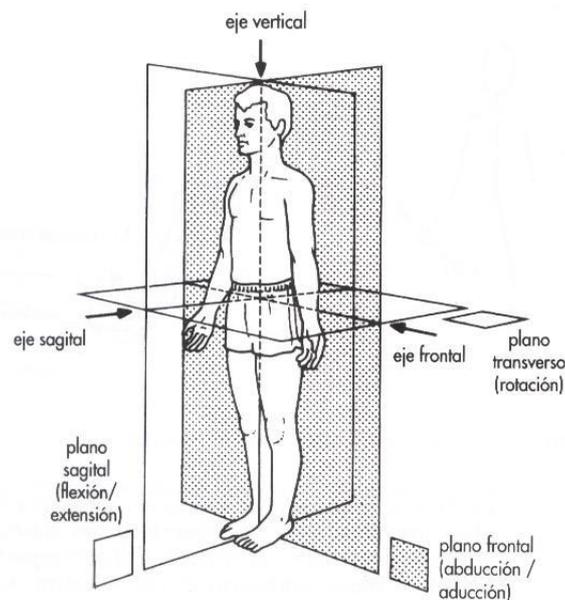


Figura 3. Planos anatómicos del cuerpo humano. Tomada de [44]

### 2.1.1 Planos Anatómicos

Los ejes anteriormente mencionados definirán los planos anatómicos, que son necesarios para la realización de cualquier análisis biomecánico [36]. Estos planos son:

- **Plano Transversal:** También llamado transverso, horizontal o axial, se refiere al plano X-Y según nuestro sistema de coordenadas cartesianas y por consiguiente es el que divide al cuerpo en parte superior e inferior, definiendo también la zona proximal (más cercana al origen) y distal (más lejana al origen).
- **Plano Sagital:** También denominado plano medial, está formado por los ejes coordenados X y Z, por lo que es el que divide el cuerpo de izquierda a derecha. Luego, en referencia con este plano, se suelen utilizar en biomecánica los términos: medial y lateral, para definir la posición de algún elemento, ya sea externo o del mismo cuerpo, con respecto al plano sagital.
- **Plano Coronal:** Conocido también como plano frontal, se trata de del plano Y-Z en nuestro sistema coordinado, dividiendo por tanto el cuerpo en una mitad anterior y otra posterior (frontal y dorsal, respectivamente), formando un ángulo recto con el plano sagital.

### 2.1.2 Posición Anatómica

Además del sistema de coordenadas global cartesianas que acabamos de ver, los segmentos y articulaciones del cuerpo también poseen un sistema coordinado. De acuerdo con esto, por definición decimos que: cuando los ejes de dichas articulaciones y segmentos se encuentran paralelos a los del sistema de coordenadas global de la pelvis, el sujeto está en posición anatómica [36]. Luego, esta consistirá entonces en tener al sujeto en posición erguida con los brazos ligeramente extendidos y separados del cuerpo. Las piernas deben estar extendidas y ligeramente separadas, con los pies y tobillos también extendidos. La figura a continuación no da una idea más clara de dicha postura:



*Figura 4. Posición anatómica estándar.*

## 2.2 Huesos, Estructuras y Articulaciones

De acuerdo con los objetivos del proyecto, nos enfocaremos en dar una descripción del tren inferior del cuerpo humano, tomando este como un mecanismo compuesto por varios segmentos y uniones articuladas. Partimos entonces de la hipótesis de tomar como elementos base la pelvis y las piernas, los cuales están unidos por la cadera. Las piernas a su vez se dividen en tres segmentos, los cuales son: el muslo, la pierna y el pie. A continuación, se expondrá las articulaciones encargadas de unir dichos segmentos y la capacidad de movimiento de cada una de ellas, de acuerdo con la teoría [36][45].

### 2.2.1 Cadera

Llamada también articulación coxofemoral, es una de las articulaciones más grandes y estables del cuerpo humano, como también una de las que más ocupa actividad en nuestra cotidianidad. Es la encargada de relacionar el hueso coxal con el fémur, uniendo de esta manera el tronco con la extremidad inferior. Una de las características más relevantes de esta articulación, es la forma de sus dos superficies articulares, las cuales son cuasi esféricas (una cóncava y otra convexa), lo que la dota de un amplio rango de movilidad; dichas articulaciones reciben el nombre de acetábulo y cabeza femoral, respectivamente. No obstante, también cuenta con un buen nivel de rigidez proporcionado por la capsula articular, que es una membrana que recubre dichas superficies. Luego, de acuerdo con esta configuración, el movimiento de la cadera estará presente en los tres planos anatómicos vistos anteriormente, lo que quiere decir que es un movimiento tridimensional. Así, los rangos que presenta de movimientos que presentan esta articulación son: Para la flexión, varía de  $0^\circ$  a  $14^\circ$  aproximadamente, para la extensión de  $0^\circ$  a  $15^\circ$ . Ya en el plano coronal tenemos que la abducción se encuentra entre  $0^\circ$  y  $30^\circ$ , y la aducción de  $0^\circ$  a  $25^\circ$ . Por último, para la rotación tenemos rangos de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  para la rotación externa y de  $0^\circ$  a  $70^\circ$  para la interna; valores que pueden variar de acuerdo con la posición de la cadera, tendiendo a disminuir cuando está extendida [36].

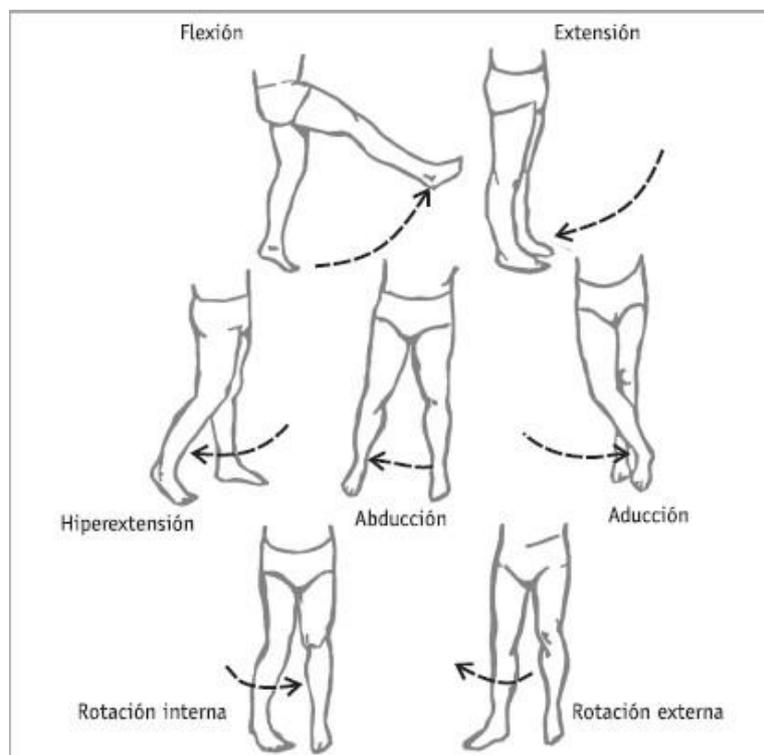


Figura 5. Movimientos de la cadera. Tomada de [46]

## 2.2.2 Rodilla

La articulación de la rodilla está formada por la unión de dos importantes huesos, como lo son el fémur en su porción distal y la tibia en su posición proximal. Además de estos, también cuenta con un pequeño hueso denominado rotula [45]. De acuerdo con esto, la rodilla se puede describir como una estructura biarticular bastante compleja, la cual está compuesta por las articulaciones tibial-femoral y rotuliano-femoral. Soporta la mayor parte del peso del cuerpo, esto, combinado con la longitud de sus elementos base (fémur y tibia), la convierten en una de las partes del cuerpo donde se producen mayores momentos [20].

Con respecto a su movimiento, aunque este está presente en los tres planos anatómicos, la mayoría se lleva a cabo en el plano sagital. A continuación, se realizará una descripción del movimiento de la rodilla de acuerdo con las articulaciones que la componen:

- **Articulación Tibial-femoral:** Es la encargada de poner en contacto las superficies de los cóndilos femorales con la tibia. Presenta un rango de movimiento máximo en el plano sagital, mostrando un ángulo de rotación que varía de  $0^\circ$  a  $140^\circ$  desde la extensión hasta la flexión total. Si nos ubicamos en el plano transversal, nos encontraremos con algunas limitaciones en cuanto a los movimientos de rotación interna y externa, teniendo aquí nuevamente como protagonista al plano sagital, puesto que de la posición en que se encuentre la articulación en este último dependerán dichos movimientos. Esto es: si la rodilla se encuentra totalmente extendida, la rotación estará limitada debido a colisión de los cóndilos femoral y tibial. Luego, la rotación será directamente proporcional a la flexión de la rodilla hasta los  $90^\circ$  de flexión de esta, donde la rotación externa puede variar de  $0^\circ$  a  $45^\circ$  y la interna de  $0^\circ$  a  $30^\circ$ . Una vez se superen los  $90^\circ$  de flexión, tanto la rotación externa como interna empezaran a disminuir, debido a limitaciones por partes de los músculos. Algo muy parecido sucede con el movimiento en el plano frontal (abducción y aducción), donde este dependerá igualmente de la flexión de la articulación, pero esta vez situando el límite de proporcionalidad directa en  $30^\circ$ , es decir: la abducción y aducción aumentarían hasta que la flexión alcance los  $30^\circ$  y disminuirá después de sobrepasado dicho valor, debido también a las razones mencionadas anteriormente [36].

Los movimientos de la articulación tibial-femoral no solo son rotacionales. Debido a que el fémur tiende a rotar sobre la meseta tibial al aumentar la flexión, se hace necesario la existencia de un movimiento traslacional, que evite este hecho. Luego, el centro de rotación de la articulación se moverá hacia atrás durante el movimiento que va desde la extensión total a la flexión total, lo que impone una combinación de movimiento rotacional y traslacional sobre la articulación.

- **Articulación Rotuliano-femoral:** Compuesta por la tróclea femoral y la parte posterior de la rótula. Este último cumple con dos funciones biomecánicas. La primera se refiere a facilitar la extensión de la rodilla, conduciendo el desplazamiento anterior del tendón del cuádriceps a lo largo del rango total del movimiento, lo que a su vez provoca un alargamiento del brazo del momento de la fuerza del grupo muscular del cuádriceps. La segunda función biomecánica, tiene que ver con una mayor distribución de la tensión sobre el fémur, debido al aumento del área de contacto entre el tendón rotuliano con este último.

Para la parte del movimiento, al igual que en el caso anterior, la articulación rotuliano-femoral cuenta con un movimiento de traslación, que consiste en el traslado de la rótula más o menos 7 cm sobre los cóndilos femorales, desde la extensión total hasta la flexión total de la rodilla. Luego, en dicho rango de movimiento, el lado medial y lateral del fémur se unen con la rótula al alcanzar los  $140^\circ$  en flexión. Al llegar a los  $90^\circ$  en flexión, la rótula gira de manera externa

lo que provocará que solo el lado medial del fémur este en contacto con la rótula [36].



Figura 6. Estructura biarticular de la rodilla. Tomada de [36]

### 2.2.3 Tobillo y Pie

Estos dos elementos constituyen una fuerte y compleja estructura mecánica, compuesta por 26 huesos y 33 articulaciones. Luego, es previsible también entender que su biomecánica es también compleja, pues la combinación de estos es la que permite la locomoción. El pie, será el encargado de suministrar estabilidad y facilitarnos el proceso de marcha, mientras el tobillo se encargará de transferir las cargas de la extremidad inferior al pie, además de desempeñar una labor importante en lo que se refiere a la orientación de este con respecto al suelo. Dos de las articulaciones críticas implicadas en el movimiento entre la pierna y el pie, son generadas por la interposición de astrágalo entre la tibia y el calcáneo. Luego, el astrágalo se convierte en un enlace que ayuda a soportar el peso.

En lo que tiene que ver con el movimiento, nos referiremos al movimiento del tobillo como uno de los objetos de estudio para este proyecto. La mayoría de estos tienen lugar en el plano sagital y se denominan flexión plantar y dorsiflexión, los equivalentes a flexión y extensión en el tobillo, respectivamente. De acuerdo con estudios radiográficos, los rangos normales para estos movimientos son de 10° a 20° para dorsiflexión y de 40° a 55° para flexión plantar. La acción combinada del tobillo con la articulación subtalar es la responsable de la generación de los movimientos del pie, estando presente estos en los tres planos anatómicos vistos. Luego, en el plano sagital tendremos flexión-extensión, en el transversal aducción-abducción y en el coronal el inversión-eversión [20].

# 3. FORMULACIÓN TEÓRICA

---

*Nunca cambias las cosas luchando contra la realidad existente. Para cambiar algo construye un modelo nuevo que convierta el existente en obsoleto.*

- B. Fuller -

Una de las partes fundamentales en cuanto a la elaboración de un protocolo de medidas, tiene que ver con el modelo biomecánico que definamos. Luego, de la funcionalidad y versatilidad de este dependerá la eficacia de nuestro protocolo. Además de esto, es importante que dicho modelo se adapte correctamente a las metodologías y análisis cinemático que tengamos planeado. Todo esto en conjunto hará parte de la formulación teórica del proyecto. En este capítulo se pretende entonces exponer el modelo biomecánico utilizado para las mediciones de ciclismo, como también diversos aspectos referentes a la implementación de este y el análisis cinemático realizado.

## 3.1 Biomecánica del Pedaleo

Antes de formular cualquier modelo, es importante tener una idea de lo que es el movimiento de pedaleo en ciclismo, relacionando de manera eficaz las variables enunciadas en los apartados anteriores, referentes a las articulaciones y segmentos del tren inferior implicados en dicha actividad. Siguiendo esta premisa, al analizar las interacciones del muslo, la pierna y el pie con las articulaciones coxofemoral, rodilla y tobillo, teniendo en cuenta además los aspectos musculares, de acuerdo con G. Haushalter [47] pueden distinguirse cuatro fases en el pedaleo:

### 3.1.1 Fase I

Comúnmente denominada como fase de empuje y va de una posición de  $20^\circ$  a  $145^\circ$  con respecto a la vertical que pasa por el eje de pedalier. El pie se extiende  $30^\circ$  sobre la pierna, pero guarda una orientación estable en el espacio de  $45^\circ$  respecto a la horizontal. La pierna se estira  $70^\circ$  y el muslo por su parte se estira una amplitud de  $44^\circ$ . Dicha extensión del muslo se debe al glúteo mayor, al tensor de la fascia lata y a los isquiotibiales, mientras que la extensión de la pierna se debe al cuadriceps por medio del vasto externo y del crural. La extensión del pie se realiza mediante el tríceps sural, sobre todo, y también con la colaboración de los grupos retromaleolares interno y externo. En esta etapa no parecen intervenir cinéticamente de manera significativa los músculos intrínsecos del pie [48].

### 3.1.2 Fase II

Llamada también a veces fase de tracción [49], va de los 145° a 215°. En esta es posible distinguir uno de los denominados “puntos muertos”, dichos puntos corresponden a la posición alta y baja de la biela. Es una fase de inversión definida más concretamente desde la extensión completa del miembro inferior al comienzo de la flexión [48]. Luego, en esta fase se destacan dos fenómenos importantes:

- **De 145° a 180°:** En esta fase el miembro inferior se extiende gracias a una abertura del tobillo de 15°. Este movimiento es realizado gracias al sóleo, el cual se trata de un músculo monoarticular cuya contracción es independiente de la posición de la rodilla. Esta última por su parte, presenta una extensión de alrededor de 2°.
- **De 180° a 215°:** En esta fase podemos observar una orientación del pie bastante parecida a la de la fase anterior, percibiéndose una flexión activa del miembro inferior, esto es: la pierna se flexiona de 150° a 135° sobre el pie, la rodilla se flexiona de 150° a 125° sobre el muslo, y éste se acerca 5° a la horizontal.

### 3.1.3 Fase III

Conocida también como fase de elevación, se puede decir que es la fase opuesta a la fase I y su rango comprende de los 215° a los 325°. En esta, podemos ver la siguiente cadena de variación en la articulación: el pie se flexiona cerrándose 15° con respecto al tobillo, la rodilla se cierra 55° y la cadera se flexiona en una amplitud de 35° [48].

Los músculos que actúan en esta fase son poco potentes, debiendo luchar contra la gravedad. La flexión del muslo se realiza mediante el psoas iliaco, el recto anterior y el sartorio. La pierna se flexiona gracias a los músculos de la cara posterior del muslo: músculos de la pata de ganso, poplíteo y bíceps. En lo que tiene que ver con la flexión del pie, esta se realiza mediante potentes músculos biarticulares: tibial anterior, extensor común de los dedos y extensor propio del dedo gordo. Luego, también podemos observar una muy leve extensión del antepié, debida a los músculos intrínsecos del pie, que luchan asimismo por elevar el pie tirando de la correa del calapié hacia arriba [48].

### 3.1.4 Fase IV

Denominada también fase de avance [49], su rango está situado entre los 325° a los 20° y es la fase más complicada de esquematizar, debido a la complejidad de los movimientos. De acuerdo con esto, de manera muy genérica podemos decir que en el comienzo el pie se encuentra extendido a 140° para luego flexionarse bastante, llegando hasta los 105°. Luego, puede decirse que los movimientos de la articulación del tobillo se asemejan bastante a los vistos en la fase, encontrándose también en esta etapa otro de los llamados “puntos muertos”. En contraposición, la amplitud de movimientos de la rodilla y de la cadera es mínima [48].

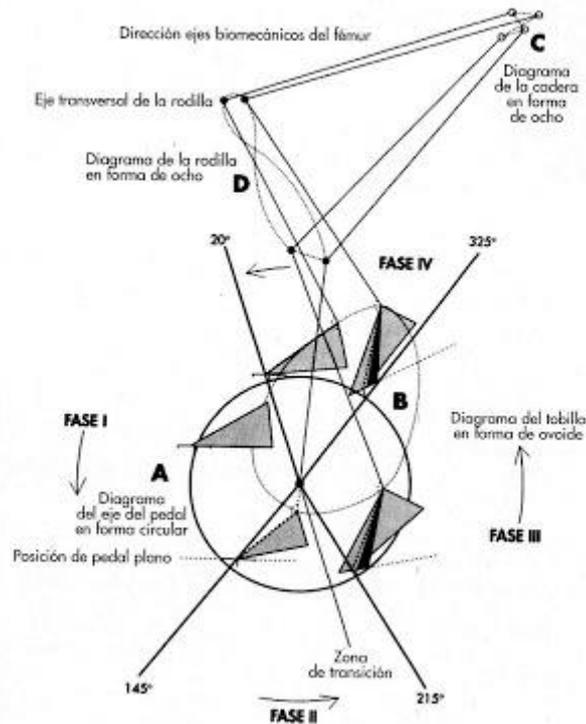


Figura 7. Esquema de las cuatro fases del ciclo de pedaleo. Tomada de [49]

### 3.2 Modelo Biomecánico

El modelo biomecánico se refiere a la parte del protocolo encargada de simular la anatomía del cuerpo humano. Se trata entonces de una estructura que, mediante la implementación de segmentos y articulaciones idealizadas, pretende llevar a cabo la reconstrucción de la cinemática del cuerpo; en este caso en concreto, del tren inferior. De acuerdo con lo anterior, se ha elegido para este proyecto un modelo compuesto por 7 segmentos, los cuales corresponderán a la pelvis, dos muslos, dos piernas y dos pies. Dichos segmentos estarán unidos por 6 articulaciones, que serán las que relacionen los movimientos para cada segmento.

Los segmentos estarán conectados por articulaciones esféricas ideales. Las uniones reales surgen de complicados contactos superficiales, lo que hace que se presente traslación y movimiento instantáneo del centro de rotación entre los segmentos adyacentes [36]. Sin embargo, para movimientos con amplio rango, como los que se pueden presentar en la marcha o el pedaleo, las articulaciones del cuerpo pueden modelarse como articulaciones rotativas fijas que no permiten traslación y presentan un centro fijo de rotaciones como lo hacen otros autores [50][51].

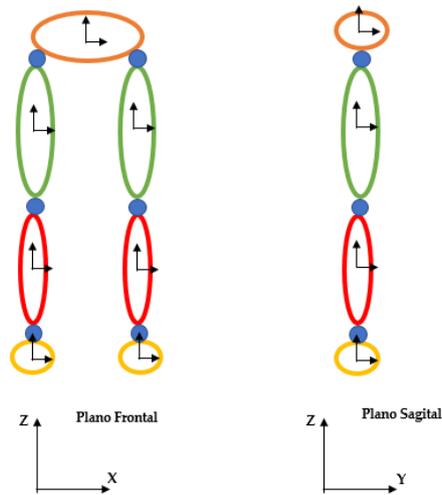


Figura 8. Esquema simplificado del modelo dividido en segmentos.

### 3.3 Métodos Funcionales

Los métodos funcionales son metodologías validadas cuyo objetivo es el de optimizar los análisis y modelos biomecánicos en los que hayan sido implementadas y obtener resultados más fieles a la realidad. Entre las tareas más comunes que se pueden encontrar en la literatura están las de: calibración de los movimientos de las captaciones, cálculo de marcadores virtuales, cálculo de ejes de rotación, estimación de trayectorias y demás optimizaciones locales.

Luego, estos métodos no ayudaran a determinar la cinemática de nuestro modelo. En este apartado se expondrán los métodos funcionales utilizados para este proyecto:

#### 3.3.1 SCoRE y SARA

Se trata de dos técnicas de optimización local, que comprende un conjunto de algoritmos desarrollados por investigadores del Instituto Julius Wolff de Biomecánica y Regeneración Musculoesquelética de la Universidad de Berlín, cuya finalidad principal es la de la comparación y la validación de modelos dinámicos que se estén desarrollando para algún protocolo en específico [53]. Luego, estos métodos solo se encargarán del cálculo de optimizaciones locales, por lo que para el cálculo de la cinemática y la cinética debe implantarse un modelo biomecánico completo, como es el caso del Plug In Gate, por ejemplo.

- **SCoRE (Symmetrical Centre of Rotation Estimation):** Es un algoritmo de optimización que utiliza marcos de calibración funcionales entre un segmento primario y secundario para estimar el punto central de rotación. Es particularmente útil para proporcionar ubicaciones repetidas y precisas del centro de la articulación de la cadera [53].
- **SARA (Symmetrical Axis of Rotation Analysis):** Es un algoritmo de optimización que utiliza marcos de calibración funcionales entre un segmento primario y secundario para estimar el eje de rotación. Es particularmente útil para proporcionar ejes de articulación de rodilla precisos y repetibles [53].

Cabe anotar que, si bien son dos métodos distintos, se suelen utilizar en conjunto para complementar

aún más los resultados, aunque teniendo cuidado de las aproximaciones generadas. Esto último se puede notar en el caso del cálculo de las extremidades inferiores, donde según la teoría: el SCoRE puede producir una estimación significativa de las ubicaciones de los centros de las articulaciones de la cadera [53], algo muy significativo de cara a la implementación de un protocolo de marcadores, ya que nos permite utilizar dicho punto como un marcador virtual sin necesidad de crear molestias en el sujeto de estudio. Otras de las ventajas que presenta este método, es que no usa ningún tipo de correlación numérica o datos antropométricos estándares, sino que utiliza datos intrínsecos del sujeto de pruebas. Sin embargo, se debe tener cuidado con la implementación del SARA, puesto que los ejes que proporcione este último, pueden no ser muy precisos, esto en gran parte debido a la idealización de las articulaciones como pares de rotación esféricos [53].

De acuerdo con lo anterior, en este proyecto se utilizará el SCoRe para el cálculo del centro de la cadera, lo que nos dará la facilidad de determinar este sin necesidad de una transformación inicial. Luego, lo anterior implica que dicho centro de rotación sea único para todo instante de tiempo en coordenadas locales, aunque los segmentos implicados se encuentren en movimiento, es decir, que sea constante en función de dichos segmentos. Para tal efecto, se debe definir sistemas de coordenadas locales para cada sólido [38]. Todo lo anterior se resume en la siguiente expresión:

$$f_{SCoRE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i c_1 + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2 \quad (3.1)$$

Donde:

$c_1$  y  $c_2$ : corresponden a las coordenadas del centro de rotación de la articulación en el sistema de coordenadas local de cada segmento.

$(R_i, t_i)$  y  $(S_i c_2 + d_i)$ : corresponden a las transformaciones que permiten pasar de los sistemas de coordenadas locales a sistema de coordenadas global.

Lo anterior se muestra en la siguiente figura:

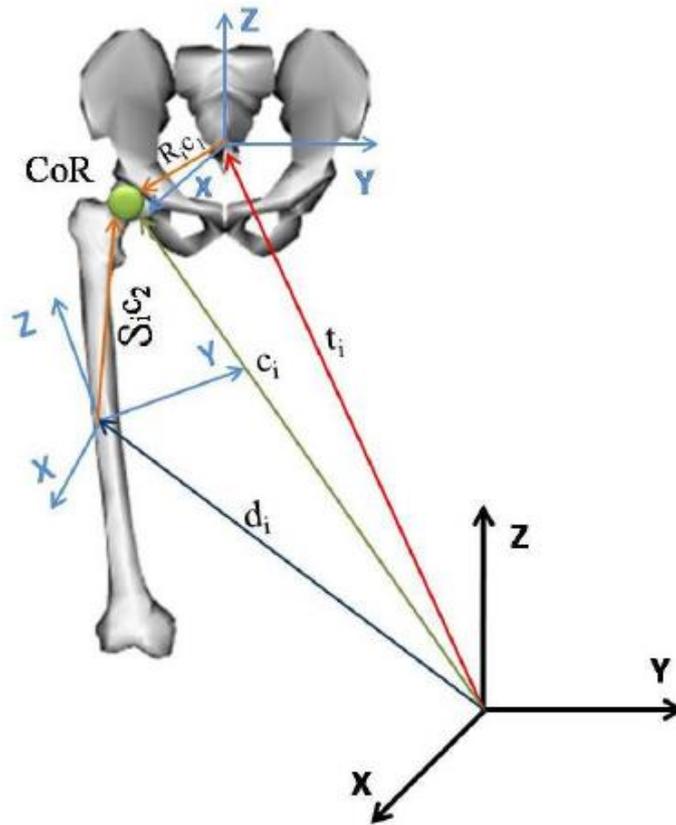


Figura 9. Esquema de las transformaciones necesarias para la implementación del método SCoRE aplicado al centro de rotación de la cadera (HJC). Tomada de [33]

Ya subsanado lo referente al centro de la cadera, deberemos buscar un método que nos proporcione más fiabilidad en cuanto al cálculo del eje de rotación de la rodilla, dicho método se enuncia a continuación.

### 3.3.2 Advanced Gait Workflow (AGW)

El eje instantáneo de rotación de la rodilla se calculará utilizando el método funcional AGW implementado por Vicon. Se trata de una mejora del método SARA, basado en el enfoque matemático OCST (Optimum Common Shape Technique) [54]. Luego, se decidió apoyarse en este, debido a la problemática planteada en apartado anterior, en cuanto a la imprecisión en el posicionamiento de los puntos del eje de rotación de la rodilla que se obtenían al realizar los cálculos en Matlab, utilizando el SARA convencional. Así pues, gracias al enfoque matemático OCST, el cual se encarga de promediar la forma para el conjunto de marcadores en cuestión, permitiendo utilizar disposiciones no rígidas de marcadores de acuerdo con los cálculos de SARA [54], se pueden obtener resultados muchos más acordes a la realidad.

Para este método también, Vicon ha implementado un protocolo denominado Plug In Gait Lower Body Ai Funcional [54] (para nuestro caso), por medio del cual se podrán realizar los cálculos de los ángulos de aducción, flexión y rotación de las articulaciones involucradas, sin necesidad obligada de la aplicación de un script de Matlab.

# 4. MATERIALES Y MÉTODOS EXPERIMENTALES

---

*Soy de las que piensan que la ciencia tiene una gran belleza.  
Un científico en su laboratorio no es sólo un técnico: también  
es un niño colocado ante fenómenos naturales que lo  
impresionan como un cuento de hadas.*

*- Marie Curie -*

Para la realización de las captaciones correspondientes al proyecto es necesario contar con el equipamiento y espacio adecuado para dicha labor. Es fundamental entonces tener conocimiento de las herramientas de las que disponemos, para así, poder desarrollar las metodologías y trazar el plan de acción para la puesta en marcha del protocolo; de esta manera garantizaremos que las pruebas realizadas lleguen a buen puerto. Luego, en este capítulo se describirán los procedimientos, herramientas y equipos, utilizados para la preparación de las captaciones correspondientes al análisis cinemático pretendido.

Una vez tengamos los equipos preparados y el laboratorio dispuesto, es momento de la realización de las captaciones de movimiento. Luego, al ser este un proyecto de carácter experimental, parte de los procedimientos utilizados para la consecución de los registros no aparecerán en la literatura, por lo que se entiende que uno de los objetivos de dicho proyecto sea el del análisis de la funcionalidad del protocolo.

Las capturas realizadas comprenderán pruebas de calibración y de movimientos específicos como lo son la marcha y el pedaleo. Estas pruebas que nos ayudaran a obtener los datos necesarios para la realización del análisis biomecánico pretendido para los movimientos mencionados. Los métodos utilizados para estas serán descritos en el presente capítulo.

## 4.1 Herramientas y Equipos

Las pruebas tanto para la calibración como para las etapas posteriores se realizaron en el Laboratorio de análisis de movimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación de la Universidad de Sevilla, por lo que las herramientas y equipos utilizados hacen parte de dichas instalaciones. A continuación, presentamos estos componentes.

### 4.1.1 Sistema de Cámaras

El Laboratorio de análisis de movimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación de la Universidad de Sevilla cuenta con 6 Vicon T010 y 6 Vicon Bonita B10, ambos modelos de cámaras infrarrojas, diseñadas específicamente para captación de movimiento usando tecnología de videogrametría. Estas cámaras reaccionan a cualquier elemento que produzca reflejo, por lo que al momento de la realización de las captaciones, se deben minimizar lo máximo cualquier tipo de fuente que pueda introducir reflejos indeseados.



*Figura 10. Cámara Vicon T010.*

Adicional a estas, se cuenta con dos cámaras de video Basler Ace, que nos permitirán monitorear la captación de una manera más cómoda, además de posteriormente detectar errores más fácilmente mediante el registro.



*Figura 11. Cámara de Video Basler Ace.*

Estas cámaras estarán posicionadas de la mejor manera, para la realización de captaciones, según la configuración ya establecida en laboratorio.



Figura 12. Distribución cámaras (inicio y final del pasillo de marcha).

Los datos de todas las cámaras se sincronizan a través de una estación de trabajo MX-GIGANET, que es el que se encuentra implementado en el laboratorio de biomecánica de la ETSI; que es el encargado de gestionar:

- 6 cámaras Vicon T010 de captación de movimiento.
- 6 cámaras Vicon Bonita B10 de captación de movimiento.
- 2 cámaras Basler Ace de captación de video.
- Marcadores reflectantes.
- 2 plataformas de fuerza AMTI Mini AMP MSA-6.

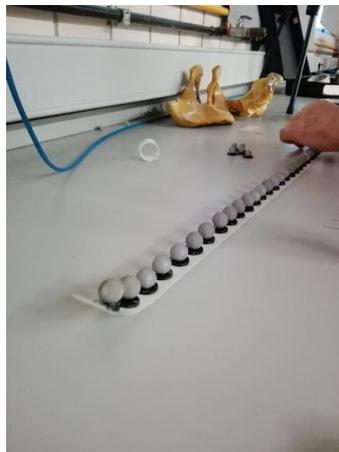


*Figura 13. Sistema Vicon-MX GIGANET.*

Cabe mencionar, que las cámaras Bonita B10 cuentan con su propia unidad, al igual que las plataformas de fuerza, por lo que deben activarse de manera independiente.

#### **4.1.2 Marcadores**

Son los objetivos de las cámaras de captación de movimiento; se trata de una bola cubiertas por una malla reflectante, para que las cámaras de captación de movimiento puedan detectarlos. Las dimensiones de los marcadores a utilizar serán de: máximo 20 mm de diámetro y aproximadamente 1 gramo de peso.



*Figura 14. Marcadores reflectantes.*

El número de marcadores que se utilicen dependerá del modelo de captación que se esté empleando, aunque puede variar también dependiendo de lo que se quiera obtener. Esto último, puesto que cada marcador tendrá una importancia que cambiará, de acuerdo con que tan involucrada esté su posición anatómica en el movimiento que se esté estudiando en la captación.

### 4.1.3 Pasillo de Marcha

Se trata de una pasarela montada en el laboratorio, para la realización de diferentes pruebas de captación. Dicha pasarela está compuesta por una serie de módulos, de los cuales, dos son plataformas de fuerza, que servirán para medir la carga generada al pisarlas. Para este proyecto, al ser un estudio dirigido al aspecto netamente cinemático, no tendremos que hacer uso de estas celdas más que para: obtener el peso de los sujetos de prueba y para ayudar a tener una referencia del punto de origen, dentro de la interfaz del software que se utilizará para el procesamiento de los datos. Esto último, se explicará más a detalle cuando definamos el protocolo para las captaciones.



*Figura 15. Pasillo de marcha del laboratorio de biomecánica de la Universidad de Sevilla.*

### 4.1.4 Servidor (Equipo de Cómputo)

Hablamos del equipo donde se gestionan todos los dispositivos externos que estén vinculados al proceso de captación, entiéndase por esto la gestión de las cámaras y celdas de carga. Luego, esta herramienta se convierte en el núcleo del proyecto, pues además es aquí donde se encuentra instalados el software donde se procesarán los datos obtenidos en las captaciones y por ende donde se almacenarán los resultados en primera instancia.

#### 4.1.5 Vicon Nexus

Se trata del software que se utilizará en este proyecto para la generación, procesado y postproceso de las captaciones realizadas en el laboratorio. Para este fin, el funcionamiento de este software se vale del sistema de captación de las cámaras de alta definición ubicadas en el laboratorio, las cuales poseen un anillo LED alrededor de su lente para emitir luz estroboscópica infrarroja, que veremos brillar en rojo oscuro cuando están encendidas. La luz se reflejará mediante marcadores específicos adjuntos al sujeto que se va a capturar [55].

Este software funciona bajo el sistema Vicon Motion System®, el cual se trata de un método predictivo que emplea la tecnología de sensores ópticos en conjunto con una serie de marcadores reflectantes. Estos último irán ubicados en zonas estratégicas del sujeto, de acuerdo con el protocolo que se te empleando. Todo esto permitirá la captura del movimiento mediante la implementación de las cámaras infrarrojas vistas anteriormente [38].

#### 4.1.6 Bicicleta para Captación

Como su nombre lo indica, será la bicicleta utilizada para la realización de las captaciones. Esta bicicleta estará estática en la posición idónea para la captura (en el foco de todas las cámaras), por lo que entonces estará montada sobre un rodillo de entrenamiento y un soporte para la rueda delantera, tal y como se muestra en la figura a continuación:



*Figura 16. Bicicleta para las captaciones.*

## 4.2 Toma de Medidas

En esta etapa preliminar de la prueba, se describe el tratamiento general que se les debe dar a los sujetos antes, durante y después de la realización de las capacitaciones. Con el fin de que estos se sientan lo más cómodos posible y que siempre tengan presente el motivo de las mediciones que se les están realizando:

### 4.2.1 Posicionamiento de Marcadores

Una vez que el sujeto se encuentre preparado, procederemos a ubicar la posición de los marcadores, dependiendo del protocolo que vayamos implementar en el momento. Para esta tarea nos valdremos de un rotulador, para señalar las posiciones antropométricas de cada marcador, razón obvia por la que como dijimos anteriormente, debemos contar con el consentimiento del sujeto.

Luego, esta etapa es crítica en nuestro protocolo, puesto que de una correcta ubicación de los puntos antropométricos que vayamos a ocupar, dependerá la calidad de los datos que obtengamos.

### 4.2.2 Medidas Antropométricas

De acuerdo con el protocolo que estemos utilizando, necesitaremos proporcionar ciertos datos antropométricos al software. Ya con las marcas de posicionamiento realizadas en el paso anterior, tendremos las referencias necesarias para la toma de las medidas correspondientes. Luego, el conjunto de protocolos de marcadores que manejamos, solo nos solicitaran las siguientes medidas antropométricas:

- Estatura: Para la toma de la estatura del sujeto, nos valdremos del metro del laboratorio. Solicitaremos entonces al sujeto que se pare de manera recta y procederemos a tomar la medida de la punta de la cabeza a los pies.
- Peso: Para tomar el peso, haremos uso de las plataformas de fuerza en el pasillo de marcha. Solicitaremos al sujeto que se ubique sobre una de ellas y acto seguido tomaremos el peso en Newtons, posteriormente haremos las conversiones pertinentes para pasar el dato a kilogramos.
- Longitud de Pierna: Tomamos esta medida para ambas piernas. El procedimiento a seguir es: con la ayuda de la marca de la espina iliaca anterosuperior, tomamos la cinta métrica y nos vamos desde ahí hasta la marca del maléolo medial pasando por el centro de la rodilla.
- Ancho de la Rodilla: Para esta medida, utilizamos el calibrador y medimos a partir de la marca del cóndilo lateral hasta la del cóndilo medial de la rodilla.
- Ancho tobillo: Similar a la medida anterior, utilizamos de nuevo el calibrador y medimos entre la marca del maléolo lateral y el maléolo medial del tobillo.

Nota: Cabe aclarar que todas las medidas longitudinales se deben dar en milímetros.

### 4.3 Plug In Gate Lower Body

El Plug In Gait Lower Body Ai, es un protocolo proporcionado por el software de captación Vicon Nexus, el cual, como su nombre lo indica trata la parte del tren inferior. Se trata del protocolo en cual se basa nuestro modelo para el ciclismo, sirviéndonos además para la realización de comparativas de la funcionalidad de este. Es utilizado para capturas y cálculos cinemáticos, que involucren dichas partes del cuerpo; de ahí que sea un protocolo tan utilizado para el análisis de marcha, aunque es posible utilizarlo para varias actividades de tren inferior, dependiendo de las mediciones que se pretendan realizar. Esto es:

Output	Description
Kinematics:	
Angles	
AbsAnkleAngle	The angle between the AJC to KJC vector and the AJC to TOE vector.
AnkleAngles	Relative. The angles between the shank and the foot.
FootProgressAngles	Absolute. The angles between the foot and the global coordinate system.
HipAngles	Relative. The angles between the pelvis and the thigh.
KneeAngles	Relative. The angles between the thigh and the shank.
PelvisAngles	Absolute. The angles between the pelvis and the laboratory coordinate system.

Tabla 1. Listado de posibilidades de análisis cinemáticos para el Plug In Gate Lower Body Ai. Tomado de [52]

La tabla anterior nos muestra las mediciones que podemos realizar a nivel cinemático, utilizando el protocolo Plug In Gait Lower Body Ai. Cabe mencionar que este también se puede utilizar para la realización de mediciones de carácter dinámico, entre otras [52]. Sin embargo, para el objetivo de este trabajo, no se abundará en éstas, y nos centraremos en el aspecto netamente cinemático.

#### 4.3.1 Marcadores para el PIG Lower Body

La distribución de marcadores que podemos observar en el Plug In Gait Lower Body Ai, está basada en el modelo Newington-Helen Hayes. Luego, la principal diferencia con este último tiene que ver con la adición de algunos marcadores en la pelvis, con el fin de optimizar las mediciones en esta zona; dichos marcadores serán el sacro (SACR) o los marcadores de la espina iliaca posterosuperior (RPSI y LPSI) [52].

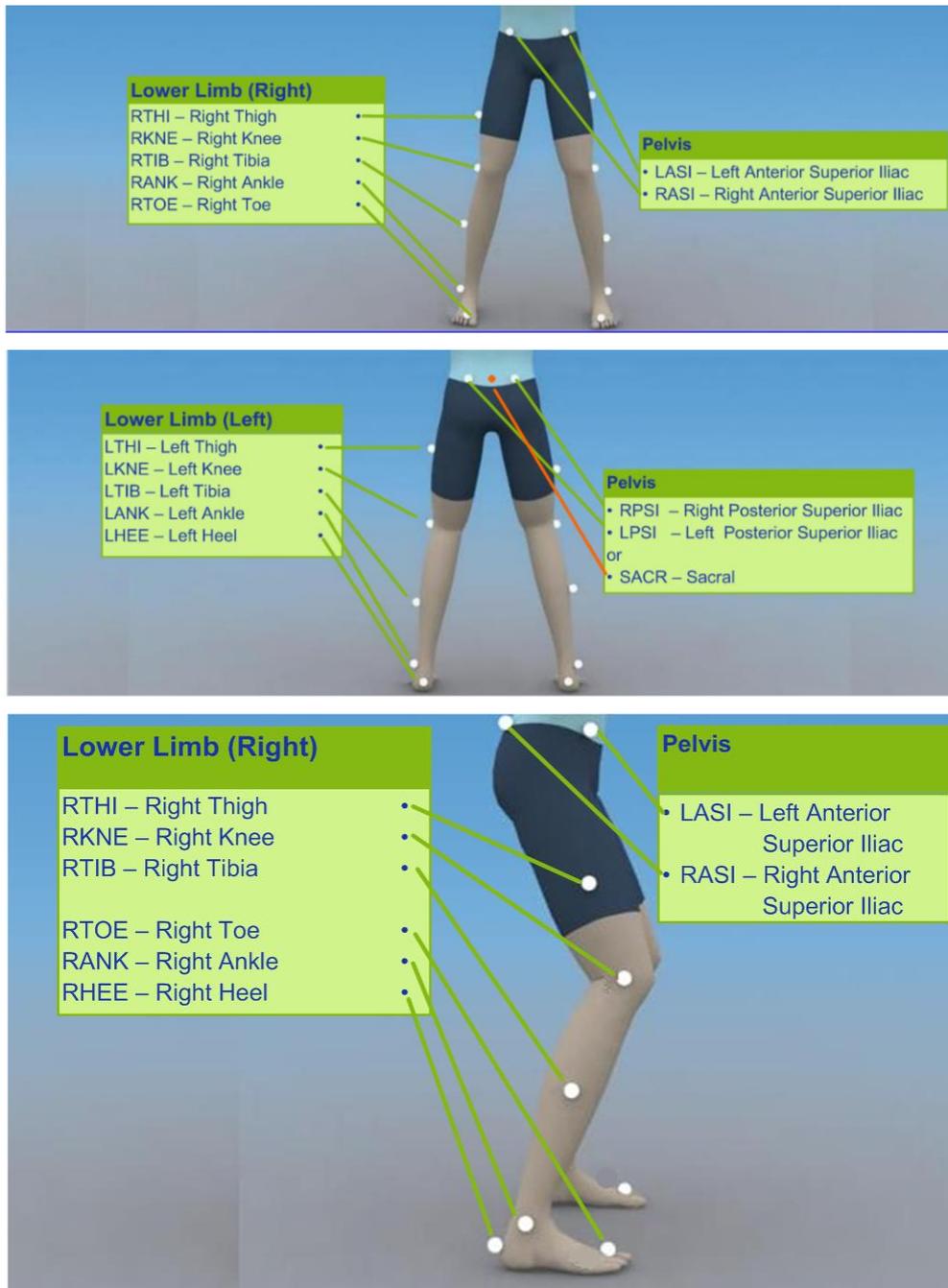


Figura 17. Configuración de marcadores del Plug In Gate Lower Body Ai. Tomada de [52]

Las figuras anteriores, nos muestran la distribución de los marcadores sobre el cuerpo del sujeto; cómo podemos ver se emplean dos marcadores por cada segmento que se desea estudiar excepto en la pelvis, donde se emplean 3 o 4 marcadores, dependiendo de la configuración que se elija, esto es:

Pelvis	LASI, RASI, LPSI, RPSI, (SACR)
Muslo y Pierna	RTHI, RKNE, LTHI, LKNE
Pies	LANK, LTOE, LHEE, RANK, RTOE, RHEE

*Tabla 2. Distribución de marcadores del Plug In Gate Lower Body Ai de acuerdo con los 4 segmentos del modelo.*

Podemos ver que las primeras letras de cada etiqueta de marcadores están asociadas con el tipo de extremidad donde va posicionada, siendo L para la pierna izquierda y R para la derecha. Luego, también podemos apreciar que Plug In Gate se corresponde con nuestro modelo biomecánico, al contar con 7 segmentos y 6 articulaciones.

No obstante, para efectos de este proyecto se utilizará la configuración del Plug In Gate Lower Body referente a la utilización de los marcadores de la espina iliaca posterosuperior (LPSI y RPSI). Dicha configuración calculara el centro posterior de la cadera por medio la distancia entre centros de estos. Si utilizáramos el marcador del sacro (SACR), lo que haríamos seria colocar físicamente dicho punto, haciendo que el Plug In Gate solo tenga que identificarlo como tal. Luego, la primera opción presenta una ventaja, y es que al complementarse con los marcadores de la espina iliaca anterosuperior (RASI y LASI), es posible reconstruir la posición de alguno que llegase a perderse en la captación, calculando un marcador virtual con la referencia de los tres marcadores restantes.

#### **4.3.2 Plug In Gait Lower Body Ai Funcional**

Se trata de una variante del Plug In Gait Lower Body implementada por Vicon, utilizada generalmente para el análisis en marcha. El Plug In Gait Lower body Ai Funcional, es un protocolo rediseñado para trabajar en tren inferior con el método AGW (Advanced Gate Workflow); cuenta con 4 marcadores adicionales a los 16 del Plug In Gait Lowe Body, que son utilizados para definir los segmentos independientes del muslo y la tibia, para el procesamiento de SARA. Luego, estos marcadores adicionales de los que hablamos corresponderán a las etiquetas RTHIA - LTHIA (parte anterior del muslo derecho e izquierdo respectivamente), y RTIBA – LTIBA (tuberosidad tibial, parte anterior de la tibia derecha e izquierda respectivamente). Los primeros combinarán con los marcadores tipo THI y KNE, y los segundos con los tipos TIB y ANK, para forma los segmentos OCST para ambas piernas.

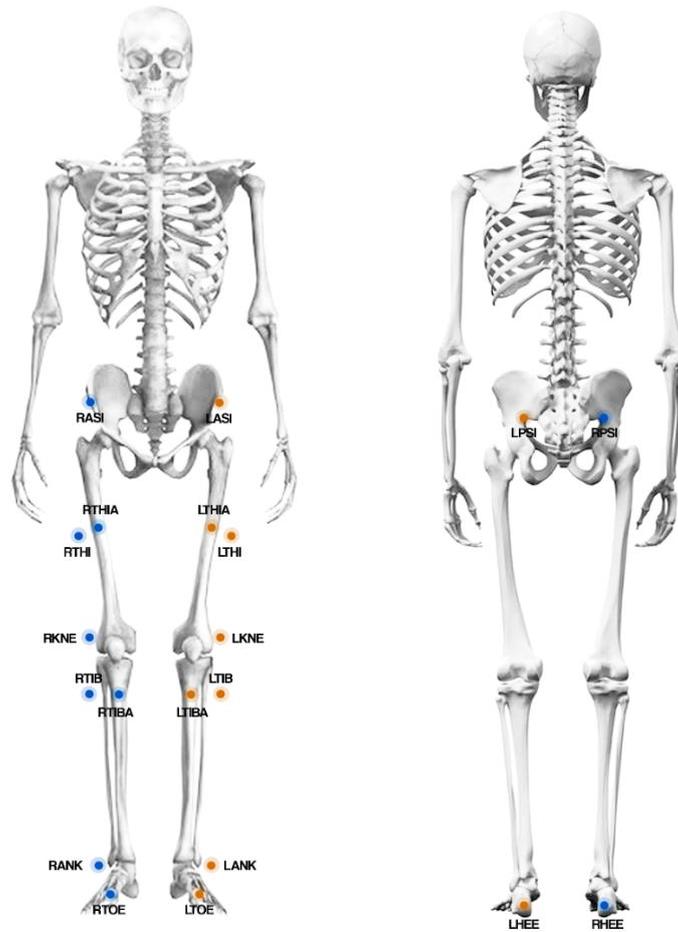


Figura 18. Volumen de marcadores para el Plug In Gait Lower body Ai Functional.

La figura anterior nos muestra la distribución de marcadores de este protocolo, pudiendo apreciar la ubicación de los marcadores adicionales tipo THIA y TIBA. Se debe tener en cuenta que, aunque estos son marcadores que no precisan de una ubicación estrictamente específica, es necesario posicionarlos de tal manera que se siga una relación geométrica sólida con los marcadores de combinación mencionados anteriormente, esto, para asegurar que los segmentos del OCST queden estables y bien definidos, tal y como se muestra en la figura.

Pelvis	LASI, LPSI, RASI, RPSI
Muslo y Pierna	LTHIA, LTHI, LKNE, LTIB, LTIBA, RTHIA, RTHI, RKNE, RTIB, RTIBA
Pies	LANK, LTOE, LHEE, RANK, RTOE, RHEE

Tabla 3. Distribución de marcadores del Plug In Gait Lower body Ai Functional de acuerdo con los 4 segmentos del modelo.

## 4.4 Protocolo del Proyecto

Como ya debemos saber, el protocolo de marcadores es una de las herramientas de medición más importantes con las que contamos. De la configuración que elijamos dependerán el comportamiento de los resultados y la precisión con que se ubiquen los marcadores en los puntos anatómicos determinados será directamente proporcional a la fiabilidad de los datos. En este apartado podremos observar el protocolo utilizado para la medición del movimiento, como también otras configuraciones utilizadas en dicho proceso.

### 4.4.1 Distribución de Marcadores del Proyecto

El protocolo de marcadores desarrollado en este trabajo se basó en el protocolo Plug In Gait, el cual está compuesto como vimos por los sólidos: pelvis, muslos, piernas y pie. A dicho protocolo lo denominaremos "Protocolo Ciclismo".

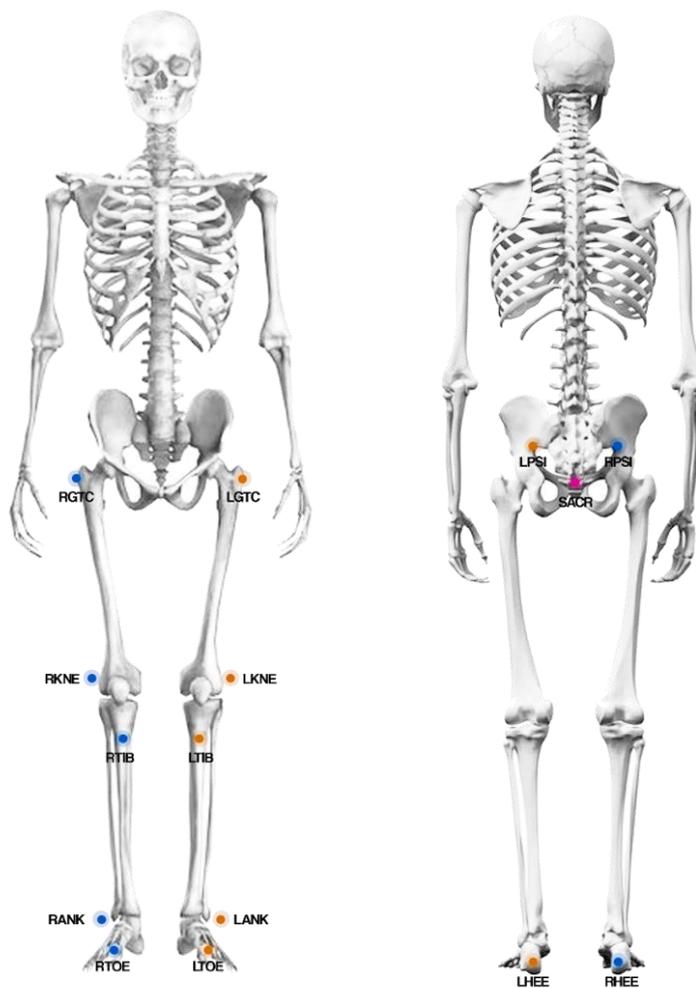


Figura 19. Volumen de marcadores para el Protocolo Ciclismo.

La figura anterior nos muestra un esquema de la distribución de marcadores para el Protocolo Ciclismo, podemos observar que en comparación con el Plug In Gate se modificó el número de marcadores de tal manera que se encuentren los suficientes para definir cada solido existente en el tren inferior, de acuerdo con la posición que se adopta en él pedaleo, lo que ayudará a reducir costos computacionales en el procesado y postprocesado, además de reducir el porcentaje de error en los cálculos: puesto que a menor número de marcadores menor posibilidad de fallos. Luego, tendremos un total de 15 marcadores para este protocolo, los cuales irán clasificados de acuerdo con cada segmento de la siguiente manera:

Pelvis	LPSI, RPSI, SACR
Muslo y Pierna	RGTC, RKNE, RTIB, LGTC, LKNE, LTIB
Pies	LANK, LTOE, LHEE, RANK, RTOE, RHEE

*Tabla 4. Distribución de marcadores del Protocolo Ciclismo de acuerdo con los 4 segmentos del modelo.*

Comparando nuevamente con el Plug In Gait Lower Body, podemos apreciar que se omitió la utilización de los marcadores referentes a las espinas iliacas anterosuperiores (LASI y RASI), y en su lugar se optó por la implementación de marcadores en los trocantes (LGTC y RGTC). Esto puesto que los dos primeros tienden a desaparecer del foco de las cámaras en el momento en que el sujeto adopta la posición de pedaleo debido principalmente al pliegue de la piel en dicho instante, por lo que se hace poco practica su utilización. Por su parte, los trocantes nos ofrecen una visibilidad privilegiada cuando el sujeto se encuentra en posición de pedaleo debido a su ubicación sagital, lo que hace que facilita el modelado los segmentos relacionados y del espectro generad por el ciclo de pedaleo.

#### **4.4.2 Colocación de Marcadores**

Este punto es posiblemente la etapa más crítica del proceso de captación y del proyecto en general, esto puesto que, una mala colocación de estos alteraría de manera significativa la calidad de los resultados obtenidos. Por esta razón hay que ser lo más cuidados posible y tener ya cierta experiencia en este procedimiento.

Para la colocación de los marcadores nos valdremos de una cinta doble cara especial de Vicon. Esta cinta es mucho más resistente que la cinta doble cara convencional y proporciona una adherencia mucho mejor, sobre todo sobre la piel y las mallas de neopreno o material deportivo. Adicional a esta, también podemos utilizar kinesio tape (vendaje muscular), que son cintas especiales para el tratamiento de lesiones en atletas; esta cinta nos viene bien cuando el sujeto de prueba tiende a sudar más de lo normal. Luego, se deben tener preparados previamente los marcadores con las cintas a utilizar para posteriormente pegarlos sobre las marcas puestas en el sujeto.

A continuación, se describirá el proceso de ubicación de los puntos anatómicos donde irán los marcadores del "Protocolo Ciclismo":

- RPSI y LPSI: Se refieren a los marcadores que van ubicados en las espinas iliacas posterosuperiores. Con el sujeto en posición recta, nos ubicamos en la parte posterior de este y abrazamos con las manos la parte superior de la cadera, luego, empezamos a buscar con los pulgares en dirección medial dos agujeros.

- SACR: Corresponde al sacro, este marcador se encuentra aproximadamente a tres dedos de la línea horizontal generada por los marcadores RPSI y LPSI. Debido a la incomodidad que puede causar este marcador en los sujetos y la variación que puede existir en su posicionamiento en función de estos, se colocará ligeramente por encima de la línea interglútea.
- RGTC y LGTC: Son las etiquetas de los marcadores correspondientes a los trocantes del fémur. Nos ubicamos en la parte posterior del sujeto y con este en posición recta, le indicamos que exteriorice lateralmente la cadera hacia el lado en el que queremos ubicar el marcador en ese momento. Una vez en esta posición empezaremos a buscar con el pulgar la protuberancia que más sobresalga en el fémur, teniendo cuidado, puesto que esta es una zona donde no hay mucho músculo, por lo que se puede generar dolor e incomodidad muy fácilmente. Cuando hayamos encontrado dicha protuberancia, le indicaremos al sujeto que esconda la cadera y la exteriorice en dirección lateral repetidamente; sin quitar el pulgar del punto, notaremos como nuestro pulgar se hunde cuando el sujeto esconde la cadera y se levanta al exteriorizarla.

Debido a lo engorroso que puede resultar la ubicación de estos marcadores, se recomienda dejarlos los últimos.

- RKNE y LKNE: Son las etiquetas de los marcadores del lateral de la rodilla, para su ubicación le pediremos al sujeto que tome asiento en un lugar donde las piernas queden suspendidas. Luego, con el dedo pulgar sobre la línea de articulación posterior de la rodilla, vamos siguiéndola en dirección el plano lateral hasta ubicar un agujero, después de tener localizado este punto, subimos un poco y encontraremos una protuberancia. Para asegurarnos de que el punto es el correcto, le pedimos al sujeto que realice movimientos de flexión de rodilla, mientras tenemos el dedo pulgar sobre dicho punto. Si la ubicación es correcta, notaremos como nuestro pulgar se hunde cuando el sujeto extiende y como se levanta cuando el sujeto flexiona.
- RTIB y LTIB: Corresponden a los marcadores de la parte externa de la tibia. Según la experiencia en las pruebas de laboratorio, este marcador puede ubicarse en cualquier punto en la zona, debido a que en esta área no se producen cambios significativos con el movimiento. Básicamente su posición dependerá de la estatura del sujeto; entre más bajo sea más arriba debe ir el marcador y viceversa, esto más que todo en consecuencia por la disposición de las cámaras en el laboratorio, puesto que de esta manera se notó que garantiza la menor cantidad de pérdidas en este marcador. Como recomendación, sugerimos colocar dicho marcador no muy lejos del centro de la tibia, esto último para conservar una estética lógica en el escalado del modelo.
- RANK y LANK: Estas etiquetas corresponden a los marcadores del maléolo lateral del tobillo. Su ubicación es sencilla y consiste en, con el sujeto en posición erguida, localizar dicho maléolo y encontrar la protuberancia que más sobresalga.
- RHEE y LHEE: Son los marcadores de los talones; para localizarlos, nos ubicamos en la parte posterior del cuerpo del sujeto (con este erguido) y con los pulgares palpamos la zona del talón, buscando el área donde termina el músculo y empieza el hueso. Una vez la encontremos, colocamos el marcador lo más centrado posible.
- RTOE y LTOE: Corresponden a los marcadores de los dedos del pie; su ubicación es simple, y solo involucra colocar los marcadores entre los tendones del segundo y el tercer dedo del pie, procurando que quede a la misma altura del marcador del talón (RHEE y LHEE).

## 4.5 Protocolo de Reconstrucción del Proyecto

El protocolo de reconstrucción es la parte encargada de obtener la cinemática del movimiento, reconstruyendo los segmentos involucrados a partir de la posición de los marcadores. Para nuestro caso particular, la reconstrucción del tren inferior del cuerpo humano. A continuación, se describe el protocolo de reconstrucción utilizado en el proyecto:

### 4.5.1 Pelvis

La posición y orientación de la pelvis fue definida usando 2 marcadores situados en las espinas iliacas posterosuperiores y un marcador en el sacro, evitándose los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores. El eje lateralmedial se definió como la dirección entre los marcadores colocados en las espinas iliacas. Para el eje anteroposterior, se usó la normal de un plano formado por los tres marcadores. El eje que falta, el craneocaudal se calculó como el producto vectorial de los dos ejes obtenidos anteriormente. El centro de la pelvis se definió como el punto medio que hay entre los marcadores situados en las espinas iliacas posterosuperiores.

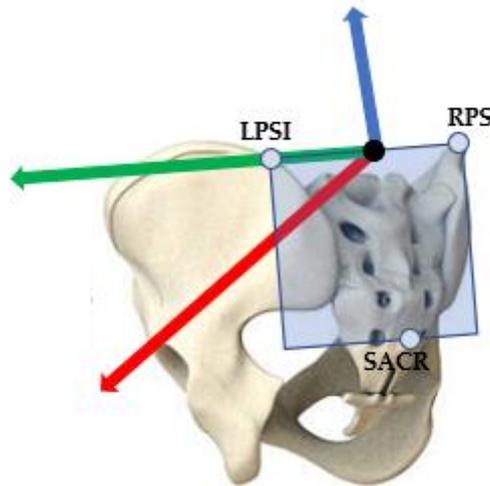


Figura 20. Sistema de coordenadas para la pelvis.

Y	Desde RPSI a LPSI
X	Normal al plano formado por RPSI, LPSI y SACR
Z	Producto vectorial entre

Tabla 5. Definición del sistema de coordenadas para la pelvis.

## 4.5.2 Muslo

Para el modelado del muslo, se sustituyó el marcador que se encontraba en la zona adiposa de este por un marcador localizado en el trocánter mayor. Para definir los ejes anatómicos del muslo se usaron los marcadores virtuales que definen el centro de la cadera y el eje de rotación de la rodilla, obtenidos por medio de los métodos funcionales SCoRE y SARA. El eje craneocaudal se obtuvo como la dirección existente entre el centro de la cadera (HJC) y el centro de la rodilla (KJC). El eje anteroposterior, se calculó como la normal al plano formado por el marcador colocado en el trocánter mayor, el marcador localizado en el epicóndilo lateral y el centro de la cadera. El eje lateralmedial se obtuvo a partir del producto vectorial de los dos anteriores ejes calculados.

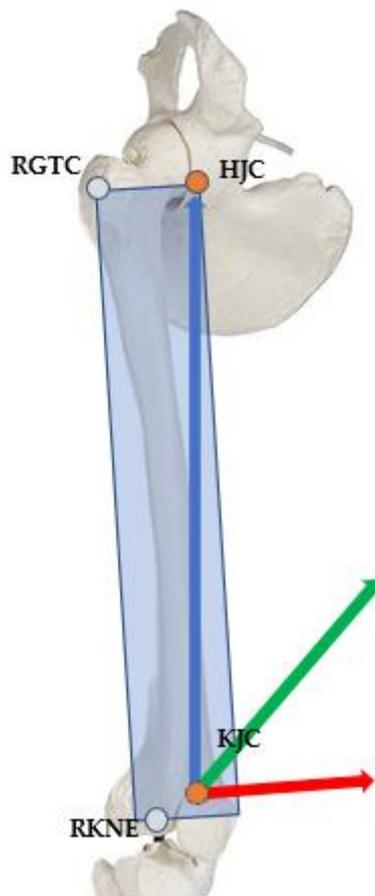


Figura 21. Sistema de coordenadas para el muslo.

Z	Desde KJC a HJC
X	Normal al plano formado por RGTC, HJC y RKNE
Y	Producto vectorial entre X y Z

Tabla 6. Definición del sistema de coordenadas para el muslo.

### 4.5.3 Pierna

Para la pierna, se modificó la posición del marcador situado en una zona adiposa por un marcador localizado en la tuberosidad tibial. Para el modelado de la pierna se hizo de los marcadores virtuales referentes al centro de la rodilla (KJC) y al centro del tobillo (AJC), calculado mediante datos antropométricos. Para el eje craneocaudal de la pierna se calculó la dirección definida por los centros de rodilla y tobillo. Para el eje anteroposterior, se usó la normal al plano formado por el eje de rotación de la rodilla y por el marcador situado en el maléolo lateral. El eje lateralmedial se obtuvo a partir del producto vectorial de los ejes ya calculados.

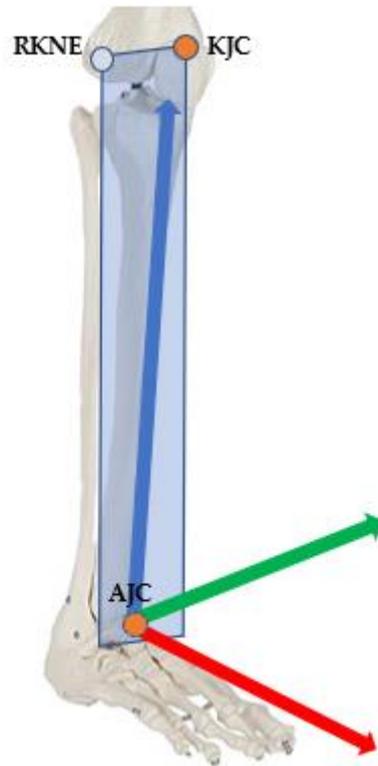


Figura 22. Sistema de coordenadas para la pierna.

Z	Desde AJC a KJC
X	Normal al plano formado por RKNE y KJC
Y	Producto vectorial entre X y Z

Tabla 7. Definición del sistema de coordenadas para la pierna.

#### 4.5.4 Pie

Para el modelado de los ejes anatómicos del pie, se usará una orientación de ejes distintas a lo que se ha usado en los sólidos anteriores. Para este caso el eje craneocaudal estará formado por la dirección definida por el marcador del calcáneo y del pie. El eje anteroposterior se determina a partir de la normal al plano formado por el centro del tobillo (AJC), el marcador del calcáneo y el marcador del pie. El eje lateralmedial se calcula a partir del producto vectorial de los ejes anatómicos que ya se han calculado.

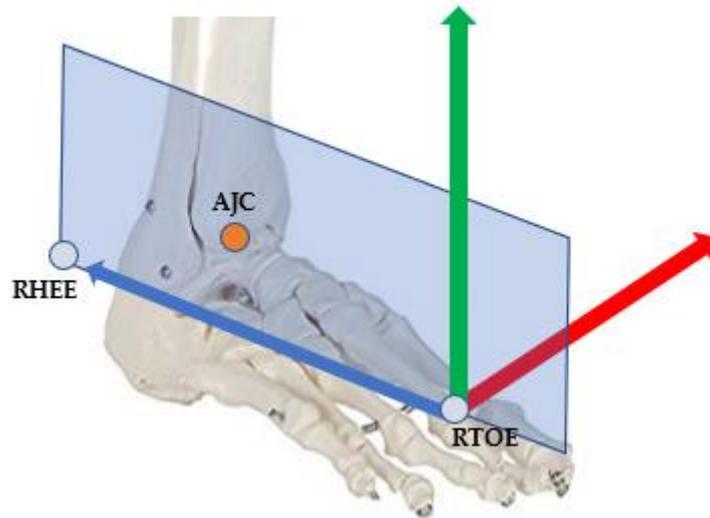


Figura 23. Sistema de coordenadas para el pie.

Z	Desde RHEE a RTOE
X	Normal al plano formado por RHEE, RTOE y AJC
Y	Producto vectorial entre X y Z

Tabla 8. Definición del sistema de coordenadas para el pie.

## 4.6 Otros Protocolos Utilizados

Además del protocolo de reconstrucción enunciado en el apartado anterior, para la calibración del nuestro modelo será necesaria la implementación de otros protocolos, cuyas configuraciones irán de acuerdo con la necesidad que se quiera subsanar en cuanto a la puesta a punto del protocolo del proyecto. Cabe anotar que, cada uno de estos protocolos siguen la línea de estar basado en el Plug In Gate.

Luego, el objetivo de estos protocolos de calibración consistirá en la determinación de los centros de las articulaciones de la cadera y del tobillo, y del eje de rotación instantáneo de la rodilla. Estas calibraciones nos ayudarán a obtener dichos centros de manera intrínseca al sujeto y no mediante correlaciones numéricas o aproximaciones antropométricas. La correcta determinación de estos puntos es de suma importancia debido a que pequeños errores en su determinación provocan grandes desajustes en los rangos de movimientos de las articulaciones.

### 4.6.1 Protocolo para la Calibración del Tobillo

El objetivo principal de este protocolo es la determinación del centro del tobillo. Para esta calibración el sujeto permanece en posición anatómica y estática. Gracias a los marcadores colocados en la zona lateral y medial de los maléolos de ambas piernas, es posible determinar de manera precisa el centro del tobillo. Luego, este protocolo hace uso de marcadores colocados en la zona medial de rodilla y tobillo, por lo que lo denominaremos como: "Protocolo Marcadores Medial".

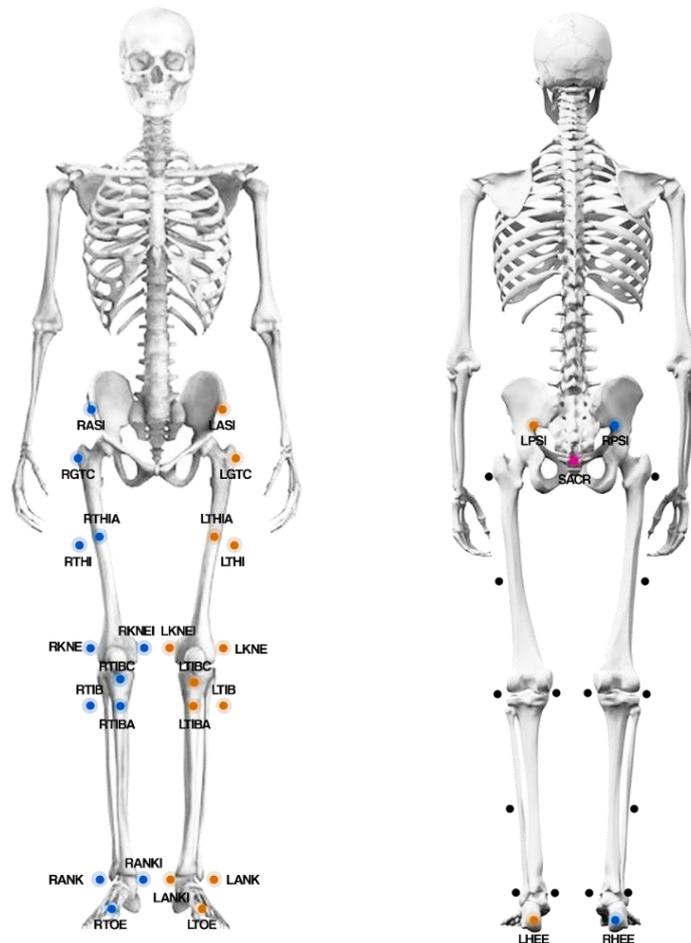


Figura 24. Volumen de marcadores para el Protocolo Marcadores Medial.

En la figura anterior podemos observar la distribución de los 29 marcadores que forman parte de este protocolo, cuya función es la de obtener con precisión la orientación de la línea que une los maléolos medial y lateral, con el objetivo de situar en esta línea a una distancia igual a la mitad del ancho del tobillo respecto al marcador del maléolo lateral, el centro del tobillo. Esto nos ayudará a obtener con mayor precisión y veracidad los ángulos de dorsiflexión, e inversión del tobillo.

Pelvis	LASI, LPSI, RASI, RPSI, SACR
Muslo y Pierna	LGTC, LTHIA, LTHI, LKNE, LKNEI, LTIBC, LTIB, LTIBA, RGTC, RTHIA, RTHI, RKNE, RKNEI, RTIBC, RTIB, RTIBA
Pies	LANK, LANKI, LTOE, LHEE, RANK, RANKI, RTOE, RHEE

Tabla 9. Distribución de marcadores del Protocolo Marcadores Medial de acuerdo con los 4 segmentos del modelo.

Luego, de acuerdo con la Figura 24 y la Tabla 9, podemos ver algunos marcadores adicionales a los ya descritos en el “Protocolo Ciclismo”. Estos marcadores son:

- RASI y LASI: Son los marcadores que van ubicados en las espinas iliacas anterosuperiores; para ubicarlos debemos indicarle al sujeto que permanezca en posición recta y acto seguido, empezaremos a palpar la zona lateral de la cadera yéndonos en dirección medial, hasta encontrar el pico que más sobresalga.
- RTHI y LTHI: Se refieren a los marcadores de la parte lateral del muslo; para ubicarlos le indicaremos al sujeto que se coloque en posición recta, extendiendo los brazos y pegándolos al cuerpo lateralmente. Luego, en esta posición los brazos llegaran al costado del muslo y pondremos las marcas debajo del dedo medio de la mano del sujeto.
- RTHIA y LTHIA: Son los marcadores ubicados en la parte anterior del muslo. En la misma posición anterior, le indicaremos al sujeto que ahora ubique sus brazos igualmente extendidos en la parte anterior del cuerpo, sin despegarlos de este y ubicando las manos de manera simétrica aproximadamente en la mitad del muslo. Ahora, procederemos a ubicar los marcadores debajo del del dedo medio de la mano.
- RKNEI y LKNEI: Se refieren a los marcadores ubicados en la parte medial de la rodilla; su localización es similar a la anterior, solo que esta vez en lugar de buscar el agujero en dirección externa, lo haremos en dirección al plano medial. Encontramos el agujero, subimos un poco para ubicar la protuberancia y hacemos la prueba de flexión de rodilla para cerciorarnos.
- RTIBC y LTIBC: Son los marcadores referentes a la tuberosidad tibial, su ubicación es de las más sencilla. Con el sujeto en posición erguida, nos iremos hacia la zona donde inicia la tibia (después de la rodilla) y buscaremos en la parte posterior la protuberancia que más sobresalga. Para el caso del Plug In Gate Lower Body Ai, estos marcadores se etiquetarán como RTIBA y LTIBA.
- RTIBA y LTIBA: Se refieren a los marcadores en la parte anterior de la tibia. La metodología empleada para su ubicación es la misma que para el caso previo, compartiendo también las mismas consideraciones; lo único que cambiará será la zona de tratamiento.

- RANKI y LANKI: Se refieren a los marcadores del maléolo medial del tobillo. Su ubicación es idéntica a la de los marcadores anteriores, pero como es obvio cambiando de maléolo.

#### 4.6.2 Protocolo para la Calibración del Modelo de Ciclismo

Es un protocolo creado en base al Plug In Gait Lower Body Ai Funcional, con el objetivo de poder utilizar el método funcional AGW en conjunto con el protocolo de ciclismo de este proyecto. Para mayor facilidad, será denominado de aquí en adelante como: "Protocolo Calibración Ciclismo". Consiste básicamente en adicionar tres marcadores a la configuración del Plug In Gait Lower Body Ai Funcional, estos marcadores son el sacro (SACR) y los dos trocantes (RGTC y LGTC).

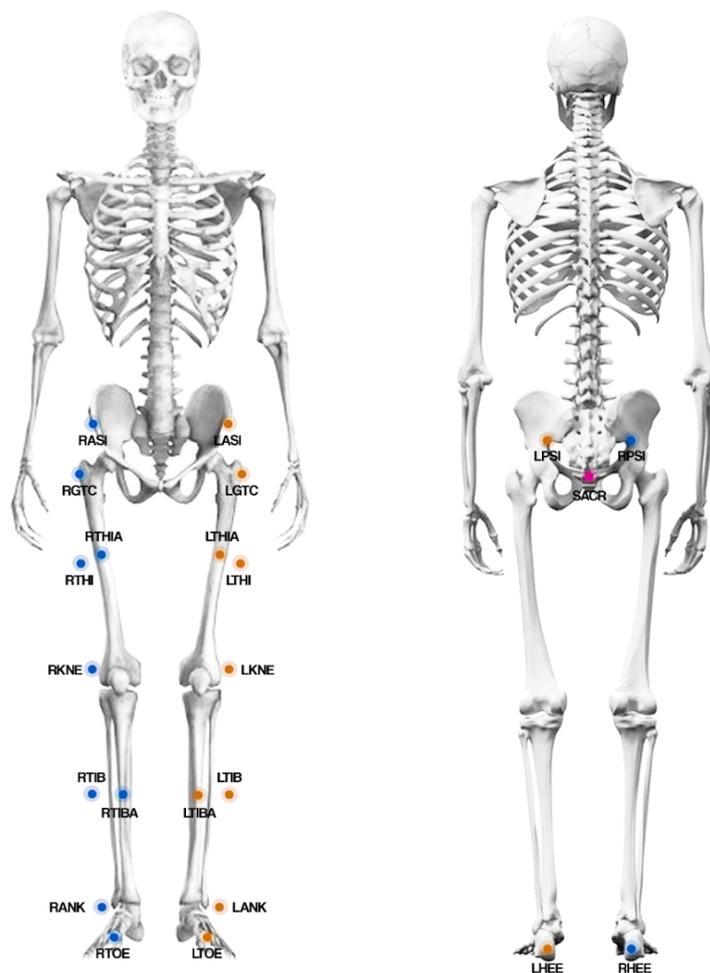


Figura 25. Volumen de marcadores para el Protocolo Calibración Ciclismo.

La figura anterior muestra la distribución de los marcadores del protocolo en cuestión. Luego, las etiquetas de los marcadores para este protocolo y su localización serán exactamente iguales a las del Plug In Gate Lowe Body Ai Funcional, sumando los tres marcadores mencionados anteriormente.

Pelvis	LASI, LPSI, RASI, RPSI, SACR
Muslo y Pierna	LGTC, LTHIA, LTHI, LKNE, LTIBC, LTIB, LTIBA, RGTC, RTHIA, RTHI, RKNE, RTIBC, RTIB, RTIBA
Pies	LANK, LTOE, LHEE, RANK, RTOE, RHEE

Tabla 10. Distribución de marcadores del Protocolo Calibración Ciclismo de acuerdo con los 4 segmentos del modelo.

## 4.7 Capturas para Marcha

La metodología que se utilizará en este proyecto para las captaciones de marcha compara un protocolo ya existente como los es el Plug In Gait, con uno experimental que será nuestro Protocolo de Ciclismo. La finalidad entonces de esta sesión será la de comprobar la funcionalidad y versatilidad de nuestro modelo. Esto puesto que, el diseño de este último se basa en el protocolo Plug In Gait para marcha. Además de resultar interesante la comparación de estos dos tipos de actividades físicas.

Después de haber puesto a punto los equipos de laboratorio, de haber informado a nuestro sujeto de pruebas y de haber realizado las sesiones de calibración descritas en el apartado anterior, procederemos entonces a preparar la realización de las pruebas de marcha, que estarán conformadas por una serie de captaciones estáticas y dinámicas. Luego, los pasos para lo anterior se describirán a continuación:

### 4.7.1 Captaciones Estáticas

Las captaciones estáticas sirven para referenciar el cuerpo del sujeto en una posición estacionaria conveniente según el método funcional que vayamos a utilizar, permitiendo así la estimación de los centros de masa de cada segmento y los centros de rotación de las articulaciones involucradas.

Para la realización de estas: se hará registro del sujeto en posición anatómica estándar y se utilizarán tanto el Plug In Gait LowerBody como el "Protocolo Ciclismo", para su posterior comparativa.

### 4.7.2 Captaciones Dinámicas

Se tratan, como su nombre lo indica, de captaciones en movimiento del sujeto, en este caso en particular, del sujeto en marcha. Este tipo de capturas nos ayudarán a analizar la funcionalidad de nuestro Protocolo Ciclismo, comparándolo con los resultados obtenidos al postprocesar las mismas trials con el Plug In Gate Lower Body Ai.

Para empezar con estas pruebas, debemos tener al sujeto preparado con la distribución de marcadores del Plug In Gate Lowe Body Ai. Cuando tengamos todo preparado, le indicaremos al sujeto que se ubique en cualquiera de los extremos al largo del pasillo de marcha (el extremo que se elija será indiferente) y luego le pediremos que comience a caminar de un extremo a otro, teniendo cuidado de pisar con la pierna derecha una plataforma de fuerza y al siguiente paso, pisar con la izquierda la otra plataforma de fuerza. Para esta labor, las plataformas en mención están acomodadas de forma estratégica, una más a la izquierda y la otra más a la derecha.

Al momento de tomar las capturas, debemos estar muy pendientes, puesto que cada trial se debe tomar por lo menos 3 segundos antes de que el sujeto pise la primera plataforma y finalizarla por lo

menos 3 segundos después de que haya pisado la segunda, por lo que debe haber cierto nivel de concentración y coordinación entre ambas partes.

## **4.8 Capturas para Ciclismo**

A diferencia de las anteriores, en las captaciones para ciclismo se utilizará solo el “Protocolo Ciclismo”, esto puesto que, para este tipo de mediciones, no existe otro modelo de referencia que podamos utilizar, como era el caso del Plug In Gate Lower Body Ai en marcha. Luego, se puede decir que este procedimiento es pionero en su área y que no dependerá exclusivamente del postprocesado de Vicon Nexus.

Como se puede intuir, las pruebas se realizarán sobre una bicicleta, que estará equipada con un rodillo de entrenamiento y un odómetro; además se incorporará un elemento adicional al equipo del sujeto, el cual corresponderá a unas zapatillas automáticas de ciclismo. Así, a lo largo del procedimiento de captación, se irán teniendo en cuenta ciertas variables que pudieran alterar de alguna manera los resultados de las mediciones. Luego, al igual que para el protocolo de marcha, se deben realizar las pruebas de calibración descritas; aunque es indiferente si se realizan antes o después, se recomienda hacerlas antes, sobre todo para este caso en particular, puesto que: implica mayor actividad física y la sudoración es un factor no deseado, debido a que los marcadores se pueden mover e incluso despegar. Además de esto, la colocación de marcadores adicionales necesarios para las sesiones de calibración se hará más difícil.

De manera similar a lo planteado en marcha, para las pruebas de ciclismo se implementarán captaciones de tipo estático y dinámico.

### **4.8.1 Captación Estática Convencional**

Como ya hemos visto, en la mayoría de los protocolos para análisis de movimiento la captación estática sigue el mismo patrón de posicionamiento (posición anatómica estándar). Luego, de acuerdo con lo anterior, podríamos catalogar este tipo de captaciones como “convencionales”, de acuerdo con la teoría.

Para el caso del ciclismo, este tipo de trial persigue los mismos objetivos vistos, sobre la referencia inicial para los cálculos en el postprocesado, aunque esta vez, solo se referirá al postprocesado en Matlab, puesto que no se utilizará la herramienta para estáticas de Vicon Nexus, debido a que no habrá comparación con protocolos implementados por este programa. A la postura que adopta el sujeto, para este tipo de captaciones, la denominaremos “Static”.



Figura 26. Postura "Static" con protocolo ciclismo.

#### 4.8.2 Captaciones Estática Experimentales (Sobre la Bicicleta)

A lo largo de la realización de este protocolo para la medición del pedaleo, surgieron varias dudas, con respecto a la manera en que debíamos llevar a cabo las capturas. Una de las dudas más relevantes y la cual nos llevó más tiempo acordar, tiene que ver con la posición que elegiríamos para realizar la captura estática para el Protocolo Ciclismo. Luego, con el fin de tener en cuenta las posibles variables que surgen al tener al posicionar el cuerpo sobre la bicicleta, se ideó una postura que involucrara esta última, siendo así esto más fiel a la acción antes del inicio del pedaleo. A este tipo de postura se le denominó como "Static Bike".



Figura 27. Posición "Static Bike" con protocolo ciclismo.

Dicho lo anterior, tenemos aun dos opciones de captación estática: “Static” (vista en el apartado anterior) y “Static Bike”, por lo que será necesario una comparativa entre estas dos para definir como se implementará el Protocolo Ciclismo, que establece unos de los objetivos del proyecto.

### 4.8.3 Recolocación de Marcadores

Hasta ahora, el primer paso para realizar las pruebas del protocolo para captación de pedaleo era preparar al sujeto con la configuración de marcadores del modelo del “Protocolo Ciclismo”, es decir, antes de que este se subiera sobre la bicicleta y de incluso, realizar cualquier tipo de captura con las cámaras. Luego, unas de los fenómenos que notamos en la praxis, fue que precisamente que al momento de que el sujeto se acomodaba sobre la bicicleta y adoptaba la posición de pedaleo, algunos de los puntos anatómicos señalados anteriormente para la colocación de los marcadores cambiaban de lugar, lo que lógicamente introduciría otra variable de error a la ecuación. De acuerdo con lo anterior, se optó entonces por realizar una segunda sesión de ciclismo, en la que se llevara a cabo la localización, señalización y colocación de los marcadores, con el sujeto sobre la bicicleta y en posición de pedaleo, con el fin de comparar los resultados finales de cada sesión y analizar la importancia de dicho error.

Después de realizar este proceso de recolocación de marcadores varias veces con diferentes sujetos, pudimos notar que no todos los puntos anatómicos del protocolo cambiaban de lugar, de acuerdo con esto, tenemos que los marcadores afectados por dicho fenómeno corresponden al sacro (SACR), los trocantes (RGTC y LGTC), los de la articulación de la rodilla (RKNE y LKNE) y los de la tuberosidad tibial (RTIB y LTIB). Para la localizar nuevamente estos marcadores con el sujeto enganchado con las zapatillas a la bicicleta, nos valdremos del movimiento cíclico que realiza cada pierna en el pedaleo, esto para los marcadores que este ubicados en la extremidad, esto es:

- SACR: La manera de localización de este marcador, será la misma que sin la bicicleta, teniendo en cuenta claro, la inclinación que ejerce la parte trasera de este al adoptar la posición de pedaleo. Luego, una vez el sujeto este en dicha posición, contaremos tres dedos por debajo de los marcadores de las espinas iliacas posterosuperiores (RPSI y LPSI), y pondremos el marcador a esta distancia en medio de estos dos.
- RGTC y LGTC: Nos ubicaremos con el pulgar en la zona del trocante y le indicaremos al sujeto que pedalee de forma lenta. Al subir el sujeto la pierna, notaremos que hay una zona del musculo que se hace más prominente, y que se esconde al este bajar la pierna; en dicha zona, debemos buscar el pico que más sobresalga. Por lo regular, el sujeto debe advertir esta zona, por lo que sentirá cierta molestia.
- RKNE y LKNE: Nos ubicaremos en la zona de la articulación de la rodilla con nuestro dedo pulgar y le indicaremos al sujeto que pedalee lentamente. A partir de aquí, la manera de localización de este punto será prácticamente igual que sin la bicicleta; cuando el sujeto suba la pierna notaremos que hay un pico que sobresale y se esconde cuando la baja.
- RTIB y LTIB: Una vez más, haremos uso de un movimiento de pedaleo lento por parte del ciclista y nos valdremos del tacto con nuestro pulgar. La localización sigue el mismo principio que sin la bicicleta, debiendo notar el pico que más sobresalga en la tuberosidad tibial. Por lo general, este marcador tiende a moverse un poco en dirección al plano lateral, con respecto a la ubicación original, localizada anteriormente con el sujeto sin la bicicleta.

De acuerdo con lo visto en el laboratorio en lo referente a la comparativa de trials antes y después de la recolocación de marcadores, y con el propósito de tener en cuenta estas variables en cuanto al movimiento de los puntos anatómicos involucrados en el protocolo, se decidió que la mejor opción para la aplicación de este sería la de realizar el proceso de colocación de marcadores sobre la bicicleta y con el sujeto en posición de pedaleo.

#### **4.8.4 Captaciones Dinámicas**

Para la realización de estas capturas, deberemos ubicar la bicicleta entre las dos plataformas de fuerza, teniendo especial cuidado de que el sujeto quede dentro del foco de todas las cámaras al momento de subirse en ella. El sujeto estará preparado previamente con la distribución de marcadores del "Protocolo Ciclismo". Luego, le indicaremos al sujeto que se suba a la bicicleta y que enganche las zapatillas a los pedales para posteriormente comenzar con el pedaleo, una vez este comience, le indicaremos que se fije en el odómetro sobre la bicicleta y que mantenga una frecuencia de 100 a 150 Hz; que corresponde a una frecuencia de pedaleo por encima de lo consideraríamos un "paseo normal en bicicleta". Cuando el sujeto nos indique que está dentro de este rango de frecuencia comenzaremos con las captaciones.

Esta parte del proyecto es fundamental, porque de aquí es donde obtendremos los datos finales para el análisis y descripción del movimiento en cuestión.

## 5. RESULTADOS

---

*Caballeros, esto es seguramente cierto, es absolutamente paradójico y no sabemos qué significa, pero lo hemos probado y por tanto tiene que ser verdadero.*

*- Benjamin Pierce -*

Luego de haber realizado todos los procedimientos y pruebas contemplados en el protocolo (descritos en los capítulos anteriores) y el postprocesado pertinente, es momento de mostrar los resultados obtenidos. De acuerdo con esto, el capítulo en cuestión expondrá dichos resultados, dividiéndolo en dos apartados: el primero tendrá que ver con las captaciones realizadas en marcha, donde plantearán una serie de comparativas, de acuerdo con la utilización de los protocolos Plug In Gait Lower Body Ai y Protocolo ciclismo. El segundo, por su parte, se centrará en las pruebas de ciclismo o captaciones de pedaleo, que son los resultados que presentan mayor relevancia para el proyecto, puesto que el ciclismo es la aplicación para la cual fue diseñado el protocolo y por consiguiente es la que definirá de manera taxativa la puesta a punto del mismo para esta etapa.

Acompañado de los resultados, irán una serie de discusiones que tendrán como objetivo el análisis de estos, basándose tanto en la literatura como en la experiencia recolectada en el laboratorio a lo largo de este trabajo. Luego, se sacarán también algunas conclusiones, que ayudaran a fortalecer a un más las discusiones mencionadas y que asentaran las bases para definir la funcionalidad del protocolo.

### 5.1 Marcha

A continuación, se mostrarán y analizarán los resultados obtenidos correspondientes a las captaciones de marcha. Luego, aunque si bien, el proyecto no está orientado a la medición de la cinemática en este tipo de escenario, el comprobar el comportamiento del Protocolo Ciclismo para este tipo de pruebas, nos ayudará a tener una idea preliminar de su funcionalidad, además de darnos la oportunidad de corregir algunos errores y ajustar los parámetros que consideremos necesarios, antes de implementarlo en las captaciones de ciclismo.

#### 5.1.1 Utilizando el Plug In Gate Lower Body

Utilizando la metodología descrita en el capítulo anterior para el caso de Marcha, se procedió a realizar las respectivas pruebas a dos sujetos estudio en concreto. Luego, como se explicó antes, el protocolo Plug In Gate Lower Body Ai es un protocolo diseñado para el análisis del tren inferior para casos como el de marcha, por lo que los resultados obtenidos mediante este nos darán una referencia fiable del comportamiento que deben tener los datos en este tipo de escenario.

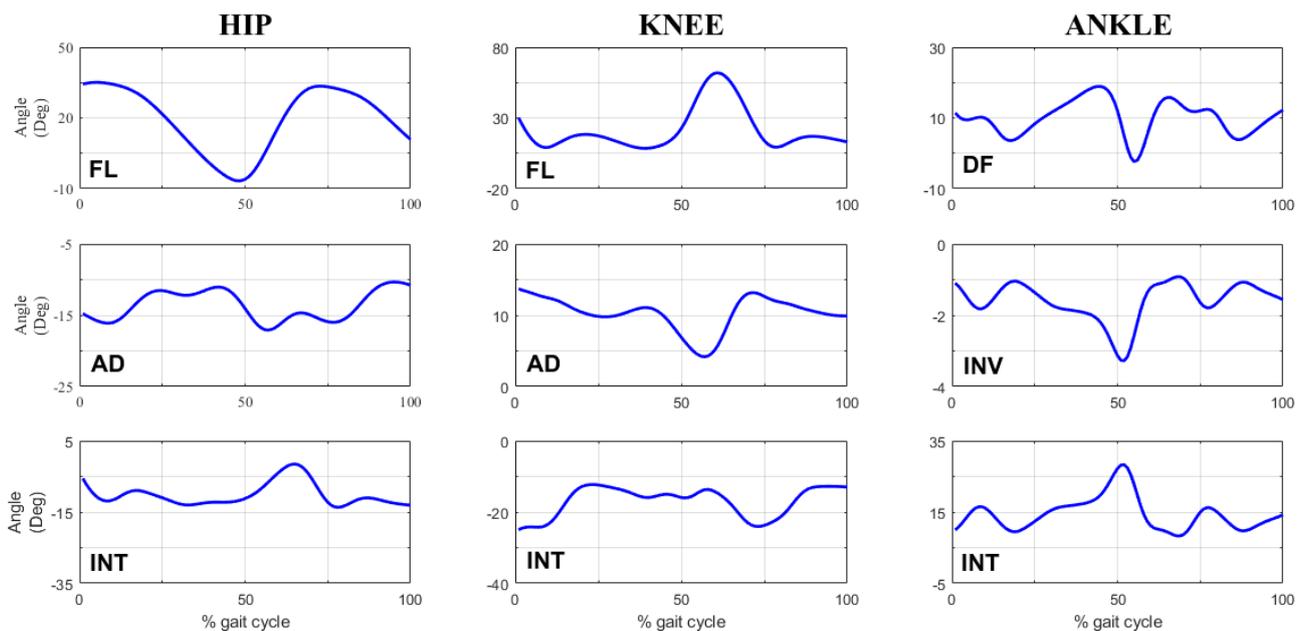


Figura 28. Resultados de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo para el sujeto 1 (PIG).

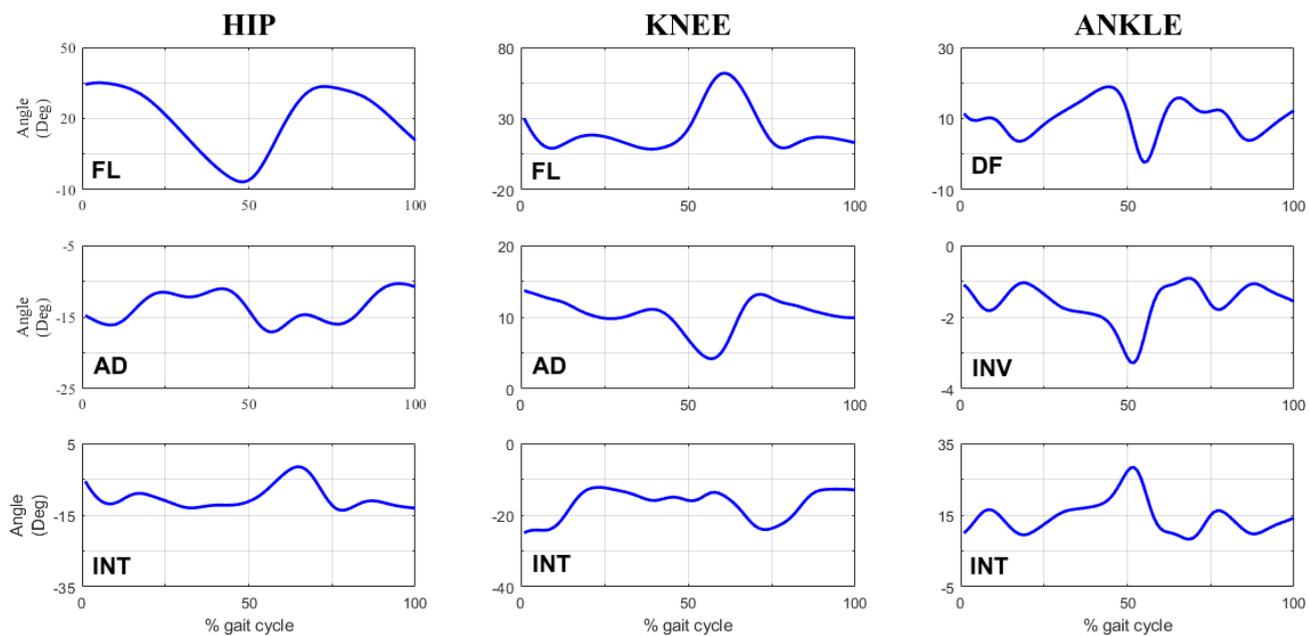


Figura 29. Resultados de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo para el sujeto 2 (PIG).

Las Figuras 28 y 29, corresponden a los resultados obtenidos de los ángulos de flexión, dorsiflexión, aducción, inversión y rotación, de los sujetos dos sujetos de pruebas para marcha. El postproceso de dichos datos se realizó utilizando una rutina de MatLab, la cual básicamente consistía en la lectura de los ficheros obtenidos con Vicon Nexus para cada trial, y la extracción de datos correspondientes a los ángulos que buscábamos. Una vez con esta información, se procedió a realizar un spline para cada segmento y posteriormente una media de estos últimos. El número de trials utilizadas fue de 6 para cada sujeto.

Podemos observar en las figuras anteriores, que en los dos individuos se conserva cierto patrón de forma en cuanto a las curvas obtenidas, aunque bien, hay cierta diferencia entre algunos valores. Luego, la variación entre valores y la forma de la curva resultante, dependerán de variables como los datos antropométricos del sujeto, la forma de caminar de este y el comportamiento del tren inferior como tal.

Si procedemos a comparar los resultados obtenidos con la literatura, se puede concluir que según F. Hernández [56] y A. I. Agudelo [57], donde se habla de valores de flexión de entre 20° y 40° cadera, 10° y 65° para rodilla; y dorsiflexión de entre 0° a 25°, los valores obtenidos están entre lo permisible. Esto es algo normal, teniendo en cuenta que el Plug In Gate es un protocolo ya validado para este tipo de pruebas. A continuación, se muestra una tabla con los valores máximos y mínimos para cada caso:

		Sujeto 1		Sujeto 2	
		Min. (deg)	Max. (deg)	Min. (deg)	Max. (deg)
HIP	FL	0,663	39,89	-6,724	35,08
	AD	-22,87	-10,22	-17,08	-10,33
	INT	-24,87	-12,66	-13,67	-1,513
KNEE	FL	13,64	67,23	8,468	61,9
	AD	-10,4	13,55	4,177	13,72
	INT	-13,06	0,4235	-24,92	-12,27
ANKLE	DF	-9,682	24,16	-2,345	18,91
	INV	-4,238	0,498	-3,279	-0,9171
	INT	0,836	22,16	8,305	28,31

Tabla 11. Valores máximos y mínimos de los ángulos obtenidos para cada sujeto (PIG).

### 5.1.2 Utilizando el Protocolo Ciclismo

En este apartado al igual que en el anterior, se expondrán los resultados obtenidos utilizando la metodología para la medición en marcha de los dos sujetos, pero esta vez utilizando el Protocolo Ciclismo. Luego, como se sabe, el objetivo de dicho modelo no es propiamente el de la medición del sujeto en marcha, pero de igual forma se comprobará su funcionalidad en dicha actividad, con el fin de tener una comparativa con un protocolo de tren inferior ya validado, como lo es el Plug In Gate Lower Body Ai.

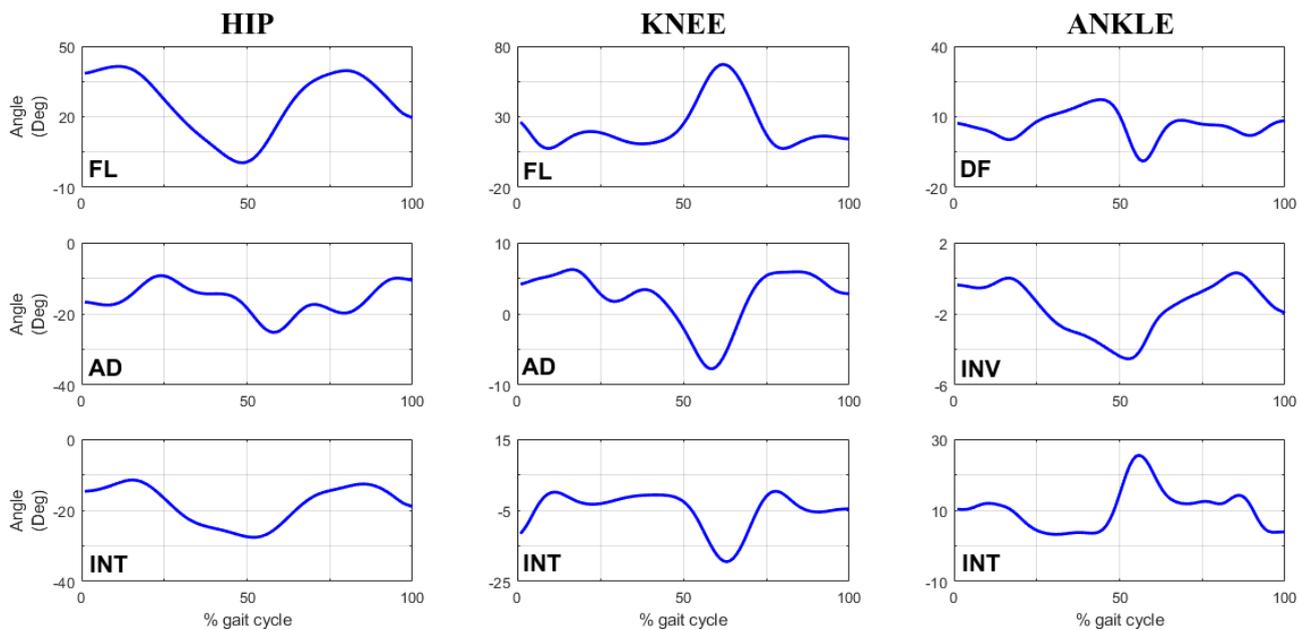


Figura 30. Resultados de los Ángulos de Cadera, Rodilla y Tobillo para el Sujeto 1 (Protocolo Ciclismo).

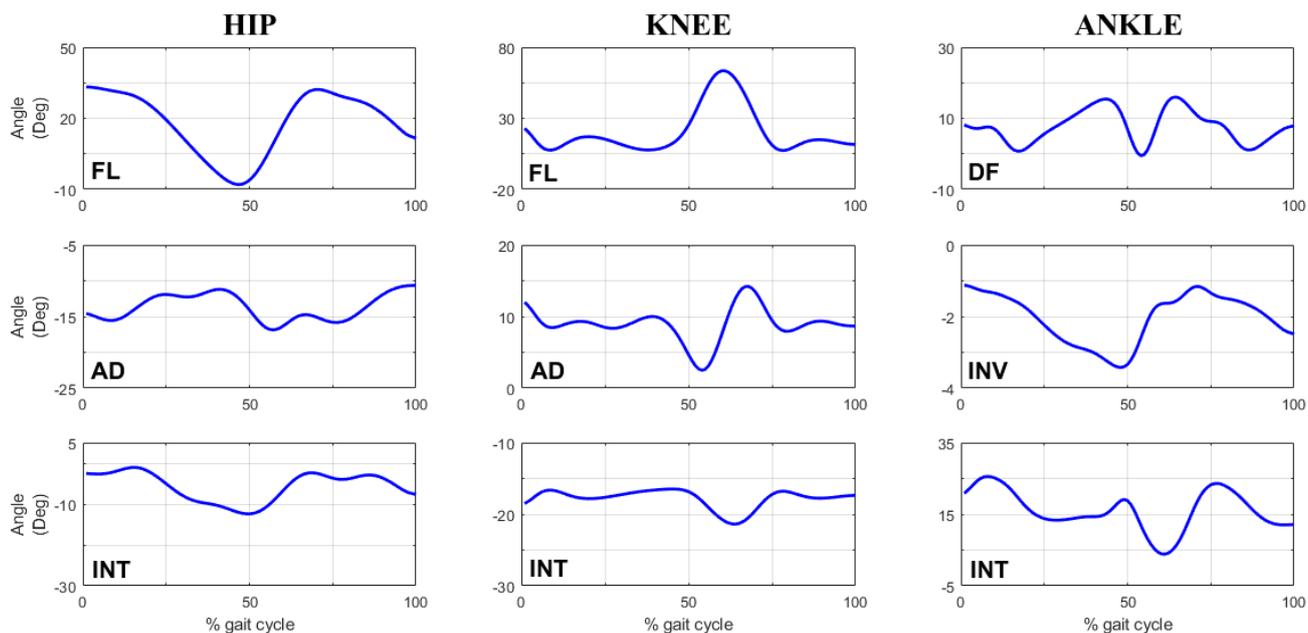


Figura 31. Resultados de los Ángulos de Cadera, Rodilla y Tobillo para el Sujeto 2 (Protocolo Ciclismo).

De acuerdo con los resultados obtenidos con el Protocolo Ciclismo, mostrados en las figuras 30 y 31, podemos observar que para la mayoría de los casos las curvas siguen un patrón determinado, dependiendo del movimiento que se esté midiendo. Este patrón es mucho más notorio en los casos de flexión y dorsiflexión, donde si comparamos con los resultados del Plug In Gate (figuras 28 y 29), comprobaremos que las gráficas para uno u otro protocolo son prácticamente iguales de acuerdo con cada individuo. Podemos inferir entonces que, la disposición de marcadores del Protocolo Ciclismo aproxima de una manera fiable las mediciones de flexión y dorsiflexión en marcha, de acuerdo modelo al Plug In Gate Lower Body Ai. A continuación, se muestra una tabla con los valores máximos y mínimos, según el segmento y movimiento:

		Sujeto 1		Sujeto 2	
		Min. (deg)	Max. (deg)	Min. (deg)	Max. (deg)
HIP	FL	0,4603	41,4	-7,986	33,27
	AD	-25,23	-9,245	-16,86	-10,65
	INT	-27,59	-11,49	-12,41	-1,054
KNEE	FL	7,502	67,12	7,361	63,45
	AD	-7,708	6,219	2,493	14,2
	INT	-19,45	0,3608	-21,38	-16,47
ANKLE	DF	-8,884	17,28	-0,5309	15,97
	INV	-4,532	0,3047	-3,423	-1,119
	INT	3,241	25,48	3,82	25,56

*Tabla 12. Valores máximos y mínimos de los ángulos obtenidos para cada sujeto (Protocolo Ciclismo).*

Para los casos de aducción e inversión, podemos observar también una semejanza en cuanto a las curvas y valores numéricos de acuerdo con las gráficas del Plug In Gate, aunque esta vez, no tan notoria como en los casos de flexión y dorsiflexión. Luego, a pesar de esto, se puede decir que estos resultados siguen siendo una buena aproximación para dichos movimientos en marcha, a la hora de determinar valores concretos de estos ángulos.

En el caso de la rotación interna, vemos que el comportamiento cambia, puesto que ya difícilmente se puede percibir un patrón en las curvas que relacione los resultados del Plug In Gate y del Protocolo Ciclismo, aunque, los valores numéricos en ambos modelos siguen guardando cierta similitud. Luego, la aproximación de medidas para estos casos pierde fiabilidad a la hora de estudiar el comportamiento de dicho movimiento con respecto al tiempo.

### 5.1.3 Comparativa Plug In Gate vs Protocolo Ciclismo

A continuación, se muestran las tablas comparativas para cada sujeto, referentes a los valores obtenidos utilizando los protocolos en cuestión:

		Sujeto 1			
		PIG		Protocolo Ciclismo	
		Min. (deg)	Max. (deg)	Min. (deg)	Max. (deg)
HIP	FL	0,663	39,89	0,4603	41,4
	AD	-22,87	-10,22	-25,23	-9,245
	INT	-24,87	-12,66	-27,59	-11,49
KNEE	FL	13,64	67,23	7,502	67,12
	AD	-10,4	13,55	-7,708	6,219
	INT	-13,06	0,4235	-19,45	0,3608
ANKLE	DF	-9,682	24,16	-8,884	17,28
	INV	-4,238	0,498	-4,532	0,3047
	INT	0,836	22,16	3,241	25,48

Tabla 13. Comparativa de valores máximos y mínimos de PIG vs Protocolo Ciclismo para el sujeto 1.

		Sujeto 2			
		PIG		Protocolo Ciclismo	
		Min. (deg)	Max. (deg)	Min. (deg)	Max. (deg)
HIP	FL	-6,724	35,08	-7,986	33,27
	AD	-17,08	-10,33	-16,86	-10,65
	INT	-13,67	-1,513	-12,41	-1,054
KNEE	FL	8,468	61,9	7,361	63,45
	AD	4,177	13,72	2,493	14,2
	INT	-24,92	-12,27	-21,38	-16,47
ANKLE	DF	-2,345	18,91	-0,5309	15,97
	INV	-3,279	-0,9171	-3,423	-1,119
	INT	8,305	28,31	3,82	25,56

Tabla 14. Comparativa de valores máximos y mínimos de PIG vs Protocolo Ciclismo para el sujeto 2.

Como conclusión, se puede decir que el Protocolo Ciclismo, si bien, no fue desarrollado para tareas específicas de medición de marcha, presenta una conducta aceptable al momento de exponerlo a este tipo de pruebas, generando resultados muy aproximados de acuerdo con el modelo Plug In Gate Lower Body Ai; lo que nos da una idea inicial de su funcionalidad. Las variaciones observadas se pueden deber a la diferencia de la disposición de los marcadores en ambos protocolos, teniendo en cuenta también que, el Plug In Gate es un modelo más robusto que el Protocolo Ciclismo, puesto que este último fue diseñado para la medición del sujeto sobre la bicicleta, por lo que muchos marcadores del primero sobran en dicha práctica.

## 5.2 Ciclismo

Para la obtención de los resultados que se expondrán a continuación en este apartado, se tuvo en cuenta la conclusión comentada en el capítulo anterior, sobre la recolocación de los marcadores sobre el sujeto una vez este se encuentre sobre la bicicleta. Como se comentó anteriormente, dicho proceso se realizó debido a que se detectó una especie de rotación en la pelvis en el momento en que el sujeto se acomodaba sobre la bicicleta, dicho movimiento producía que los puntos del sacro y las espinas iliacas se abrieran y esto a su vez que los marcadores ubicados en los trocantes, rodilla y tibia; también sufrieran un ligero traslado con respecto a su posición inicial.

Luego, para comprobar las consecuencias de este fenómeno, se realizaron una serie de pruebas con el objetivo de comparar las captaciones estáticas: con el sujeto en posición anatómica sin subir a la bicicleta (Sujeto de Pie) y con el sujeto en posición anatómica sobre la bicicleta (Sujeto sobre la Bicicleta), todo lo anterior después de haber realizado la respectiva colocación de marcadores en posición de pedaleo.

### 5.2.1 Sujeto de Pie

Se refiere a los resultados obtenidos tomando como captación estática para el procesado, la que tiene que ver con el sujeto en posición anatómica estándar en el suelo con los marcadores colocados sobre la bicicleta en posición de pedaleo. Luego, dicha captación corresponderá entonces a la "Static" para las captaciones de ciclismo. Para comodidad del sujeto, se procederá con la realización de las trials dinámicas y una vez terminadas, se le indicará que baje de la bicicleta para la realización de las captaciones estáticas en posición anatómica estándar.

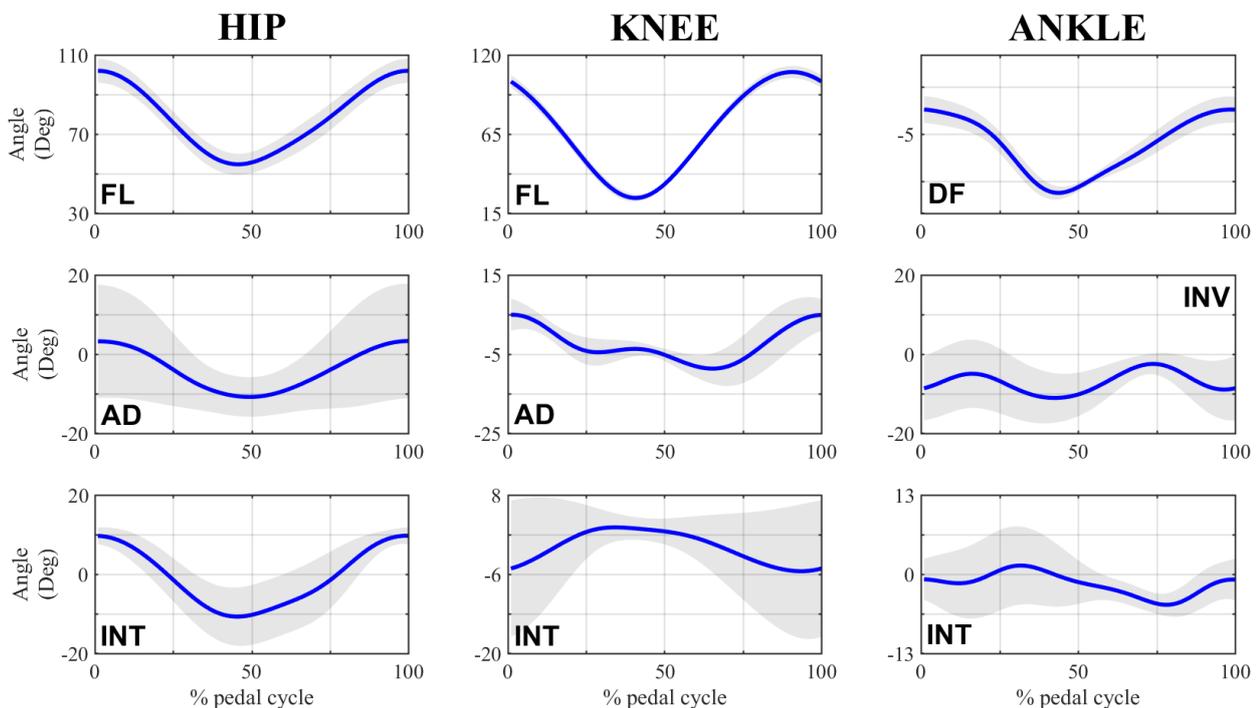


Figura 32. Resultados ciclismo para 4 sujetos de prueba (estática de pie).

La figura 32, muestra las gráficas obtenidas de las pruebas de ciclismo para 4 sujetos diferentes, con su respectiva banda de desviación, tomando como captación estática la "Static" con los marcadores colocados sobre la bicicleta en posición de pedaleo. Luego, si nos remitimos a la teoría, podemos ver que dichos resultados muestran valores y patrones de curvas dentro de los parámetros definidos, según los análisis realizados por G. Shen [6], J. Sinclair [3], C. Pouliquen [4] y B. R. Umberger [1]; en sus respectivas investigaciones, siendo la última la de mayor antigüedad bibliográfica (2001).

Particularmente, podemos ver que, aunque es cierto que se observa una tendencia para los cuatro sujetos, sobre todo para los movimientos de flexión y dorsiflexión, donde la forma de la curva es prácticamente idéntica; existen algunas variaciones que, según lo experimentado en práctica, se deben en mayor parte a las diferencias antropométricas de los sujetos de prueba y a las singularidades de cada uno durante el pedaleo.

### 5.2.2 Sujeto Sobre la Bicicleta

En este apartado se expondrán los resultados obtenidos, tomando para el postprocesado los datos correspondientes a la captación estática realizada a los sujetos cuando estos se encuentran sobre la bicicleta en posición anatómica y con los marcadores colocados en posición de pedaleo. Luego, esta estática corresponde a la mencionada "Static Bike".

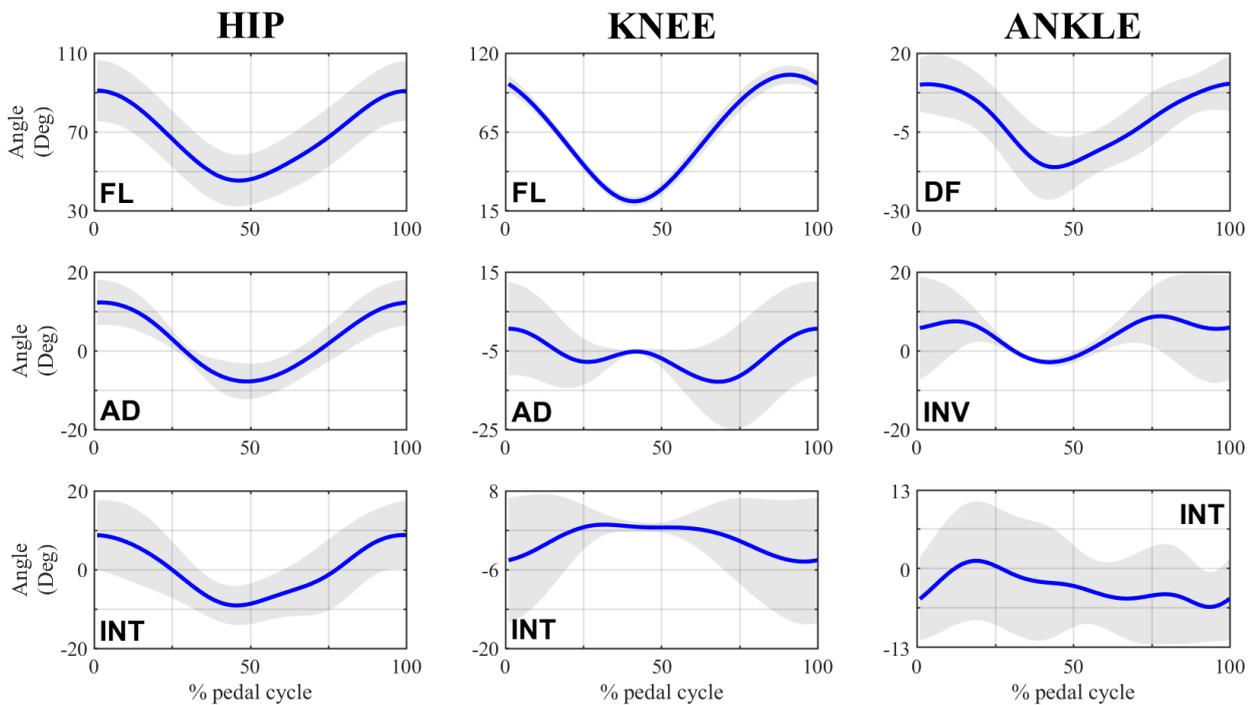


Figura 33. Resultados ciclismo para 4 sujetos de prueba (estática sobre la bicicleta).

La figura 33, nos muestra las gráficas obtenidas haciendo la colocación de los marcadores sobre la bicicleta y realizando la captación estática en la posición "Static Bike" para los cuatro sujetos de prueba. Luego, podemos ver que al igual que en la figura 32, los valores y las formas de las curvas se encuentran en el rango de parámetros teóricos establecidos, pero apreciándose cambios en cuanto a los valores de las bandas desviadoras, aunque no tanto en su forma.

De acuerdo con lo anterior, podemos visualizar que el rango de la mayoría de los movimientos aumenta o se mantiene relativamente estable; sin embargo, hay un movimiento en especial, que presenta un fenómeno totalmente contrario, hablamos de la aducción de cadera. Luego, dicho movimiento presenta un aumento significativo en su rango cuando utilizamos la estática de pie (figura 32), dicho fenómeno, según lo experimentado y analizado en la práctica, tiene que ver con una rotación en la pelvis en el momento en que el sujeto se sube a la bicicleta y adopta la posición de pedaleo, dicha rotación hace que la pelvis se abra (lo que explica la recolocación del marcador del sacro) provocando de esta manera que los demás puntos anatómicos de la cadera (trocanteres) varíen de posición, por el movimiento del tejido adiposo y muscular. Si a todo esto además le sumamos, como es lógico que, al introducir un elemento como la bicicleta el sujeto tendera a abrir más las piernas de lo normal, tendremos entonces como resultado un aumento en la abducción (o “aducción negativa”), lo que explica la alteración en el rango cuando el sujeto se encuentra de pie, puesto que la abducción aumentara de una posición a otra significativamente.

### 5.2.3 Comparativa del Efecto de las Captaciones Estáticas sobre los Resultados Dinámicos.

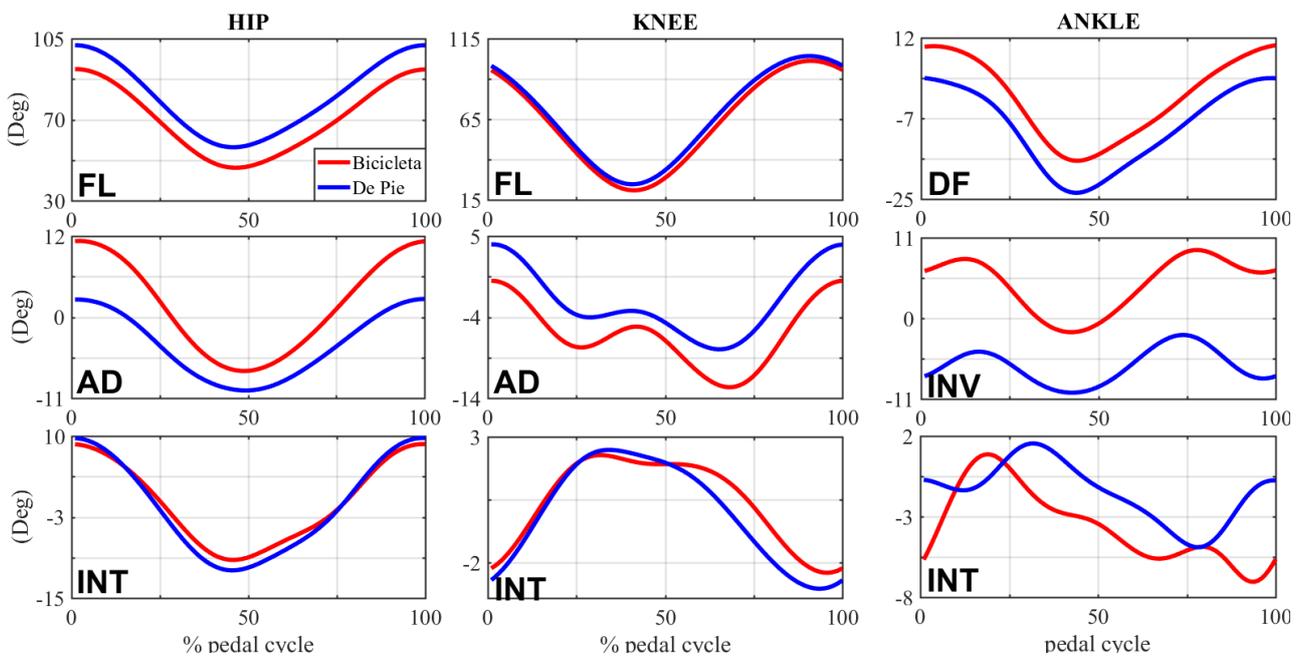


Figura 34. Comparativa entre las captaciones dinámicas utilizando las captaciones estáticas sobre la bicicleta y de pie, para 4 sujetos de prueba.

La figura 34, nos muestra la comparación entre los resultados utilizando la captación estática de pie y los resultados utilizando la captación estática sobre la bicicleta, para los cuatros sujetos de prueba en cuestión; en esta, podemos observar de manera mucho más clara las diferencias existente entre los volúmenes de datos, como es el caso del aumento de abducción en la cadera cuando tomamos la estática de pie, del que hablábamos anteriormente; dicho aumento se aprecia con valores negativos de la aducción. Además de esto, también se puede ver una variación importante en el movimiento de inversión (tobillo), donde se presenta un aumento significativo al tomar la estática sobre la bicicleta.

Luego, si bien los marcadores ubicados en el pie del sujeto no presentan variación en su posición, de acuerdo con lo observado en la recolocación de marcadores (Capítulo 4), si las presentan los marcadores de la rodilla y la tibia, lo que significa que el marcador virtual del eje de la rodilla calculado por el AGW (Capítulo 3) cambiara, al igual que el plano de referencia para los ángulos del tobillo. Así pues, para el caso particular de la inversión, si tomamos el caso de la estática de pie, al realizar la colocación de los marcadores de la rodilla y tibia, de acuerdo a lo observado en el laboratorio, estos puntos anatómicos tenderán a reacomodarse hacia adentro, es decir, hacia el plano sagital; esto provocara que se muestre en los resultados un aumento en la aducción en la rodilla, tal y como podemos apreciar en la figura 34, lo que a su vez derivara en que el pie tienda a producir eversión. Luego, esto explica la disminución de inversión que se muestra en la estática de pie con respecto a la estática sobre la bicicleta. A continuación, para más claridad, se muestra una tabla con los valores máximos y mínimos de las medias correspondientes a los 4 sujetos de prueba para los dos tipos de captación estática:

		De Pie		Bicicleta	
		Min. (deg)	Max. (deg)	Min. (deg)	Max. (deg)
HIP	FL	54,7	101,9	45,21	90,87
	AD	-10,82	3,305	-7,815	12,25
	INT	-10,73	9,698	-9,127	8,749
KNEE	FL	25,11	108,6	21,17	105,5
	AD	-8,671	4,926	-13,59	0,2082
	INT	-5,48	2,269	-4,59	1,977
ANKLE	DF	-23,58	2,75	-16,23	10,27
	INV	-11,07	-2,481	-2,064	10,17
	INT	-1,538	4,904	-0,8643	7,044

*Tabla 15. Comparativa de valores máximos y mínimos de la estática de pie vs la estática sobre la bicicleta.*

Las variaciones mostradas en los movimientos restantes obedecen también, a los cambios generados debidos a la recolocación de marcadores, puesto que, como ya se explicó antes, esto genera un también un cambio en el cálculo de las referencias para la obtención de dichos resultados. Luego, teniendo en cuenta la situación de que, hasta el día de hoy, no se tiene una metodología estándar para la implementación de un protocolo de medidas para estos resultados, debido en gran parte a la cantidad de variables e información a tener en cuenta, podemos concluir experimentalmente que, la mejor opción para trabajar con el Protocolo Ciclismo será tomar la captación estática que se realiza sobre la bicicleta, es decir, la "Static Bike". Esto, puesto que es la opción más lógica, pues no habrá variación abrupta de posicionamiento de los puntos anatómicos (marcadores) involucrados en el pedaleo, lo que nos asegura una mejor secuencialidad entre movimientos, con resultados que simulan mejor la realidad.

# 6. CONCLUSIONES

---

*Investigar es ver lo que todo el mundo ha visto, y pensar lo que nadie más ha pensado.*

*- Albert Szent-*

**D**e acuerdo con los objetivos que se plantearon al inicio de este documento, es imprescindible, como ejercicio final, evaluar que tan fielmente se ha cumplido con la consecución de estos. Así pues, este capítulo pretende enunciar una serie de conclusiones, de acuerdo tanto a los resultados obtenidos como a lo que se pudo observar a lo largo de la realización de este proyecto; dándonos de esta manera mucha más claridad sobre qué tan cubiertos han quedado las metas trazadas para este. Adicional a esto, también se hará hincapié en las futuras investigaciones que pueden ser derivadas del presente proyecto.

## 6.1 Conclusiones

- Los resultados obtenidos con la metodología propuesta a lo largo de este proyecto no difieren mucho, cuantitativamente hablando, de los resultados que podemos encontrar en la literatura, obteniendo un comportamiento muy aceptable, de acuerdo con la comparativa con metodologías ya validadas y estudios realizados, en cuanto al análisis de movimiento en el ciclismo.
- Además del movimiento de pedaleo en ciclismo, se pudo comprobar que el protocolo del proyecto también podía ser utilizado en otros escenarios de análisis. Luego, mediante la comparación con el protocolo Plug In Gate, fue posible comprobar que tan eficaz era nuestro protocolo de medidas para el análisis de movimiento de marcha, donde, a pesar de que los resultados obtenidos mostraban cierta concordancia con lo mostrado en la literatura, no se puede decir que la calidad de los datos conseguidos sea igual que con el Plug In Gate. Sin embargo, es posible utilizar nuestro protocolo para análisis preliminares, que necesiten más agilidad y menos precisión, a la hora de obtener resultados. Esto último, teniendo en cuenta que nuestro montaje es muchos más rápido que el del Plug In Gate.
- Durante el proceso de confección del protocolo ciclismo, pudimos percatarnos de algunas variables que en mayor o menor medida influían en los datos obtenidos. Luego, entre todas estas variables, las que más destacan son: las del posicionamiento del sujeto para la colocación de marcadores y para la captura estática de las trials dinámicas. La primera, pudo ser controlada implementando un procedimiento de recolocación de marcadores, para cuando el sujeto tuviera que subir a la bicicleta, de esta manera, podríamos tener en cuenta la reacomodación de las articulaciones y de la piel, debido a la rotación de la pelvis. Para la segunda variable, se probaron varios tipos de captaciones estáticas, quedándonos al final con dos, por ser las que menos perturbaciones presentaban, estas dos fueron las denominadas: "Static" y "Static Bike", de pie y sobre la bicicleta, respectivamente. Se realizaron entonces captaciones utilizando estas configuraciones, donde al final pudimos concluir que la posición para captura estática que más le convenía a nuestro protocolo es sobre la bicicleta (Static Bike), puesto que es la que presenta menos ruido y variaciones en sus resultados, debido a que se tiene en cuenta el posicionamiento anatómico del sujeto al estar acomodado en la bicicleta, inmediatamente a priori de iniciar el pedaleo.

- De acuerdo con los resultados arrojados con la metodología desarrollada en este proyecto, podemos decir que el comportamiento de las curvas que describen el movimiento de las articulaciones involucradas en el pedaleo presenta valores fieles a los recopilados en la literatura. Los movimientos de flexión, dorsiflexión, aducción, inversión y rotación nos permiten tener una idea tridimensional, mostrando de una forma bastante correcta lo que pasa en la realidad, pudiendo inferir y analizar de manera mucho más metódica los diferentes fenómenos existentes en el momento en que el sujeto empieza a pedalear e incluso apenas montarse sobre la bicicleta. Lo que se traduce en lograr una descripción muy aceptable del en 3D del pedaleo, el cual se postuló como uno de los objetivos del presente proyecto.

## 6.2 Estudios Futuros

El presente proyecto puede ser la base para el emprendimiento de nuevas investigaciones. Luego, como todo en esta vida, este trabajo también es susceptible a mejoras. A continuación, se expondrán algunas posibilidades de proyectos y mejoras:

- Aunque bien, el movimiento del pedaleo en el ciclismo involucra mayoritariamente las articulaciones del tren inferior, hay algunas articulaciones en el resto del cuerpo que presentan alteraciones al adoptar dicha posición, lo que puede llegar a producir algún efecto en la forma de ejecutar el movimiento del individuo. Luego, con el fin de analizar a fondo este tipo de perturbaciones, sería más que interesante el diseño de un protocolo para el tren superior, que complemente el que hemos expuesto.
- Se podría plantear una revalidación de este protocolo para un grupo más grande de sujetos de prueba, que estuviera esta vez conformado por todo un equipo de ciclismo profesional de por lo menos 20 ciclistas. Esto supondría obtener una mayor precisión en los resultados, lo que a su vez daría pie para encontrar aún más variables, debido a las particularidades de los individuos evaluados (peso, masa, edad), optimizando de esta manera el protocolo e implementado posiblemente diferentes maneras de utilizarlo según dichas particularidades.
- Realizar un estudio que abarque una metodología para la medición de las fuerzas involucradas en el movimiento del pedaleo en el ciclismo, esto es un análisis dinámico del movimiento. Este tipo de proyecto es más que complementario con el análisis cinemático realizado. Teniendo ya toda esta información, podemos obtener una descripción tanto dinámica como cinemática del ciclo de pedaleo, entendiendo así, prácticamente a cabalidad el funcionamiento del tren inferior como mecanismo bajo este escenario. Lo que también dará pie a futuro análisis de eficiencia en el movimiento.
- Ya hablando de una parte más lucrativa, es posible monetizar proyectos de este tipo si se complementan para el diseño y desarrollo de herramientas y sistemas que busquen mejorar el rendimiento deportivo. En este sentido, hablamos tanto de equipación deportiva como de investigación deportiva. En esto último, entrarían factores fundamentales como lo son el entrenamiento, la prevención de lesiones y la rehabilitación. Luego, todas investigaciones irían en pro de mejorar el potencial del deportista y la competitividad.

- Como la mayoría de los estudios biomecánicos, es posible utilizar este tipo de proyectos en la medicina, en este caso en particular, lo que tiene que ver sobre todo con la rehabilitación a pacientes con problemas en el tren inferior. Este tipo de rehabilitación no tiene que ser necesariamente exclusiva para deportistas, pudiendo utilizarse los resultados provenientes de los análisis biomecánicos para el desarrollo de prótesis, ortesis o incluso exoesqueletos, que se adapten con normalidad a la naturaleza del movimiento de pedaleo. Consiguiendo que el paciente pueda disfrutar de actividades como el ciclismo y mejorando exponencialmente su calidad de vida.

# Referencias

---

- [1] B. R. Umberger and P. E. Martin, "Testing the planar assumption during ergometer cycling," *J. Appl. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 55–62, 2001.
- [2] J. Vrints, E. Koninckx, M. Van Leemputte, and I. Jonkers, "The effect of saddle position on maximal power output and moment generating capacity of lower limb muscles during isokinetic cycling," *J. Appl. Biomech.*, vol. 27, no. 1, pp. 1–7, 2011.
- [3] J. Sinclair, J. Hebron, S. Atkins, H. Hurst, and P. J. Taylor, "The influence of 3D kinematic and electromyographical parameters on cycling economy," *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 16, no. 4, pp. 89–95, 2014.
- [4] C. Pouliquen *et al.*, "Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion," *J. Sports Sci.*, vol. 36, no. 19, pp. 2155–2163, 2018.
- [5] K. Hébert-Losier, N. S. Yin, C. M. Beaven, C. C. L. Tee, and J. Richards, "Physiological, kinematic, and electromyographic responses to kinesiology-type patella tape in elite cyclists," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 44, no. November 2018, pp. 36–45, 2019.
- [6] G. Shen, S. Zhang, H. J. Bennett, J. C. Martin, S. E. Crouter, and E. C. Fitzhugh, "Effects of knee alignments and toe clip on frontal plane knee biomechanics in cycling," *J. Sport. Sci. Med.*, vol. 17, no. 2, pp. 312–321, 2018.
- [7] P. Pérez Soriano, "La instrumentación en la biomecánica deportiva," *J. Hum. Sport Exerc.*, vol. 2, no. 2, pp. 26–41, 2007.
- [8] A. Paul, S. Ian, and B. Jean-Pierre, *Three-Dimensional Analysis of Human Movements*. Human Kinetics, 1995.
- [9] Y. I. Abdel-Aziz and H. M. Karara, "Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry," *Photogramm. Eng. Remote Sensing*, vol. 81, no. 2, pp. 103–107, 2015.
- [10] A. Pujana-arrese, I. Coma, M. Fernandez, and J. Landaluze, "Técnicas de captura de movimiento, infrarroja y basada en vídeo, aplicadas al prototipado virtual de una ortesis," *Ministerio Educ. y Cienc. Español*, no. DPI2006-14928-C02-02, p. 10, 2006.
- [11] M. Sandau, H. Koblauch, T. B. Moeslund, H. Aanaes, T. Alkjær, and E. B. Simonsen, "Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane," *Med. Eng. Phys.*, vol. 36, no. 9, pp. 1168–1175, 2014.
- [12] L. L. Gómez Echeverry, A. M. Jaramillo Henao, M. A. Ruiz Molina, S. M. Velásquez Restrepo, C. A. Páramo Velásquez, and G. J. Silva Bolívar, "Human motion capture and analysis systems: a systematic review/Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática," *Prospectiva*, vol. 16, no. 2, pp. 24–34, 2018.
- [13] P. Raghavendra, M. Sachin, P. S. Srinivas, and V. Talasila, "Design and Development of a Real-Time, Low-Cost IMU Based Human Motion Capture System," 2017, pp. 155–165.

- [14] A. L. Mangia, M. Cortesi, S. Fantozzi, A. Giovanardi, D. Borra, and G. Gatta, "The Use of IMMUs in a Water Environment: Instrument Validation and Application of 3D Multi-Body Kinematic Analysis in Medicine and Sport," *Sensors*, vol. 17, no. 4, p. 927, Apr. 2017.
- [15] M. Jin, J. Zhao, J. Jin, G. Yu, and W. Li, "The adaptive Kalman filter based on fuzzy logic for inertial motion capture system," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 49, no. 1, pp. 196–204, 2014.
- [16] H. Rouhani, J. Favre, X. Crevoisier, and K. Aminian, "A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 7, pp. 1704–1711, 2014.
- [17] I. Pasciuto, G. Ligorio, E. Bergamini, G. Vannozzi, A. M. Sabatini, and A. Cappozzo, "How angular velocity features and different gyroscope noise types interact and determine orientation estimation accuracy," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 9, pp. 23983–24001, Sep. 2015.
- [18] M. D. A. Bravo, R. C. F. Rengifo, and R. W. Agredo, "Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 37, no. 2, pp. 149–160, 2016.
- [19] S. J. Lee, Y. Motai, and H. Choi, "Tracking human motion with multichannel interacting multiple model," *IEEE Trans. Ind. Informatics*, vol. 9, no. 3, pp. 1751–1763, 2013.
- [20] J. L. Bermejo, J.; Palao, J. M.; López-Elvira, "Análisis Cinemático Tridimensional ;," *Mot. Eur. J. Hum. Movement*, vol. 29, pp. 75–94, 2012.
- [21] X. A. Jódar, J. L. G. Montesinos, and M. I. Redín, *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. Universidad de León, Secretariado de Publicaciones, 1997.
- [22] A. Gruen, "Fundamentals of videogrammetry - A review," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 16, no. 2–3, pp. 155–187, Apr. 1997.
- [23] V. Soto and M. G. Calvo, "Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano," *Eur. J. Hum. Mov.*, no. 2, pp. 169–189, 1996.
- [24] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [25] C. Dal Mutto, P. Zanuttigh, and G. M. Cortelazzo, "Time-of-Flight Cameras and Microsoft Kinect TM A user perspective on technology and applications," 2013.
- [26] G. Du, P. Zhang, J. Mai, and Z. Li, "Markerless Kinect-based hand tracking for robot teleoperation," *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 9, Jul. 2012.
- [27] L. A. Schwarz, A. Mkhitarian, D. Mateus, and N. Navab, "Human skeleton tracking from depth data using geodesic distances and optical flow," in *Image and Vision Computing*, 2012, vol. 30, no. 3, pp. 217–226.
- [28] S. Izadi *et al.*, "KinectFusion: Real-time 3D reconstruction and interaction using a moving depth camera," in *UIST'11 - Proceedings of the 24th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 2011, pp. 559–568.
- [29] R. A. Clark *et al.*, "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control," *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–377, Jul. 2012.
- [30] A. Schmitz, M. Ye, R. Shapiro, R. Yang, and B. Noehren, "Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 2, pp. 587–591, Jan. 2014.
- [31] B. Müller, W. Ilg, M. A. Giese, and N. Ludolph, "Validation of enhanced kinect sensor based motion capturing for gait assessment," *PLoS One*, vol. 12, no. 4, Apr. 2017.

- [32] S. A. A. N. Bolink *et al.*, "Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 225–231, Mar. 2016.
- [33] B. F. Mentiplay *et al.*, "Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 10, pp. 2166–2170, Jul. 2015.
- [34] M. Eltoukhy, J. Oh, C. Kuenze, and J. Signorile, "Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment," *Gait Posture*, vol. 51, pp. 77–83, Jan. 2017.
- [35] W. Khalil and E. Dombre, *Modeling, Identification and Control of Robots*. Elsevier Ltd, 2004.
- [36] J. Ojeda, "Application of multibody system techniques to human locomotor system," 2012.
- [37] G. E. Gorton, D. A. Hebert, and M. E. Gannotti, "Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories," *Gait Posture*, vol. 29, no. 3, pp. 398–402, Apr. 2009.
- [38] M. T. Casado Aycart, J. Mayo Núñez, and J. Ojeda Granja, "Análisis de la marcha en Biomecánica: Calibración funcional de la articulación de la cadera," *Trab. fin grado. Grado Ing. las Tecnol. Ind.*, 2016.
- [39] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 15, pp. 2798–2809, 2006.
- [40] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining functional joint axes," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 10, pp. 2150–2157, 2007.
- [41] E. S. Grood and W. J. Suntay, "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee," *J. Biomech. Eng.*, vol. 105, no. 2, pp. 136–144, 1983.
- [42] J. L. Lewis and W. D. Lew, "A note on the description of articulating joint motion," *J. Biomech.*, vol. 10, no. 10, pp. 675–678, Jan. 1977.
- [43] R. S. Hartenberg and J. Denavit, *Kinematic synthesis of linkages*. McGraw-Hill, 1964.
- [44] "Ejes y Planos Anatómicos - Aparato Locomotor - Fundamentos Biológicos - TAFAD - TAFAD y Cursos." [Online]. Available: [http://www.tafadycursos.com/load/fundamentos\\_biologicos/aparato\\_locomotor/ejes\\_planos\\_anatomicos/85-1-0-940](http://www.tafadycursos.com/load/fundamentos_biologicos/aparato_locomotor/ejes_planos_anatomicos/85-1-0-940). [Accessed: 22-Nov-2019].
- [45] I. A. Kapandiji, *The Physiology of the Joints. Volume Two: Lower Limb*. Elsevier, 2011.
- [46] "La importancia de la cadera como parte de la pelvis: centro de nuestro movimiento – En Movimiento." [Online]. Available: <http://www.escuelaenmovimiento.com/la-cadera-la-articulacion-de-nuestro-centro/>. [Accessed: 22-Nov-2019].
- [47] G. Haushalter, G. L.-M. du Sport, and undefined 1985, "Biomecanique du pied du cycliste appliqué au positionnement de la chaussure."
- [48] J. Castellote, "Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista," *Arch. Med. del Deport.*, vol. III, no. 11, pp. 233–238, 1986.
- [49] Z. Zani, *Posiciones incorrectas en la bicicleta: lesiones comunes y sus remedios*. Dorleta, 1998.
- [50] M. Ackermann, "Dynamics and energetics of walking with prostheses," 2008.
- [51] M. P. T. Silva and J. A. C. Ambrósio, "Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems," *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 8, no. 2, pp. 219–239, Sep. 2002.
- [52] Vicon Motion Systems Limited, "Plug-in Gait Reference Guide," p. 95, 2016.

- [53] Vicon Motion Systems, "Vicon Nexus Reference Guide Contents," 2018.
- [54] V. Motion, "Nexus Advanced Gait Workflow Guide," no. February, pp. 1–28, 2015.
- [55] L. Adler, "Motion Capturing with the Vicon System Family Introduction into Human Gait Analysis," *Life Sci.*, 2010.
- [56] F. H. Stengele, "Diseno y construccion de prototipo neumatico de protesis de pierna humana," May 2008.
- [57] A. I. Agudelo, T. J. Briñez, V. Guarín, and J. P. Ruiz, "Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura," *CES Mov. y Salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.