

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA ANÁLISIS DE  
DATOS DE MARCHA EN TERCERA DIMENSIÓN**

**CARLOS ANDRÉS VÉLEZ HENAO**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
SANTIAGO DE CALI  
2009**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA ANÁLISIS DE  
DATOS DE MARCHA EN TERCERA DIMENSIÓN**

**CARLOS ANDRÉS VÉLEZ HENAO**

**Trabajo de grado para optar el título de Ingeniero Biomédico**

**Director  
MD. Wilfredo Ágredo Rodríguez  
Médico Fisiólogo**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
SANTIAGO DE CALI  
2009**

**Nota de Aceptación:**

**Aprobado por el comité de grado  
en cumplimiento de los requisitos  
exigidos por la Universidad  
Autónoma de Occidente para optar  
por el título de Ingeniero  
Biomédico**

**Rafael Santiago Castaño Valencia**

---

**Jurado**

**Nilson Fabián Díaz Martínez**

---

**Jurado**

Santiago de Cali, Agosto de 2009

## CONTENIDO

	Pag.
GLOSARIO	11
RESUMEN	14
INTRODUCCIÓN	15
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
OBJETIVOS	19
1. MARCO TEÓRICO	20
1.1. ELEMENTOS ESTRUCTURALES DEL MOVIMIENTO HUMANO	20
1.1.1. Hueso.	20
1.1.2. Cartílago articular.	21
1.1.3. Ligamentos.	21
1.1.4 Tendón	22
1.1.5. Músculo.	22
1.2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	23
1.3. HERRAMIENTAS PARA INTERPRETACIÓN DE ANÁLISIS DE MARCHA	24
1.3.1. Introducción.	24
1.3.2. Cinemática normal de la marcha en 3D.	25
1.3.3. Cinética normal de la marcha	26
1.4. ANÁLISIS DE MARCHA POR VIDEOGRAFÍA	27
1.5. SIMI MOTION™ Y PLATAFORMA KISTLER	28
2. METODOLOGÍA	30

2.1. FILTRADO DE DATOS	30
2.2. VELOCIDADES Y ACELERACIONES	32
2.3. MOMENTOS DE INERCIA Y MASA DE CADA SEGMENTO	33
2.4. PREDICCIÓN DE MASA	36
2.5. PREDICCIÓN DE MOMENTOS DE INERCIA	37
2.6. CINEMÁTICA LINEAL	39
2.7. POSICIONAMIENTO DE MARCADORES PARA MODELACIÓN	42
2.7.1. Pie	42
2.7.2. Pantorrilla.	44
2.7.3. Pelvis	45
2.8. ORIENTACIÓN DE LOS SEGMENTOS	46
2.9. CENTROS DE GRAVEDAD	48
2.10. DEFINICIÓN DE LOS ANGULOS ARTICULARES ANATÓMICOS	49
2.11. PLATAFORMAS KISTLER	51
2.12. CINÉTICA ARTICULAR	53
2.13. CÁLCULO DE FUERZAS Y MOMENTOS ARTICULARES	54
3. ANÁLISIS GRÁFICO DE RESULTADOS	56
3.1. GRÁFICAS DE ROTACIONES AXIALES	56
3.2. GRÁFICAS DE MOMENTOS ARTICULARES (PLANO SAGITAL)	63
4. CONCLUSIONES	68
4.1. PROYECCIONES FUTURAS	70
5. RECOMENDACIONES	71

5.1. DEL PROCEDIMIENTO	71
5.2. DE LA TESIS	71
BIBLIOGRAFÍA	72
ANEXOS	74

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de parámetros antropométricos y la forma de medirlos	Pag. 35
Tabla 2. Descripción de las posiciones de los marcadores	41
Tabla 3. Señales de salida de las plataformas	53
Tabla 4. Parámetros de cálculo	53
Tabla 5. Comparación SIMI MOTION™ vs ALGORITMO	64

## LISTA DE FIGURAS

	Pag.
Figura 1. Rotaciones axiales estándar	25
Figura 2. Fuerzas de reacción del suelo en 3D	26
Figura 3. Momentos articulares estándar en el plano sagital	27
Figura 4. Variables de dimensión en fotogrametría	28
Figura 5. Medidas antropométricas requeridas de extremidades inferiores	35
Figura 6. Ilustración de los segmentos y sus homólogos geométricos	38
Figura 7. Posición de marcadores en protocolo modificado de Helen Hayes	40
Figura 8. Sistema ortogonal de referencia para el tobillo	43
Figura 9. Sistema ortogonal de referencia para la pantorrilla	44
Figura 10. Sistema ortogonal de referencia para la cadera	45
Figura 11. Sistema local de referencia	49
Figura 12. Centro de masa del muslo	50
Figura 13. Rotaciones axiales con respecto al sistema local de coordenadas	52
Figura 14. Variables para el uso de plataformas Kistler en la dinámica inversa	55
Figura 15. Datos de entrada entregados por plataformas de fuerza para aplicar dinámica inversa	54
Figura 16. Diagrama de cuerpo libre para el pie	55
Figura 17. Rotaciones axiales de cadera derecha (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)	57
Figura 18. Rotaciones axiales de cadera Izquierda (SIMI MOTION™	59



vs. Algoritmo)

Figura 19. Rotaciones axiales de rodilla derecha (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo) 60

Figura 20. Rotaciones axiales de rodilla izquierda (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo) 61

Figura 21. Rotaciones axiales de tobillo derecho (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo) 62

Figura 22. Rotaciones axiales de tobillo izquierdo (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo) 63

Figura 23. Momentos articulares obtenidos en el plano sagital (tobillo, rodilla y cadera) 66

## LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Análisis Cinemático y Cinético de Marcha en MatLab.	Pag. 74
Anexo 2. Funciones principales (ToolBox)	77
Anexo 3. Funciones secundarias (ToolBox)	86

## GLOSARIO

**Abducción:** movimiento por el cual un miembro u otro órgano se aleja del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.

**Aducción:** movimiento por el cual se acerca un miembro u otro órgano al plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.

**Cinemática:** parte de la física que estudia el movimiento prescindiendo de las fuerzas que lo producen.

**Cinética:** parte de la mecánica que trata de las leyes del movimiento en relación con las fuerzas que lo producen.

**Co-lineal:** que se encuentra en una misma línea recta.

**Co-planar:** perteneciente a un mismo plano.

**Enfermedad motora:** desorden neurológico que destruye células motoras generando problemas a nivel de la actividad muscular voluntaria del sujeto, incluyendo hablar, caminar, respirar, deglutir, y movimientos del cuerpo en general

**Eje:** un eje es una línea recta con respecto a la cual una figura geométrica puede rotar, dicha recta es llamada eje de rotación.

**Extensión:** en anatomía, extensión es un movimiento de separación entre huesos o partes del cuerpo, en dirección anteroposterior. Es lo opuesto a la flexión. Por ejemplo, el alejamiento del antebrazo y brazo, alineándolos.

**Flexión:** movimiento por el cual los huesos u otras partes del cuerpo se aproximan entre sí en dirección anteroposterior, paralela al plano sagital. La flexión es consecuencia de la contracción de uno o más músculos *flexores*. Por ejemplo, el bíceps braquial contraído aproxima el antebrazo al brazo.

**Fotogrametría:** el arte, ciencia y tecnología de obtener información confiable acerca de objetos físicos y el medio, a través de procesos de grabado, medida e interpretación de imágenes. De esta se deriva la videografía.

**Momento de inercia:** más concretamente el momento de inercia es una magnitud escalar que refleja la forma en la cual se distribuye la masa de un cuerpo o un sistema de partículas en rotación, respecto al eje de giro. El momento de inercia sólo depende de la geometría del cuerpo y de la posición del eje de giro; pero no depende de las fuerzas que intervienen en el movimiento.

**Momento de la fuerza:** proporciona una medida de la tendencia de la fuerza a ocasionar que un cuerpo gire alrededor de un punto o eje de rotación. Se define más específicamente como la magnitud que viene dada por el producto vectorial de una fuerza por un vector de posición (también llamado *radio vector*). Si se denomina  $F$  a una fuerza, aplicada en un punto  $A$ , su momento respecto a otro punto  $B$  viene dado por:

$$\vec{\tau} = \vec{r}_{AB} \times \vec{F}$$

**Órtesis:** las órtesis o ayudas técnicas se definen como elementos que corrigen o facilitan la ejecución de una acción, actividad o desplazamiento, procurando ahorro de energía y mayor seguridad. Las ayudas técnicas se indican cuando el paciente presente las siguientes condiciones: Dolor, claudicación, alteración de la funcionalidad de la marcha, inestabilidad articular, riesgo de caídas, inmovilidad.

**Ortogonal:** que forma ángulo recto ( $90^\circ$ ). Si se habla de planos ortogonales, vectores ortogonales o ejes ortogonales se infiere que forman un ángulo recto entre ellos.

**Patología:** conjunto de síntomas de una enfermedad.

**Planos anatómicos:** referencias espaciales que sirven para describir la disposición de los diferentes tejidos, órganos y sistemas, y las relaciones que hay entre ellos. Considerando ahora los tres ejes del espacio.

- El eje vertical va de la cabeza a los pies.
- El eje transversal va de medial a lateral.
- El eje anteroposterior va de delante hacia atrás.

Los tres ejes conforman los planos del espacio, los principales planos son:

- Planos coronales o frontales: se orientan de manera vertical, de esta forma dividen al cuerpo en anterior y posterior.
- Planos sagitales: al igual que los anteriores se orientan verticalmente; sin embargo, son perpendiculares a los planos coronales, de esta forma dividen del cuerpo en dos zonas: derecha e izquierda.
- Planos transversales, horizontales o axiales: como su nombre lo indica se orientan horizontalmente, a diferencia de los otros dos planos. De esta manera dividen el cuerpo en zona inferior y superior.

**Prótesis:** parte corporal artificial que tiene la función de reemplazar alguna parte corporal faltante, como un brazo o una pierna. Pueden ser usadas con objetivos funcionales y estéticos, desde una válvula cardiaca hasta una prótesis ocular de vidrio.

**Regresión lineal:** método matemático que modela la relación entre una variable dependiente  $Y$ , las variables independientes  $X_i$  y un término aleatorio  $\varepsilon$ . Este modelo puede ser expresado como:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_p X_p + \varepsilon$$

**Rotación:** es el movimiento de cambio de orientación de un cuerpo extenso de forma que dado un punto cualquiera del mismo, este permanece a una distancia constante de un punto fijo. En un espacio tridimensional, para un movimiento de rotación dado, existe una línea de puntos fijos denominada eje de rotación.

**Rotación Externa:** giro que se realiza sobre el propio eje. Se le conoce como Rotación Distal porque se separa de la línea media.

**Rotación Interna:** giro que se realiza sobre el propio eje. Se le llama Rotación Medial, porque se dirige hacia la línea media del cuerpo.

**Vector:** es todo segmento de recta dirigido en el espacio. Cada vector debe contar con un origen o punto de aplicación, un modulo que es la longitud o tamaño, una dirección que viene dada por la orientación en el espacio de la recta que lo contiene y un sentido que indica hacia que lado de la línea de acción se dirige.

**Vector Unitario:** es un vector de modulo igual a "uno", es decir, posee las características de un vector ordinario pero su tamaño o longitud es igual a "uno". Este indica la característica de dirección en una orientación específica.

## RESUMEN

Este documento presentó las bases físicas y matemáticas de un algoritmo implementado con la herramienta "MatLab" (Laboratorio de matrices), mediante el cual es posible realizar análisis biomecánico de la marcha en tercera dimensión (3D), midiendo variables cinemáticas y cinéticas del sujeto bajo estudio. La finalidad consistió en obtener una serie de archivos .m que conformaron un paquete para análisis de marcha.

Las variables de entrada consideradas para el análisis fueron las coordenadas (x, y, z) de cada marcador corporal preestablecido con anterioridad en prominencias óseas de referencia y medido mediante SIMI MOTION™ (software comercial) en el laboratorio de marcha de la Universidad Autónoma de Occidente. Adicionalmente se consideraron las variables entregadas por las plataformas de fuerza para así poder desarrollar la dinámica inversa de la marcha. La última de las variables de entrada consiste en las medidas antropométricas del sujeto, necesarias para realizar los cálculos de momentos de inercia. Por otro lado las variables de salida fueron las rotaciones axiales de los segmentos corporales respecto a su segmento proximal en el plano local de coordenadas (velocidades y aceleraciones también), y en cuanto a la cinética se obtuvieron los momentos y fuerzas articulares correspondientes al plano sagital, que es el que más interesa al medio clínico.

Los resultados finales de este algoritmo son una serie de funciones que facilitan el estudio de la marcha a partir de herramientas más económicas, y además puede ser uno de los primeros intentos para el desarrollo de un software comercial para el medio clínico colombiano. Adicionalmente se debe tener en cuenta que las variables de entrada y sobre todo las de salida que ofrece el algoritmo, permiten al médico y fisioterapeuta realizar análisis clínico de los resultados con relativa facilidad.

## INTRODUCCIÓN

Los avances en el campo de la ingeniería a nivel mundial se encuentran en un profundo cambio y evolución, en especial el área de la biomecánica ofrece grandes horizontes para lograr un mayor entendimiento de las fuerzas que actúan y residen en los organismos vivos y así mismo comprender sus efectos. Uno de los grandes retos que se avizoran hoy en día consiste en lograr un claro y objetivo análisis biomecánico de los resultados clínicos alcanzados después de determinadas intervenciones o aplicación de métodos terapéuticos, para estos fines se usa en gran medida el análisis de marcha, la biomecánica computacional y análisis de patrones motores en general.

Una de las variables más importantes a tener en cuenta para realizar un análisis biomecánico de tipo cinemático es el tipo de tecnología que se debe usar para lograr esta tarea. Las herramientas más populares son la fotogrametría y la electrogoniometría, siendo la primera basada en las imágenes obtenidas por un elemento fotosensible y la segunda por variaciones de magnitudes eléctricas ofrecidas por un potenciómetro lineal. Sin embargo de las dos técnicas nombradas anteriormente, la fotogrametría se constituye como la más versátil y eficiente, ya que permite análisis de movimientos mas complejos y a su vez presenta menor factor de error, sin embargo exige mas tecnología y tiempo de procesamiento<sup>1</sup>.

En nuestros días los avances mas amplios en análisis cinemático de la marcha se han realizado con equipos comerciales que usan como base técnica el principio de la fotogrametría. La fotogrametría se define como “el arte, ciencia y tecnología de obtener información confiable acerca de objetos físicos y el medio, a través de procesos de grabado, medida e interpretación de imágenes”<sup>2</sup>. Las evaluaciones cinemáticas de la marcha por medio de la fotogrametría a nivel internacional involucran mas que nada análisis en 3D y algunos del plano Sagital en dos dimensiones (2D)<sup>3</sup>, sin embargo localmente (Colombia) existen pocos recursos, personal y locaciones que nos permitan emular resultados internacionales en esta área.

El uso de software comercial en el medio colombiano no es una opción muy eficiente, ya que existen grandes limitaciones en cuanto al costo y la complejidad

---

<sup>1</sup> Perry J. Motion Analysis. En: Gait Analysis normal and pathological function. Publicaciones: Slack Incorporated; 1992. pp 357-380

<sup>2</sup> ROBERTSON G, Caldwell G. Research Methods in Biomechanics. Publicaciones: Human Kinetics; 2004 pp. 9-34.

<sup>3</sup> BAKER, R. Gait Analysis Methods in Rehabilitation [En línea]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. [Consultado el 3 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>

que presenta. El costo de un software comercial promedio puede ascender a cien millones de pesos (\$100'000.000), lo que de entrada es muy excluyente para la aplicación de estos análisis a personas en precarias condiciones económicas. Por otro lado este tipo de software presenta una complejidad moderada para su manejo y es necesario que personal especializado lo manipule. Por lo anterior podemos deducir que es urgente generar un prototipo que se acople a la realidad social del país y esto incluye: un bajo costo para generar mayor inclusión social y un diseño efectivo para efectos prácticos clínicos que facilite la manipulación de esta tecnología.

Colombia tiene muchas falencias en lo que respecta a tratamiento protésico y ortésico, esto se debe a la falta de recursos intrínseca en los países de tercer mundo. Contrastando con las necesidades nombradas anteriormente, la realidad colombiana muestra que socialmente el sistema de salud esta en mora de emplear herramientas mas eficaces, en especial por los estragos del conflicto interno y el terrorismo. El análisis de marcha puede convertirse en una de las opciones para empezar a realizar tratamientos mas efectivos permitiéndole al médico realizar valoraciones mas objetivas sobre los métodos protésicos u ortésicos empleados.

A la fecha los avances mas destacados en el campo de análisis de marcha a nivel nacional son los realizados por EIA (Escuela de Ingeniería de Antioquia), quienes crearon un prototipo para análisis sagital de marcha con el apoyo de Colciencias<sup>4</sup>, actualmente este grupo de investigación se encuentra trabajando en otro prototipo para análisis 3D y se perfila como un pionero en esta área. La gran ventaja de desarrollar este proyecto en la UAO (Universidad Autónoma de Occidente) es que se cuenta con el hardware y software necesario para verificar los resultados obtenidos.

Actualmente la Universidad Autónoma de Occidente posee un sistema para análisis de marcha en tres dimensiones que utiliza como herramienta de trabajo el software SIMI MOTION™ y a partir del estudio de sus mecanismos de funcionamiento se ha concluido que es muy viable la generación de un dispositivo similar en su versión "local". El objetivo fundamental de este trabajo es iniciar un proceso de investigación en el área del análisis de marcha, que aporte herramientas científicamente validas, versátiles y aplicables para el área de biomecánica en la Universidad Autónoma de Occidente. Todo lo anterior para contribuir a un desarrollo educativo y científico que eventualmente permita una mayor independencia tecnológica y la generación de conocimiento y soluciones desde el Valle del Cauca.

---

<sup>4</sup> Díaz CA, Torres A, Ramírez JI, García LF, Álvarez N. Descripción de un dispositivo para análisis de la marcha en dos dimensiones. Rev. EIA 2006; 5: pp. 85-92.



La metodología empleada en el desarrollo del sistema de análisis de marcha fue basada en su gran mayoría en las investigaciones de Chris Vaughan. En primer lugar se aplicaron conceptos antropométricos para encontrar puntos anatómicos específicos, a continuación se hizo uso del sistema de coordenadas articulares para hallar las rotaciones axiales de cada articulación en el sistema local de coordenadas. Los dos procedimientos nombrados anteriormente son los pilares de este trabajo, sin embargo se realizaron otros procesos como el filtrado de datos, aplicación de métodos de diferencias finitas, dinámica inversa y modelación de segmentos corporales.

Las principales variables a trabajar como ya se ha dicho con anterioridad, son:

- Variables de entrada:
  - Posición de marcadores en el plano cartesiano tridimensional (X, Y, y Z), obtenidas mediante SIMI MOTION™ en el laboratorio de marcha de la Universidad Autónoma de Occidente.
  - Fuerzas de reacción del suelo entregadas por plataformas kistler.
- Variables de salida:
  - Rotaciones articulares tridimensionales de la cadera, rodilla y tobillo.
  - Primera y segunda derivada de posición lineal y angular (velocidad y aceleración).
  - Momentos de fuerza articulares en el plano sagital (las fuerzas articulares también son halladas pero no son de tanta importancia como el momento).

Este trabajo de pasantía de investigación se encuentra inmerso en el proyecto aprobado: "Estudio Biomecánico de Mujeres Colombianas para el Análisis del Síndrome del Dolor Patelofemoral" del profesor Nilson Fabián Díaz.

Los datos que se procesaron fueron tomados de un solo paciente sano y sin ningún problema aparente. Con base en lo anterior se puede decir que todavía son necesarias mas pruebas del software desarrollado, sin embargo es un buen comienzo para trabajos futuros y cabe mencionar que se encuentra como uno de los estudios pioneros en el área a nivel nacional.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A todos los niveles del entorno clínico se ve como es necesario realizar análisis de resultados de intervenciones médicas sobre pacientes con alteraciones motoras. El gran inconveniente es que este tipo de análisis es en la gran mayoría de casos realizado de manera cualitativa y no cuantitativa, esto genera un enorme factor de error y subsecuentemente grandes posibilidades de errar en el diagnóstico y posterior tratamiento.

Cuando se plantea esta necesidad surgen una variedad de métodos que posibilitan la satisfacción de la misma, sin embargo son pocos los que ofrecen un nivel de exactitud aceptable, bajos costos y ahorro de tiempo. El método de videografía digital ofrece casi todos los beneficios nombrados anteriormente a excepción de la variable económica, lo que la hace una técnica de poco uso en sitios con escasos recursos.

En lo referente a Colombia la realidad sociocultural nos muestra como abundan las personas a las cuales se les debe realizar este tipo de análisis, ya que para empezar se puede evidenciar que el 30% de los discapacitados tiene problemas relativos a la marcha (770.128 personas)<sup>5</sup>. La única herramienta disponible es la que brinda los equipos comerciales, sin embargo y como se nombró anteriormente, los recursos económicos no son suficientes para adquirirlos y posteriormente hacer uso de ellos.

Teniendo en cuenta que los avances a nivel nacional en el área del análisis de marcha son muy precarios, se concluyó que es necesario empezar a generar conocimiento para solucionar las fallas relativas a la poca precisión del análisis cualitativo de marcha y subsecuentemente surge la incógnita: ¿Es posible desarrollar una herramienta de bajo costo para análisis de datos marcha en 3D mediante herramientas computacionales propias de la ingeniería?.

---

<sup>5</sup>Datos estadísticos Registro DANE. Disponible en línea: <http://www.fenascol.org.co/index.php?page=77>, consultado en Noviembre de 2008.

## OBJETIVOS

General:

Diseñar e implementar un algoritmo para análisis de datos de marcha en tercera dimensión.

Específicos:

- Implementar un método de validez científica, que haya sido probado con anterioridad en el campo de análisis de marcha a nivel internacional.
- Realizar el algoritmo con la mecánica de cuerpo rígido correspondiente a las rotaciones axiales articulares y con base en el sistema de coordenadas articulares.
- Integrar las variables de entrada (cinemáticas y cinéticas) de manera precisa y sincrónica.
- Desarrollar el algoritmo en MatLab y diseñar un sistema sencillo de comprender implementando funciones sencillas de computo.

# 1. MARCO TEÓRICO

## 1.1 ELEMENTOS ESTRUCTURALES DEL MOVIMIENTO HUMANO

El cuerpo humano está constituido por hueso, cartílago, ligamento, tendón, músculo, y otros tejidos conectivos<sup>6</sup>. Con el fin de entender las interacciones biomecánicas que suceden al interior del ser humano, es de vital importancia conocer las definiciones básicas y características del material biológico nombrado anteriormente.

Las acciones del sistema músculo-esquelético pueden ser interpretadas de muchas formas, sin embargo se profundizará únicamente en la correspondiente a la mecánica. La idea de este capítulo es orientar acerca de las interacciones mecánicas presentes entre los diferentes componentes del cuerpo nombrados anteriormente. Finalmente es necesario tener en cuenta que las características mecánicas se encuentran influenciadas por factores como la edad, género, ejercicio, movilidad y nutrición.

**1.1.1. Hueso.** El sistema músculo esquelético está compuesto por un sistema de soporte mecánico (sistema óseo) y un tejido que lo mantiene unido dándole rigidez. El hueso se diferencia del tejido conectivo por su rigidez y dureza, y es por ello que generalmente se suele usar el término "tejido duro" para referirse a él. La característica distintiva del hueso es su alto contenido de material inorgánico en forma de sales minerales ricas en calcio, este material se combina íntimamente mediante la matriz orgánica. El componente inorgánico otorga al hueso propiedades de alta resistencia y dureza, mientras que el material orgánico provee elasticidad y flexibilidad (a pesar de su alta rigidez). El tejido óseo es considerado un sistema mecánico dinámico, ya que puede adaptar su masa, forma y propiedades a manera de respuesta a la carga y ambientes fisiológicos específicos. El hueso realiza las siguientes funciones dentro del cuerpo<sup>6</sup>:

- Funciones mecánicas: funciona como una estructura de soporte contra las fuerzas externas como la gravedad, adicionalmente tiene la facultad de actuar como un sistema de palancas para transmitir fuerzas generadas por el sistema muscular. Su última función mecánica es la de proteger órganos vitales internos como el cerebro.
- Funciones Fisiológicas: en este aspecto se encuentran dos funciones vitales. En primer lugar es el encargado de la formación de células sanguíneas y en segundo lugar tiene la facultad de almacenar calcio.

---

<sup>6</sup> NIGG, B y HERZOG, W. Biomechanics of the Musculo-skeletal System: Biological Materials. 3er Edición. Inglaterra: Wiley. 2007. 672 p.

**1.1.2. Cartilago articular.** El cartilago articular es una delgada capa (de 1 a 6 mm en las articulaciones humanas) de tejido conectivo fibroso, que cubre las superficies articulares de los huesos en articulaciones sinoviales o diartrodias. Este tejido esta conformado por células (2 a 15%) y una matriz intercelular (85 a 98%) que contiene entre 65 y 80% de agua.

El cartilago articular es un material viscoelástico que en conjunto con liquido sinovial, permite un movimiento de muy baja fricción (coeficientes de fricción desde 0.002 hasta 0.05) en las superficies articulares. Las funciones del cartilago articular son básicamente tres:

- Transmitir fuerzas a través de las articulaciones.
- Distribuir las fuerzas articulares para minimizar concentraciones de esfuerzo mecánico.
- Brindar una superficie suave para el deslizamiento de superficies articulares.

Fisiológicamente el cartilago articular es un tejido virtualmente aislado, falto de vasos sanguíneos, canales linfáticos e innervación neurológica. Además su densidad celular es menor que de cualquier otro tejido<sup>7</sup>.

**1.1.3. Ligamentos.** Los ligamentos están compuestos por fibras de elastina y colágeno su función primordial es la de unir huesos articulares a través de una articulación de tal manera que existan limitaciones estáticas y brindar soporte mecánico a todo el complejo articular. Las funciones más importantes de los ligamentos son:

- Unir huesos articulares a través de las articulaciones.
- Guiar el movimiento de las articulaciones.
- Mantener la función lógica y congruencia de la articulación (niveles de flexión, extensión, rotaciones, etc.).

La principal proteína que se encuentra presente en los ligamentos es el colágeno. La encontramos principalmente en forma de fibras paralelas que se encuentran orientadas de tal manera que puedan resistir las fuerzas tensoriales presentes en la articulación. En general los ligamentos se consideran tejidos escasamente vascularizados y así como otros tejidos conectivos, estos se conforman de relativamente pocas células (fibroblastos) y de una abundante matriz extracelular<sup>7</sup>.

---

<sup>7</sup> NIGG, Op. cit., p.20

**1.1.4. Tendón.** El tendón es un tejido fibroso denso que conecta al músculo con el hueso. Existe gran variedad tamaños y formas de tendones, todo depende de las características morfológicas, fisiológicas y mecánicas del hueso y el músculo al cual se encuentran conectados. La función principal del tendón es la de transmitir cargas tensiles entre el hueso y el músculo, produciendo así movimiento articular o manteniendo la postura corporal.

El tendón debe ser restringido en su paso por la articulación por dos tipos de estructuras. En primer lugar las prominencias óseas, a través de las cuales la estructura tendinosa debe pasar y en segundo lugar por estructuras compuestas por laminas de tejido conectivo. Estas restricciones de dirección ayudan a mantener la orientación del tendón durante los procesos de movimiento articular<sup>8</sup>.

El tendón esta conformado por tres segmentos en general y son:

- La unión músculo-tendón, también conocida como miotendinosa.
- El tendón en sí, que es la zona del tendón que no se encuentra ligada a ninguna estructura.
- La unión hueso-tendón, también conocida como osteotendinosa.

**1.1.5. Músculo.** Probablemente la propiedad mas básica del músculo es su habilidad de producir fuerza. Sin embargo a pesar de años de investigación del músculo y sus características contráctiles, aún no existe un acuerdo unánime de la comunidad científica acerca de los mecanismos presentes en la producción de fuerza. Por ejemplo el mecanismo por acoplamiento de puentes cruzados de los miofilamentos, no es un tema comprendido muy claramente. A pesar de lo anterior, la teoría mas aceptada y de la cual se infieren varias ideas muy populares en grandes grupos de científicos es la de "Puentes cruzados"<sup>9</sup>.

Para este caso en especial hablaremos del músculo esquelético también conocido como estriado o voluntario, que es el que sujeta el esqueleto a través de los tendones. Este tipo de músculo es el tejido mas abundante en el cuerpo humano y corresponde a un rango del 40 al 45% de la masa corporal. El cuerpo humano posee más de 430 músculos esqueléticos y las funciones mas importantes que desarrollan son<sup>9</sup>:

- Proporcionar fuerza para generar movimiento articular.
- Proteger el esqueleto distribuyendo cargas y absorbiendo impactos.
- Permiten mantener la postura corporal frente a fuerzas como la de gravedad.

---

<sup>8</sup> NIGG, Op. cit., p.20

<sup>9</sup> NORDIN, M y FRANKEL, V. Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético: Biomecánica de los Tejidos y Estructuras del Sistema Musculoesquelético. 3er Edición. España: McGraw-Hill. 2004. 463 p.

El músculo esquelético se encuentra involucrado en la realización de trabajo dinámico y estático. El trabajo dinámico es el que permite la locomoción y posicionamiento del cuerpo en el espacio, aquí entran tareas como la marcha, que es el tema que interesa en mayor medida en este trabajo. El trabajo estático mantiene la postura o la posición del cuerpo.

La unidad contráctil básica del músculo es el sarcómero y la presencia de varios sarcómeros consecutivos define la formación de una miofibrilla. Para la generación de fuerza es necesaria una interacción de dos proteínas contráctiles presentes en el sarcómero llamadas miosina y actina, la interacción nombrada es más específicamente la generación de puentes cruzados entre los dos agentes proteicos<sup>10</sup>.

## 1.2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

La biomecánica es el estudio de las fuerzas y sus efectos sobre los seres vivos<sup>11</sup>. Por otra parte si aplicamos esta definición al asunto que se está tratando, podríamos decir que la biomecánica de la marcha es el estudio de las fuerzas y sus efectos sobre los patrones de movimiento en locomoción bípeda. Lo anterior incluye análisis cinemático y cinético de todos los movimientos que se generen durante un ciclo de marcha y es eso precisamente lo que se realizó en este trabajo.

La locomoción bípeda (o marcha) es un patrón de movimiento que requiere de una gran exactitud y sincronización sobretodo de las extremidades inferiores. Consiste en el resultado de una estimulación compleja y organizada desde un generador de patrón central, en la cual se envían señales nerviosas a músculos específicos y en tiempos específicos.

La biomecánica de la marcha ha sido uno de los grandes objetos de estudio en los últimos tiempos, tanto en lo relativo a descripción y cuantificación de movimientos "normales", como a la de movimientos "anormales" o patológicos. Dentro del entorno clínico se hace cada vez más importante conocer los comportamientos rotacionales y lineales, que cada uno de los segmentos corporales pueden llegar a mostrar, en especial los segmentos de extremidades inferiores<sup>12</sup>.

---

<sup>10</sup> NORDIN, Op. cit., p.22

<sup>11</sup> Mc Ginnis P.M. Why study biomechanics? En: Biomechanics of sport and exercise. Segunda edición. Human Kinetics; 2005. pp 1-16

<sup>12</sup> HAUSDORFF, J y NEIL, A. Gait Disorders Evaluation and Management: laboratory Based Evaluation of Gait Disorders: High Tech.EUA: Taylor & Francis Group, 2005. 409 p.

Tal vez uno de los más grandes campos en los que se desenvuelve la biomecánica de la marcha, es el de la rehabilitación y tratamiento de enfermedades motoras. En el entorno clínico es necesario evaluar, y con base en ello continuar o interrumpir tratamientos específicos que se realicen a pacientes con deficiencias biomecánicas. En este orden de ideas es obvio que el análisis de marcha ofrece un método de evaluación objetivo, y además de gran aplicabilidad, ya que por la complejidad de los patrones de marcha, casi cualquier cambio positivo o negativo sobre la eficiencia biomecánica del paciente, puede ser detectado con relativa facilidad.

A pesar de que durante el ciclo de marcha se presentan movimientos en todo el cuerpo y esto incluye tronco y brazos, para esta ocasión y en la gran mayoría de los análisis de marcha que se aplican actualmente, el procedimiento se realiza únicamente para las extremidades inferiores. Las articulaciones que se incluyen son las de cadera, rodilla y tobillo, y los segmentos corporales son respectivamente el muslo, pantorrilla y pie<sup>13</sup>.

Las tres articulaciones involucradas presentan tres grados de libertad cada una durante el ciclo de marcha. Las rotaciones axiales se llevan a cabo sobre el eje antero-posterior, medio-lateral, y longitudinal de cada uno de los segmentos corporales.

Con base en todo lo anterior se pueden definir nueve ángulos plenamente identificados en cada una de las extremidades inferiores. Estos nueve ángulos son el corazón del posterior análisis cinemático y de dinámica inversa de la marcha, ya que describen plenamente el grado de flexión-extensión, rotación interna-externa, y aducción-abducción de cada articulación involucrada.

### **1.3. HERRAMIENTAS PARA INTERPRETACION DE ANALISIS DE MARCHA**

**1.3.1. Introducción.** Dentro del entorno clínico existen parámetros de medida específicos que los profesionales de la salud necesitan como herramienta para generar un diagnóstico. Es por ello, que resulta conveniente determinar cuáles son las mediciones más útiles para el médico o para el fisioterapeuta al momento de tomar una decisión relativa al tratamiento a seguir<sup>13</sup>.

Existen dos medidas básicas que el clínico necesita para estar en capacidad de establecer un diagnóstico adecuado, y estas son:

- Rotaciones articulares.
- Momentos articulares.

---

<sup>13</sup> HAUSDORF, Op. cit., p.23

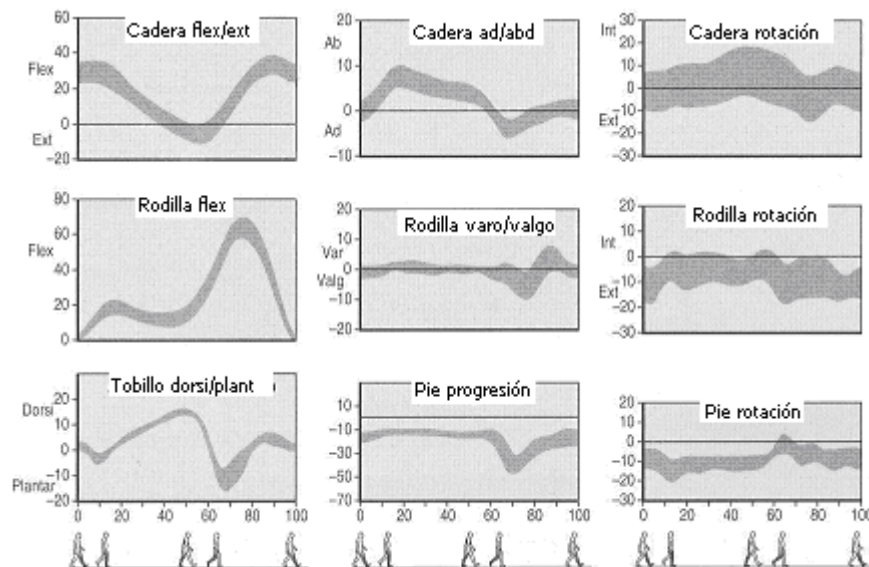


Las dos variables nombradas anteriormente son fundamentales para realizar un análisis de marcha adecuado, sin embargo los momentos articulares no son tan indispensables como la rotaciones articulares. Las rotaciones y momentos son generalmente analizados en el plano sagital, ya que es en el que se detectan más fácilmente las anomalías. Cuando el paciente sufre de alteraciones severas es necesario emplear análisis sobre los ejes longitudinales y antero-posteriores de los segmentos<sup>14</sup>.

Cuando se han obtenido los resultados del análisis, el paso a seguir por el clínico es realizar una comparación entre lo ideal y lo obtenido, de tal manera que es posible determinar el grado de anomalía del movimiento analizado.

**1.3.2. Cinemática normal de la marcha en 3D.** En la Figura 1 se pueden observar las gráficas correspondientes a las rotaciones axiales que se llevan a cabo durante la marcha. Puede verse que el plano que tiene un mayor rango de movimiento articular es por obvias razones el sagital, esto confirma la utilidad clínica del análisis sobre este plano y explica por que la mayoría de los análisis en 2D se refieren a este plano.

**Figura 1. Rotaciones axiales estándar**



**Fuente:** KIRTLEY C. Clinical Gait Analysis. Elsevier, 2006. 316 p.

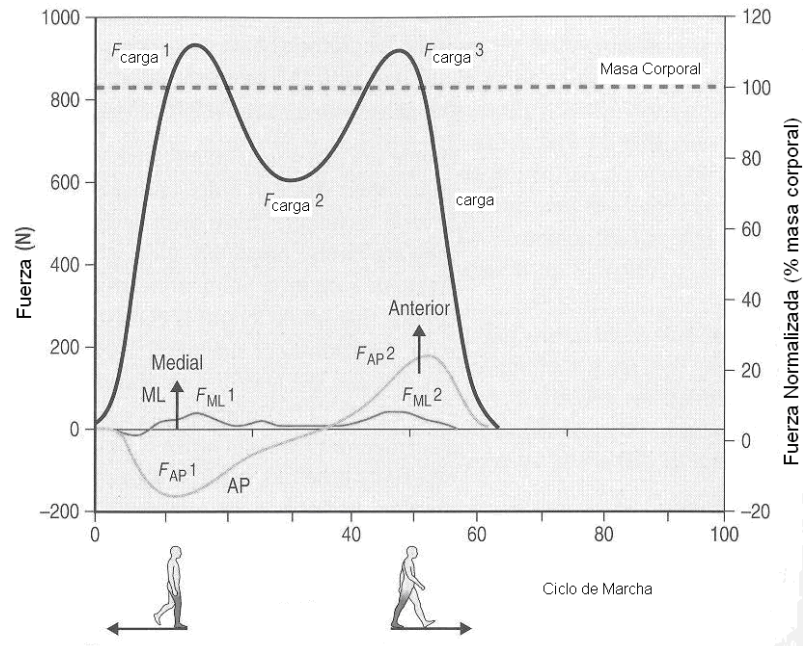
**1.3.3. Cinética normal de la marcha.** Cuando se habla de cinética la idea es referirse a las causas del movimiento, ya sea un movimiento patológico o normal. Es por lo anterior que se considera fundamental conocer cuales son las variables

<sup>14</sup> Notas de clase de Biomecánica. Profesor Wilfredo Ágredo Rodríguez, Universidad Autónoma de Occidente. Santiago de Cali, 2008.

normales que intervienen en este proceso y así acercarse cada vez más a la raíz del problema y su futura solución.

En primer lugar se deben conocer los valores estándar de fuerza de reacción (tres componentes) del suelo hacia el sujeto bajo análisis, es decir, la fuerza normal. En la Figura 2 se encuentran expuestos los valores considerados como “normales” en un paciente.

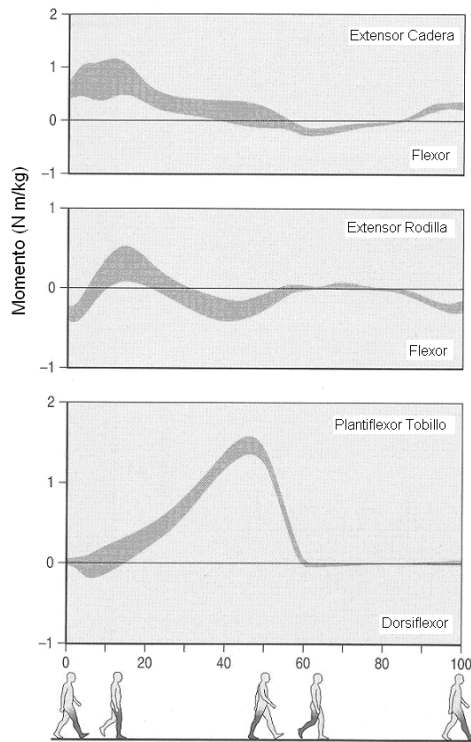
**Figura 2. Fuerzas de reacción del suelo en 3D**



**Fuente:** KIRTLLEY C. Clinical Gait Analysis. Elsevier, 2006. 316 p.

A continuación estas fuerzas actúan sobre los segmentos corporales, generando momentos articulares conocidos como “momentos articulares externos”. Por otro lado la actividad muscular produce otro tipo de momento conocido como “momento articular interno”. La suma de los dos da como resultado el momento articular neto y sus valores normales vienen dados en la Figura 3.

**Figura 3. Momentos articulares estándar en el plano sagital**



**Fuente:** KIRTLEY C. Clinical Gait Analysis. Elsevier, 2006. 316 p.

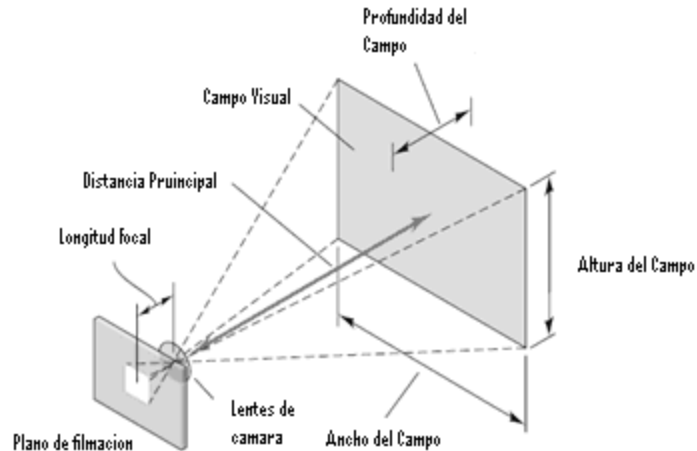
#### 1.4. ANALISIS DE MARCHA POR VIDEOGRAFIA

Existen varias consideraciones que deben tenerse en cuenta para el uso de la videografía digital. Por ejemplo como primera medida se debe ser cuidadoso escogiendo el tiempo de exposición de la imagen, lo que en otras palabras es la velocidad de muestreo de la cámara o frecuencia de disparo de la misma. Para el caso de análisis de marcha, una frecuencia de 60 cuadros por segundo es más que suficiente para obtener buenos resultados, y precisamente esta es la frecuencia escogida para obtener los datos iniciales.

Otra de las grandes consideraciones que deben hacerse es la relativa al foco y profundidad del campo visual, la cual es la distancia adelante y atrás del sujeto que se considera estar "enfocada". La configuración de la distancia de foco en la cámara, debe ser igual a la presente entre la lente y el sujeto bajo estudio. Esta distancia es llamada "distancia principal". No es recomendable usar autoenfoco ya que la cámara podría enfocar algún objeto de fondo y perder de foco el sujeto bajo estudio, es por esto que se usa enfoque manual<sup>15</sup>.

<sup>15</sup> ROBERTSON, Op. cit., p.15

**Figura 4. Variables de dimensión en fotogrametría**



**Fuente:** ROBERTSON G, Caldwell G. Research Methods in Biomechanics. Publicaciones: Human Kinetics; 2004 pp. 9-34.

En general existen muchísimos aspectos que deben tenerse en cuenta, entre ellos evitar la sobre exposición de la imagen, evitar que los marcadores pasen cerca al campo de visión, etc. En la Figura 4 se observan las variables de dimensión que deben ser tenidas en cuenta.

Siempre que se trabaje con imágenes, es necesario asegurarse de que las coordenadas de pixeles sean efectivamente escaladas en unidades de longitud. El método preferido de calibración en sistemas multicámara (3D), consiste en establecer una serie de puntos de control. Estos puntos son marcadores fijados a una estructura específica cuya posición ya es conocida dentro del sistema del laboratorio de marcha. Para calibrar en 3D se necesitan 6 puntos no-coplanares que permitan aplicar el método de transformación lineal directa (DLT, por su sigla en ingles, Direct Linear Transformation)<sup>16</sup>.

Después de haberse realizado la calibración, se hacen pruebas para comprobar la efectividad del método empleado y evitar errores de medición, sin embargo no se entraran a describir estos métodos porque son intrascendentes en este proyecto.

### **1.5. SIMI MOTION™ Y PLATAFORMA KISTLER**

Ya se habían hecho algunos comentarios acerca de las variables de entrada a partir de las cuales se iniciaría a realizar el análisis de marcha, sin embargo aún falta aclarar las especificaciones de la plataforma SIMI MOTION™ que se empleó para obtener estas variables. Ahora se hablara del software SIMI MOTION™ con sus respectivas herramientas de hardware.

<sup>16</sup> ROBERTSON, Op. cit., p.15

Los marcadores utilizados para este análisis de marcha son los del protocolo de Helen Hayes, y más adelante en la fase de procedimiento se explica por que se escogió este protocolo. El software SIMI MOTION™ cuenta con las herramientas para emplear este protocolo de marcadores.

Para la obtención de las fuerzas de reacción contra el suelo, se han utilizado dos plataformas Kistler que pueden ser integradas al SIMI MOTION™, es por ello que también se especificaran algunos aspectos de este hardware relativo a sensores de fuerza. El hardware y software empleado es:

- Hardware:
  - Cuatro cámaras de video "mini DV JVC" (frecuencia de disparo de 60 Hz).
  - Sistema de calibración láser propio de SIMI MOTION™.
  - Dos plataformas de fuerza "Kistler Force Plate 9286aa" (funcionamiento a 300 Hz).
  - Marcadores reflectivos pasivos de 25 mm de diámetro.
  - Cuatro trípodes para soporte de luces que iluminan los marcadores corporales reflectivos.
  - Cuatro juegos de luces halógenas especiales para iluminar los marcadores.
  - Computador y monitor para instalación y funcionamiento del SIMI MOTION™ e integración de cámaras vía puertos FireWire.
  
- Software (SIMI MOTION™):
  - Paquete de análisis en 3D.
  - Paquete de captura, seguimiento de marcadores y reconstrucción de datos 3D.
  - Paquete que permite la captura simultanea de video con cuatro cámaras.
  - Paquete que realiza dinámica y cinemática inversa.
  - Paquete que transfiere información de las plataformas de fuerza para la realización de dinámica inversa.

El mecanismo de funcionamiento empleado por SIMI MOTION™ para obtener las posiciones de los marcadores, es básicamente el mismo que se ha referenciado hasta ahora en las consideraciones básicas y la calibración en la videografía digital. No se profundizó mucho en esta etapa ya que no es el objetivo del proyecto.

## 2. METODOLOGÍA

El algoritmo desarrollado tiene como base fundamental el método usado por Christopher Vaughan en su sistema "GaitLab" y que aparece explicado claramente en el libro de su autoría llamado "Dynamics of Human Gait"<sup>17</sup>. Este autor se apoya en múltiples herramientas que conservan vigencia aun hoy en día y más adelante se verán explicadas en detalle. Entre los pilares de la investigación de Vaughan se encuentran las regresiones lineales para medidas antropométricas desarrolladas por Chandler<sup>18</sup> y el sistema de coordenadas articulares desarrollado por Grood y Suntay<sup>19</sup>.

### 2.1. FILTRADO DE DATOS

Cuando se obtienen las posiciones de los marcadores exportados del sistema SIMI MOTION™ en cada uno de los cuadros, es necesario realizar un proceso de filtrado sobre las mismas para eliminar ruido presente en la digitalización de marcadores. En actividades como la marcha, la frecuencia de desplazamiento es generalmente menor que la del ruido presente, es por ello que el filtro digital que se implementa en estos casos es un pasa bajo. Se ha encontrado mediante la experiencia que la frecuencia de corte más adecuada en general es de 6 hz para una marcha normal de 120 pasos por minuto (60 ciclos por minuto)<sup>20</sup> y a continuación se mostrara como es el proceso de diseño para un filtro Butterworth de segundo orden<sup>21</sup>.

El filtro Butterworth de segundo orden se expresa como:

$$x'(i) = a_0x(i) + a_1x(i-1) + a_2x(i-2) - b_1x'(i-1) - b_2x'(i-2) \quad (1)$$

Y ahora se procede a hallar los coeficientes del filtro de acuerdo a la Función de Sistema correspondiente. Primero se define la relación de frecuencia:

---

<sup>17</sup> VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>18</sup> CHANDLER, R, CLAUSER, C, McCONVILLE, J, REYNOLDS, H, y YOUNG, J (1975). Investigation of inertial properties of the human body (Aerospace Medical Research Laboratory Tech. Rep. No. 74-137). Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base, AMRL. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>19</sup> GROOD, E, y SUNTAY, W. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee. En: Journal of Biomechanical Engineering, Vol 105, 136-144. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>20</sup> KIRTLEY C, Op. cit., p.15

<sup>21</sup> Filter Function and Coefficients. Korea: Visol Inc, 1998. [Consultado el 10 de enero de 2009]. Disponible en internet.: <http://www.kwon3d.com/theory/filtering/fil.html>

$$f_r = \frac{f_s}{f_c} \quad (2)$$

Donde  $f_c$  es la frecuencia de corte y  $f_s$  es la frecuencia de muestreo

$$\begin{aligned} a_0(k) &= a_2(k) = \frac{(\Omega'_c)^2}{c(k)} \\ a_1(k) &= 2a_0(k) \\ b_1(k) &= \frac{2[(\Omega'_c)^2 - 1]}{c(k)} \\ b_2(k) &= \frac{1 - 2 \cos[\pi(2k + 1)/2N]\Omega'_c + (\Omega'_c)^2}{c(k)} \end{aligned} \quad (3)$$

Donde:

$$\begin{aligned} c(k) &= 1 + 2 \cos[\pi(2k + 1)/2N]\Omega'_c + (\Omega'_c)^2 \\ \Omega'_c &= \tan\left(\frac{\pi}{f_r}\right) \\ k &= 0 \text{ hasta } N/2 - 1 \end{aligned} \quad (4)$$

Después de haber aplicado este proceso se obtuvieron los siguientes valores de coeficientes del filtro:

$$\begin{aligned} a_0 &= 0.0675 \\ a_1 &= 0.1352 \\ a_2 &= a_0 \\ b_1 &= -1.1421 \\ b_2 &= 0.4124 \end{aligned} \quad (5)$$

Cabe mencionar que este filtro tiene un pequeño inconveniente relativo a su precisión. Sucede que por ser un sistema recursivo es necesario realizar algún tipo de "predicción" en las dos primeras respuestas, y sugerir que su salida es igual a la señal sin filtrar, es decir:

$$\begin{aligned} x'(1) &= x(1) \\ x'(2) &= x(2) \end{aligned} \quad (6)$$

Esto puede inducir algún error dentro de los cuadros siguientes, por lo cual se sugiere filmar algunos cuadros anteriores al fragmento de video de interés.

## 2.2. VELOCIDADES Y ACELERACIONES

Dado que se está realizando un análisis de tipo cinemático y cinético, es un hecho que uno de los factores fundamentales es el método empleado para hallar las velocidades y aceleraciones ya sea de los desplazamientos lineales o angulares según corresponda.

El método a utilizar es llamado "teoría de diferencias finitas" y se deriva de expansiones en las series de Taylor<sup>22</sup>. Esta teoría arroja como resultado dos ecuaciones que consisten en la primera y segunda derivada de datos de desplazamiento en función del tiempo (velocidad y aceleración).

Las ecuaciones 7 y 8 son las correspondientes a diferencia central son usadas en todas las diferencias excepto en la inicial y final.

$$\frac{dx_n}{dt} = \dot{x} = \frac{x_{n+1} - x_{n-1}}{2\Delta t} \quad (7)$$

$$\frac{d^2x_n}{dt^2} = \ddot{x} = \frac{x_{n+1} - 2x_n + x_{n-1}}{(\Delta t)^2} \quad (8)$$

Las ecuaciones 9 y 10 son las correspondientes a diferencia en adelante y son usadas para calcular la diferencia inicial.

$$\frac{dx_n}{dt} = \dot{x} = \frac{x_{n+1} - x_n}{\Delta t} \quad (9)$$

$$\frac{d^2x_n}{dt^2} = \ddot{x} = \frac{x_{n+2} - 2x_{n+1} + x_n}{(\Delta t)^2} \quad (10)$$

Las ecuaciones 11 y 12 son las correspondientes a diferencia en atraso y son usadas para calcular la diferencia final.

$$\frac{dx_n}{dt} = \dot{x} = \frac{x_n - x_{n-1}}{\Delta t} \quad (11)$$

$$\frac{d^2x_n}{dt^2} = \ddot{x} = \frac{x_n - 2x_{n-1} + x_{n-2}}{(\Delta t)^2} \quad (12)$$

---

<sup>22</sup> Miller, D.I., & Nelson, R.C. (1973). Biomechanics of sport. Philadelphia: Lea & Febiger. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.



La variables  $\Delta t$  corresponde a la diferencia de tiempo entre cuadro y cuadro mientras que  $x_n$  corresponde al cuadro que se esta procesando.

### 2.3. MOMENTOS DE INERCIA Y MASA DE CADA SEGMENTO

Con base en las técnicas presentadas anteriormente para el análisis de marcha, se puede concluir que una de las herramientas primordiales para el investigador involucrado en este campo es la "dinámica inversa", ya que esta permite especificar las causas del movimiento y cuantificarlas de una forma no invasiva. Por otro lado se debe realizar un análisis de las variables involucradas en los movimientos cíclicos de marcha como son el desplazamiento, las fuerzas de reacción y la actividad muscular.

A continuación se realizara una descripción del primer mecanismo a utilizar para lograr el objetivo final, este consiste en el proceso necesario para hallar los momentos de inercia y centros de masa de las extremidades inferiores. El fin de realizar todo este procedimiento es personalizar cada una de las variables en cuestión para que de esta forma se pueda alcanzar mayor precisión en los futuros cálculos de dinámica inversa. La ubicación del centro de masa de segmentos articulares es relativa a marcadores corporales específicos, mientras que los momentos de inercia son tomados con relación a ejes ortogonales que se ubican en el centro de gravedad del segmento.

Se han asumido algunos parámetros relativos a la cantidad y distribución de las extremidades inferiores involucradas en el análisis. Se definieron seis (6) segmentos rígidos cuyas dimensiones no cambian durante la marcha, estos son: muslo, pantorrilla y pie para cada lado, el izquierdo y derecho del sujeto en cuestión. La elección de seis (6) segmentos que representan las dos extremidades inferiores viene dada por el hecho de ser el sistema más utilizado por investigadores de marcha a nivel mundial<sup>23 24</sup>.

Para estimar los valores de centro de masa y momentos de inercia, existen varias aproximaciones dentro de las que se destacan el promedio de segmentos corporales de cadáveres<sup>25</sup>, modelación matemática<sup>26</sup>, escaneo de superficies

---

<sup>23</sup> ENDERLE, J, BLANCHARD, S y BROZINO, J. Introduccion to Biomedical Engineering: Biomechanics. Segunda Edición. EUA: Elsevier, 2005. 1118 p.

<sup>24</sup> BAKER, Op. cit., p.15

<sup>25</sup> DEMPSTER, W. Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs (Wright Air Development Center Tech. Rep. No. 55-159). Dayton, OH: Wright-Patterson, 1955. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

(rayos gama, tomografía axial y resonancia magnética)<sup>27</sup>. Cada uno de los nombrados anteriormente tiene limitaciones específicas. El promedio de segmentos corporales de cadáveres no permite crear medidas personalizadas para el sujeto en cuestión sino que la mayoría de las veces la única variable de entrada es la masa corporal total a manera de variable predictiva estadísticamente. El método matemático requiere demasiadas variables (242 en el trabajo de Hatze) y tiempo para ser implementados. Las técnicas de escaneo son bastante detalladas y poseen un alto grado de exactitud pero tiene limitantes relativas a su uso frecuente por los factores de radiación y costos.

Una técnica para estimación de parámetros de segmentos corporales debe contar con 4 características básicas. Ser personalizada de tal manera que las características auténticas del individuo sean plasmadas en el proceso y medidas. Las medidas deben requerir poco tiempo en el proceso de adquisición de datos desde el paciente bajo estudio. Debe ser económico y seguro para el personal involucrado. Finalmente debe poseer una precisión razonable.

El procedimiento escogido fue el usado por Vaughan, ya que aparentemente cumplía con todos los criterios exigidos para lograr una buena predicción de las variables en cuestión mediante múltiples regresiones lineales. El autor se basa en medidas antropométricas del paciente, son veinte mediciones (20) las que deben hacerse en total, distribuidas en nueve (9) por cada lado, la masa total y finalmente la distancia entre las espinas iliacas superiores anteriores. Este método logra describir con cierta exactitud las características de las extremidades inferiores del sujeto y se asume que son suficientes para alcanzar una precisión razonable en la predicción de los parámetros solicitados. En la Figura 5 se pueden apreciar las variables medidas mientras que en la Tabla 1 se explica la manera en que debe realizarse cada una de las mediciones<sup>28</sup>.

---

<sup>26</sup> HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13, 833-843. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. *Dynamics of Human Gait*. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>27</sup> ZATSIORSKY, V, y SELUYANOV, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. En D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes, y A.E. Patla (Eds.), *Biomechanics IX-B* (pp. 233-239). Champaign, IL: Human Kinetics. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. *Dynamics of Human Gait*. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>28</sup> VAUGHAN C, Op. cit., p.30

**Figura 5. Medidas antropométricas requeridas de extremidades inferiores**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

**Tabla 1. Descripción de parámetros antropométricos y la forma de medirlos**

PARAMETRO	DESCRIPCIÓN
Masa corporal	Mida (en una escala de precisión 0.01 kg) la masa del sujeto removiendo toda la ropa excepto la interior.
Ancho de EISA	Mediante un antropómetro, mida la distancia horizontal entre las espinas iliacas superiores anteriores.
Longitud del muslo	Mediante un antropómetro, mida la distancia vertical entre el punto superior del trocánter mayor del fémur y el margen superior lateral de la tibia.
Perímetro del muslo medio	Mediante un metro (cinta) perpendicular al eje longitudinal de la pierna y en posición media entre el marcador del trocánter y el de la tibia, mida el perímetro del muslo.
Longitud de la pantorrilla	Mediante un antropómetro, mida la distancia vertical entre la margen superior lateral de la tibia y el maleolo lateral.
Perímetro de la pantorrilla	Mediante un metro (cinta) perpendicular al eje longitudinal de la pantorrilla, mida el perímetro máximo.
Diámetro de la rodilla	Mediante un antropómetro, mida el ancho máximo de la rodilla entre los epicóndilos femorales.
Longitud del pie	Mediante un antropómetro, mida la distancia desde el margen posterior del talón hasta la yema del dedo mas largo.
Altura del maleolo	Mediante un antropómetro, mida la distancia entre la superficie en la que se encuentra erguido el sujeto, hasta el maleolo lateral.

**Continuación Tabla 1. Descripción de parámetros antropométricos y la forma de medirlos**

Ancho del maléolo	Mediante un antropómetro, mida la distancia máxima entre el maléolo medial y lateral.
Ancho del pie	Mediante un antropómetro, mida el ancho entre las terminaciones distales del I y V metatarso.

**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

**2.4. PREDICCIÓN DE MASA**

Es un hecho que la masa de un segmento corporal no depende únicamente de la masa total del paciente bajo estudio, sino que se debe tener en cuenta las dimensiones de la extremidad involucrada. La forma más obvia de verlo es entender que la masa es igual a densidad por volumen. Expresado matemáticamente tal como aparece en el texto de Vaughan, se busca una ecuación de regresión múltiple para predecir masas de segmentos que tiene la siguiente forma:

$$Masa = C1(Masa\ corporal) + C2(Longitud)^3 + C3 \tag{13}$$

Donde C1, C2, y C3 son coeficientes de regresión. Según el método empleado se ha decidido la forma del muslo y pantorrilla será representada como cilindros (ecuación 14), y la del pie como una pirámide (ecuación 15).

$$Masa\ Cilindro = \frac{(Densidad)}{4\pi} (Longitud)(Perimetro)^2 \tag{14}$$

$$Masa\ Piramide = \frac{1}{3} (Densidad)(Ancho)(Altura)(Longitud) \tag{15}$$

Para efectos de cálculo se tomo la densidad de los segmentos de todos los sujetos como invariante, y desde ese punto se tomaron las dimensiones lineales como variables de predicción de la masa. Vaughan realizó múltiples regresiones lineales basándose en el estudio realizado por Chandler, Clauser, McConville, Reynolds, y Young<sup>29</sup>, en el que se realizaron mediciones antropométricas minuciosas de seis (6) cadáveres. Las ecuaciones 16, 17 y 18 fueron obtenidas de este proceso.

---

<sup>29</sup> CHANDLER , Op. cit., p.29

$$\begin{aligned} \text{Masa Muslo} = & (0.1032)(\text{Masa corporal}) + & (16) \\ & (12.76)(\text{Longitud Muslo})(\text{Perimetro Muslo})^2 + (-1.023) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Masa Pantorrilla} = & (0.0226)(\text{Masa corporal}) + & (17) \\ & (31.33)(\text{Longitud Pantorrilla})(\text{Perimetro Pantorrilla})^2 + (0.016) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Masa Pie} = & (0.0083)(\text{Masa corporal}) + & (18) \\ & (254.5)(\text{Ancho Maleolo})(\text{Altura Maleolo})(\text{Longitud Pie}) + \\ & (-0.065) \end{aligned}$$

## 2.5. PREDICCIÓN DE MOMENTOS DE INERCIA

El momento de inercia se define como la medida de la resistencia de un cuerpo al movimiento angular, sus unidades son  $kg.m^2$ . Dado lo anterior, podemos decir que el momento de inercia esta directamente relacionado con la masa corporal (kilogramos) multiplicado por un parámetro compuesto por dimensiones de longitud al cuadrado ( $m^2$ )<sup>30</sup>. La ecuación de regresión lineal utilizada para encontrar los momentos de inercia de los segmentos es la 19.

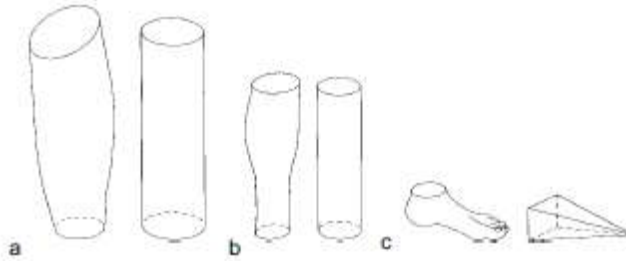
$$\text{Momento Inercia} = C4(\text{Masa corporal})(\text{Longitud})^2 + C5 \quad (19)$$

Donde C4 y C5 son coeficientes de regresión. La clave es reconocer que el parámetro de longitud al cuadrado es basado en el momento de inercia de sólidos geométricos de forma similar. De la misma forma que en la predicción de masa, se ha propuesto representar la pantorrilla y muslo como cilindros, y el pie como una pirámide. En la Figura 6 se puede apreciar gráficamente.

---

<sup>30</sup> VAUGHAN, Op. cit., p. 30

**Figura 6. Ilustración de los segmentos y sus homólogos geométricos**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

Usando la definición matemática del momento de inercia y cálculos estándar, se encontraron las siguientes relaciones<sup>31</sup>:

Momento de inercia de un cilindro respecto al eje de flexión y extensión:

$$\frac{1}{12}(Masa)[(Longitud)^2 + 0.076(Perimetro)^2] \quad (20)$$

Momento de inercia de un cilindro respecto al eje de aducción y abducción:

$$\frac{1}{12}(Masa)[(Longitud)^2 + 0.076(Perimetro)^2] \quad (21)$$

Momento de inercia de un cilindro respecto al eje de rotación interna y externa:

$$\frac{1}{8\pi^2}(Masa)(Perimetro)^2 \quad (22)$$

Las ecuaciones de flexión-extensión (flex/ext) y aducción-abducción (ad/abd) son idénticas para el cilindro representado, esto es debido a la simetría radial. En las tres ecuaciones anteriores encontramos unidades de  $kg.m^2$  y por otro lado el momento de inercia con respecto al eje de rotación depende únicamente de la masa y el perímetro del cilindro. Como se puede ver en la ecuación 19, cada una de las ecuaciones entrega dos coeficientes de regresión. Existen tres ecuaciones de regresión para cada segmento, y hay un total de tres segmentos (muslo, pantorrilla, y pie). De lo anterior se puede concluir que el análisis de regresión de los datos hallados por Chandler entregará  $2 \times 3 \times 3 = 18$  coeficientes de regresión. Las ecuaciones de regresión empleadas para el muslo son<sup>32</sup>:

Momento de inercia del muslo respecto al eje de flexión y extensión:

$$0.00762(Masa)[(Longitud Muslo)^2 + 0.076(Perimetro Muslo)^2] + 0.0115 \quad (23)$$

<sup>31</sup> VAUGHAN, Op. cit., p. 30

<sup>32</sup> CHANDLER, Op. cit., p.30

Momento de inercia del muslo respecto al eje de aducción y abducción:  
 $0.00762(Masa)[(Longitud\ Muslo)^2 + 0.076(Perimetro\ Muslo)^2] + 0.0118$  (24)

Momento de inercia del muslo respecto al eje de rotación interna y externa:  
 $0.00151(Masa)(Perimetro\ Muslo)^2 + 0.00305$  (25)

Momento de inercia de la pantorrilla respecto al eje de flexión y extensión:  
 $0.0034(Masa)[(Longitud\ Panto)^2 + 0.076(Perimetro\ Panto)^2] + 0.0051$  (26)

Momento de inercia de la pantorrilla respecto al eje de aducción y abducción:  
 $0.0038(Masa)[(Longitud\ Panto)^2 + 0.076(Perimetro\ Panto)^2] + 0.0013$  (27)

Momento de inercia de la pantorrilla respecto al eje de rotación interna y externa:  
 $0.0004(Masa)(Perimetro\ Panto)^2 + 0.00012$  (28)

Momento de inercia del pie respecto al eje de flexión y extensión:  
 $0.00023(Masa)[4(h\ Maleo)^2 + 3(l\ Pie)^2] + 0.00022$  (29)

Momento de inercia del pie respecto al eje de aducción y abducción:  
 $0.00021(Masa)[4(a\ Pie)^2 + 3(l\ Pie)^2] + 0.00067$  (30)

Momento de inercia del pie respecto al eje de rotación interna y externa:  
 $0.00141(Masa)[(h\ Maleo)^2 + (a\ Pie)^2] - 0.00008$  (31)

Nota: Panto se refiere a la pantorrilla, mientras que las convenciones l, h, y a equivalen a longitud, altura, y ancho respectivamente.

## 2.6. CINEMÁTICA LINEAL

Como se vio en la sección anterior, cada uno de los segmentos corporales fueron considerados como entidades independientes. Para la modelación del cuerpo humano y más exactamente la modelación de marcha humana, es bien sabido que la herramienta mas utilizada es la mecánica de cuerpos rígidos<sup>33</sup>.

La primera consideración que se debe tener en cuenta para realizar análisis de cuerpos rígidos en 3D, consiste en comprender el hecho de que se esta trabajando bajo seis grados de libertad. Los grados de libertad dependen directamente de la cantidad de variables independientes necesarias para describir

---

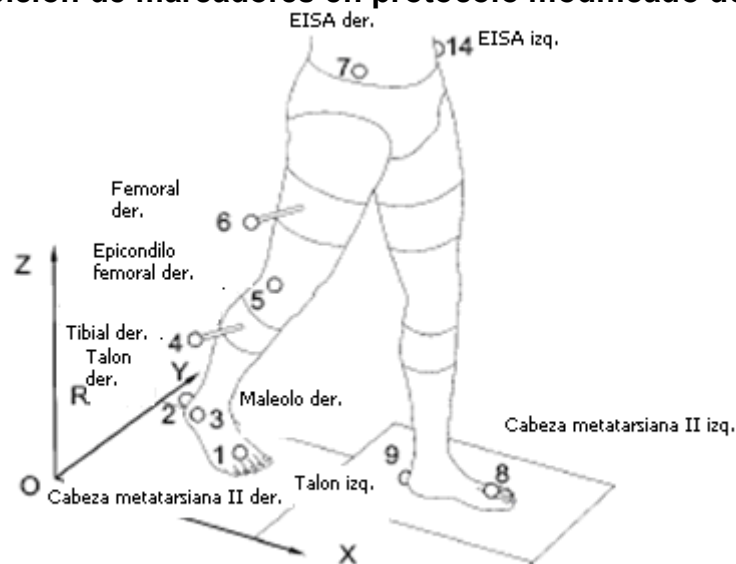
<sup>33</sup> BAKER, Op. cit., p.15

la posición de un cuerpo en el espacio. Para este caso particular en que usamos el espacio 3D se deben definir 3 coordenadas cartesianas (X, Y, y Z) y tres ángulos que representan la orientación del cuerpo<sup>34</sup>.

Para poder determinar las seis coordenadas que describen la posición del segmento, el analista de marcha debe realizar la medición de al menos tres marcadores no-colineales en cada segmento<sup>35</sup>. Es por lo anterior que se debe entrar a definir cuales van a ser las posiciones en las que serán colocados los marcadores. Se debe tener en cuenta que la eficiencia y efectividad del proceso de análisis de marcha depende directamente de la cantidad de marcadores a utilizar, esto debido a que entre mayor cantidad de marcadores, asimismo el proceso se hace más susceptible a error y tedioso en cuanto a seguimiento cuadro a cuadro de marcadores. Por lo anterior se deben definir buenas posiciones anatómicas que permitan el objetivo con la menor cantidad de marcadores posibles.

El protocolo de marcadores utilizado es el conocido como “Modificado de Helen Hayes” y es usado por equipos comerciales como el SIMI MOTION™ entre otros. Los marcadores usados están descritos a continuación de forma gráfica en las Figuras 7A y 7B y textual en la Tabla 2:

**Figura 7A. Posición de marcadores en protocolo modificado de Helen Hayes**



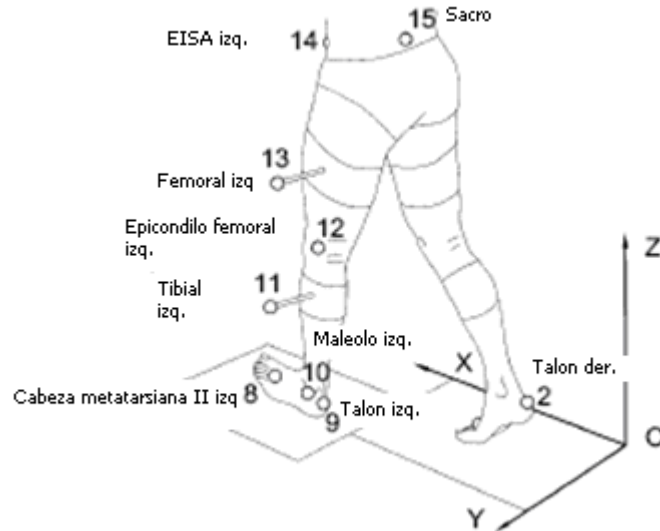
**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>34</sup> KNUDSON, D. Fundamentals of Biomechanics: Linear and Angular Kinematics. Segunda Edición. USA: Springer, 2007. 319 p.

<sup>35</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.30



**Figura 7B. Posición de marcadores en protocolo modificado de Helen Hayes**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

**Tabla 2. Descripción de las posiciones de los marcadores**

POSICIONES	DESCRIPCIÓN
1	Segunda Cabeza Metatarsiana Derecha
2	Talón Derecho
3	Maleolo Lateral Derecho
4	Tibial Derecho
5	Epicóndilo Femoral Derecho
6	Femoral Derecho
7	Espina Iliaca Superior Anterior Derecha
8	Segunda Cabeza Metatarsiana Izquierda
9	Talón Izquierdo
10	Maleolo Lateral Izquierdo
11	Tibial Izquierdo
12	Epicóndilo Femoral Izquierdo
13	Femoral Mayor Izquierdo
14	Espina Iliaca Superior Anterior Izquierda
15	Vértebra Sacra

El mayor inconveniente que presenta el protocolo modificado de Helen Hayes descrito anteriormente es que se puede llegar a inducir error en caso de que el paciente bajo estudio presentase marcha errática, ya que los marcadores del tercio medio tibial y el trocánter mayor pudieran desplazarse con respecto al

segmento. Simplemente se generaría un efecto de aceleración de los marcadores con respecto al segmento, esto es debido a la distancia entre los mismos.

Para la captura de movimiento y determinación de las posiciones en el plano cartesiano (X, Y, y Z), en función del tiempo, se usó un sistema comercial conocido como SIMI MOTION™ y a partir de estos datos se empezaron a procesar las posiciones para convertirlas en desplazamiento lineal, velocidad y aceleración lineal, desplazamiento angular, velocidad y aceleración angular, etc.

## 2.7. POSICIONAMIENTO DE MARCADORES PARA MODELACIÓN

Uno de los problemas es el hecho de que el objetivo principal de la captura de movimiento es conocer la posición de la estructura ósea, sin embargo la única información que es posible recopilar es la de las posiciones de marcadores corporales específicos. La estrategia para calcular las posiciones de cadera, muslo y pantorrilla bilateralmente es basada en su totalidad en el método de modelación de Vaughan<sup>36</sup> y consiste en:

1. Seleccionar tres marcadores del segmento de interés.
2. Crear un sistema ortogonal de referencia **uvw** basándose en los tres marcadores seleccionados anteriormente.
3. Utilizar medidas antropométricas y el sistema de referencia **uvw** para plantear ecuaciones de predicción de centros articulares.

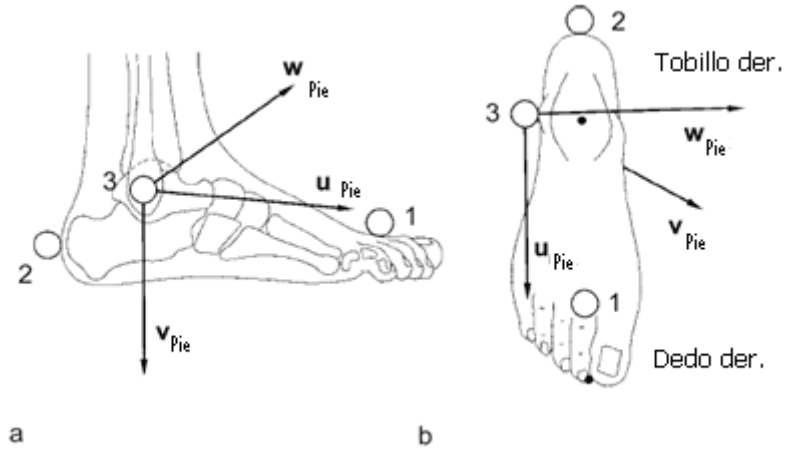
Nota: los valores p1 hasta p15 corresponden a las posiciones de los marcadores 1 al 15.

**2.7.1. Pie.** Es necesario considerar los marcadores del pie tal como se ven en la Figura 8. Estos están numerados: 1 para segundo metatarso, 2 para talón y 3 para el maleolo lateral.

---

<sup>36</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.29

**Figura 8. Sistema ortogonal de referencia para el tobillo**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

Cuando se crea el sistema de referencia  $uvw$  se debe establecer el origen en el marcador 3. Los tres marcadores forman un plano, y el eje  $w$  es perpendicular a este plano. El eje  $u$  es paralelo a la línea entre los marcadores 2 y 1. Para terminar, el eje  $v$  esta formando ángulo recto con respecto a  $u$  y  $w$ , de esta manera los tres ejes  $uvw$  forman el llamado "sistema de la mano derecha". Ahora que el sistema  $uvw$  ha sido definido, es posible usar esta información en ecuaciones de predicción para estimar la posición del centro del tobillo y el dedo más largo<sup>37</sup>:

$$\vec{P}_{tobillo} = \vec{P}_{maleolo\ lateral} + 0.016(l\ Pie)\hat{u} + 0.392(h\ Maleo)\hat{v} + 0.478(a\ Maleo)\hat{w} \quad (32)$$

$$\vec{P}_{dedo} = \vec{P}_{maleolo\ lateral} + 0.742(l\ Pie)\hat{u} + 1.1074(h\ Maleo)\hat{v} - 0.187(a\ Pie)\hat{w} \quad (33)$$

Donde:

$$\hat{U}_{pie} = \frac{\vec{p1} - \vec{p2}}{|\vec{p1} - \vec{p2}|} \quad (34)$$

$$\hat{W}_{pie} = \frac{(\vec{p1} - \vec{p3}) \times (\vec{p2} - \vec{p3})}{|(\vec{p1} - \vec{p3}) \times (\vec{p2} - \vec{p3})|} \quad (35)$$

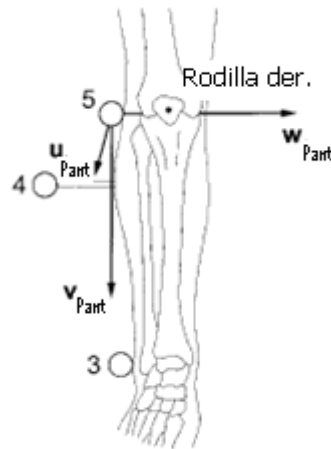
$$\hat{V}_{pie} = \hat{U}_{pie} \times \hat{W}_{pie} \quad (36)$$

<sup>37</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.30

En este caso se tuvo en cuenta el cálculo para pie derecho, sin embargo la única diferencia de este con los cálculos de pie izquierdo es que  $w$  cambia su signo debido a la perspectiva de "espejo" generada entre las dos extremidades.

**2.7.2. Pantorrilla.** Es necesario considerar los marcadores de la pantorrilla tal como se ven en la Figura 9. Estos están numerados: 3 para el maléolo lateral, 4 para tercio medio tibial y 5 para el epicóndilo femoral.

**Figura 9. Sistema ortogonal de referencia para la pantorrilla**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

Cuando se crea el sistema de referencia  $uvw$  se debe establecer el origen en el marcador 5. Los tres marcadores forman un plano, y el eje  $u$  es perpendicular a este plano. El eje  $v$  es paralelo a la línea entre los marcadores 5 y 3. Para terminar, el eje  $w$  esta formando ángulo recto con respecto a  $u$  y  $v$ , de esta manera los tres ejes  $uvw$  forman el "sistema de la mano derecha" de la misma forma que en el pie. Ahora que el sistema  $uvw$  ha sido definido, es posible usar esta información en ecuaciones de predicción para estimar la posición del centro de la rodilla<sup>38</sup>:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{Prodilla} = \overrightarrow{Pepicondilo} + 0(d_{Rodilla})\hat{u} + 0(d_{Rodilla})\hat{v} \\ + 0.5(d_{Rodilla})\hat{w} \end{aligned} \quad (37)$$

<sup>38</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.30

Donde:

$$\hat{V}_{pantorrilla} = \frac{\overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p5}}{\left| \overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p5} \right|} \quad (38)$$

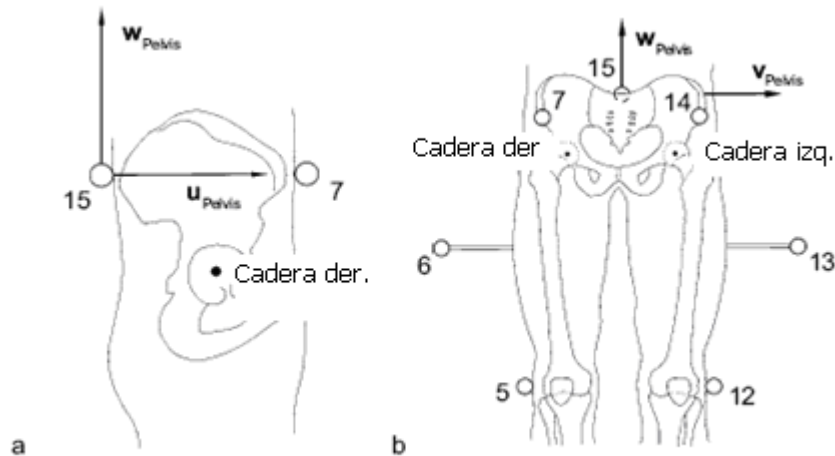
$$\hat{U}_{Pantorrilla} = \frac{(\overrightarrow{p4} - \overrightarrow{p5}) \times (\overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p5})}{\left| (\overrightarrow{p4} - \overrightarrow{p5}) \times (\overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p5}) \right|} \quad (39)$$

$$\hat{W}_{pantorrilla} = \hat{U}_{pantorrilla} \times \hat{V}_{pantorrilla} \quad (40)$$

En este caso se tuvo en cuenta el cálculo para rodilla derecha, sin embargo la única diferencia de este con los cálculos de rodilla izquierda es que **w** cambia su signo debido a la perspectiva de "espejo" generada entre las dos extremidades.

**2.7.3. Pelvis.** Es necesario considerar los marcadores de la pantorrilla tal como se ven en la Figura 10. Estos están numerados: 7 para espina iliaca superior anterior derecha, 14 para espina iliaca superior anterior izquierda y 15 para vértebra sacra.

**Figura 10. Sistema ortogonal de referencia para la cadera**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

Cuando se crea el sistema de referencia **uvw** se debe establecer el origen en el marcador 15. Los tres marcadores forman un plano, y el eje **w** es perpendicular a este plano. El eje **v** es paralelo a la línea entre los marcadores 7 y 14. Para terminar, el eje **u** esta formando ángulo recto con respecto a **w** y **v**, de esta manera los tres ejes **uvw** forman el "sistema de la mano derecha" de la misma forma que anteriormente. Ahora que el sistema **uvw** ha sido definido, es posible

usar esta información en ecuaciones de predicción para estimar la posición del centro de la cadera derecha e izquierda<sup>39</sup>:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{Pcadera} = \overrightarrow{Psacro} + 0.598(a \text{ ASIS})\hat{u} - 0.0344(a \text{ ASIS})\hat{v} \\ - 0.290(a \text{ ASIS})\hat{w} \end{aligned} \quad (41)$$

Donde:

$$\hat{V}cadera = \frac{\overrightarrow{p14} - \overrightarrow{p7}}{|\overrightarrow{p14} - \overrightarrow{p7}|} \quad (42)$$

$$\hat{W}cadera = \frac{(\overrightarrow{p7} - \overrightarrow{p15}) \times (\overrightarrow{p14} - \overrightarrow{p15})}{|(\overrightarrow{p7} - \overrightarrow{p15}) \times (\overrightarrow{p14} - \overrightarrow{p15})|} \quad (43)$$

$$\hat{U}cadera = \hat{V}cadera \times \hat{W}cadera \quad (44)$$

En este caso se tuvo en cuenta el cálculo para cadera derecha, sin embargo la única diferencia de este con los cálculos de cadera izquierda es que  $\mathbf{v}$  cambia su signo debido a la perspectiva de "espejo" generada entre las dos extremidades.

## 2.8. ORIENTACION DE LOS SEGMENTOS

La tarea principal a realizar ahora es determinar la orientación de cada segmento dentro del espacio 3D. Se debe tener un sistema de referencia (xyz) en cada segmento que definirá como el mismo esta posicionado con relación al cuadro global de referencia XYZ propio del laboratorio de marcha. Este sistema es definido como el sistema local de referencia y aparece en la Figura 11 mostrando los respectivos vectores involucrados y su orientación sobre el eje antero-posterior, medio-lateral o longitudinal.

La matemática involucrada en la determinación de xyz para cada segmento relativo al sistema global de referencia XYZ, se encuentra basado en algebra lineal tal y como se vera a continuación en las ecuaciones de la 45 a 62<sup>40</sup>:

<sup>39</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.30

<sup>40</sup> VAUGHAN, Op. cit., p.30

### Muslo Derecho

$$\hat{i}_1 = \frac{\overrightarrow{P_{D.Cadera} - P_{D.Rodilla}}}{\left| \overrightarrow{P_{D.Cadera} - P_{D.Rodilla}} \right|} \quad (45)$$

$$\hat{j}_1 = \frac{(\overrightarrow{p6 - P_{D.Cadera}}) X (\overrightarrow{P_{D.Rodilla} - P_{D.Cadera}})}{\left| (\overrightarrow{p6 - P_{D.Cadera}}) X (\overrightarrow{P_{D.Rodilla} - P_{D.Cadera}}) \right|} \quad (46)$$

$$\hat{k}_1 = \hat{i}_1 X \hat{j}_1 \quad (47)$$

### Muslo Izquierdo

$$\hat{i}_2 = \frac{\overrightarrow{P_{I.Cadera} - P_{I.Rodilla}}}{\left| \overrightarrow{P_{I.Cadera} - P_{I.Rodilla}} \right|} \quad (48)$$

$$\hat{j}_2 = \frac{(\overrightarrow{P_{I.Rodilla} - P_{I.Cadera}}) X (\overrightarrow{p13 - P_{I.Cadera}})}{\left| (\overrightarrow{P_{I.Rodilla} - P_{I.Cadera}}) X (\overrightarrow{p13 - P_{I.Cadera}}) \right|} \quad (49)$$

$$\hat{k}_2 = \hat{i}_2 X \hat{j}_2 \quad (50)$$

### Pantorrilla Derecha

$$\hat{i}_3 = \frac{\overrightarrow{P_{D.Rodilla} - P_{D.Tobillo}}}{\left| \overrightarrow{P_{D.Rodilla} - P_{D.Tobillo}} \right|} \quad (51)$$

$$\hat{j}_3 = \frac{(\overrightarrow{p5 - P_{D.Rodilla}}) X (\overrightarrow{P_{D.Tobillo} - P_{D.Rodilla}})}{\left| (\overrightarrow{p5 - P_{D.Rodilla}}) X (\overrightarrow{P_{D.Tobillo} - P_{D.Rodilla}}) \right|} \quad (52)$$

$$\hat{k}_3 = \hat{i}_3 X \hat{j}_3 \quad (53)$$

### Pantorrilla Izquierda

$$\hat{i}_4 = \frac{\overrightarrow{P_{I.Rodilla} - P_{I.Tobillo}}}{\left| \overrightarrow{P_{I.Rodilla} - P_{I.Tobillo}} \right|} \quad (54)$$

$$\hat{j}_4 = \frac{(\overrightarrow{P_{L.Tobillo} - P_{I.Rodilla}}) X (\overrightarrow{p12 - P_{I.Rodilla}})}{\left| (\overrightarrow{P_{L.Tobillo} - P_{I.Rodilla}}) X (\overrightarrow{p12 - P_{I.Rodilla}}) \right|} \quad (55)$$

$$\hat{k}_4 = \hat{i}_4 X \hat{j}_4 \quad (56)$$

Pie Derecho

$$\hat{i}_5 = \frac{\overrightarrow{p2 - P_{D.Dedo}}}{\left| \overrightarrow{p2 - P_{D.Dedo}} \right|} \quad (57)$$

$$\hat{k}_5 = \frac{(\overrightarrow{P_{D.Tobillo} - p2}) \times (\overrightarrow{P_{D.Dedo} - p2})}{\left| (\overrightarrow{P_{D.Tobillo} - p2}) \times (\overrightarrow{P_{D.Dedo} - p2}) \right|} \quad (58)$$

$$\hat{j}_5 = \hat{k}_5 \times \hat{i}_5 \quad (59)$$

Pie Izquierdo

$$\hat{i}_6 = \frac{\overrightarrow{p9 - P_{I.Dedo}}}{\left| \overrightarrow{p9 - P_{I.Dedo}} \right|} \quad (60)$$

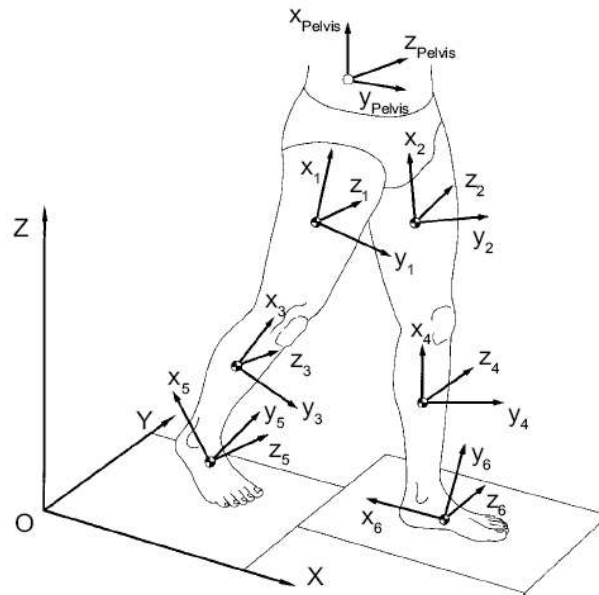
$$\hat{k}_6 = \frac{(\overrightarrow{P_{I.Tobillo} - p9}) \times (\overrightarrow{P_{I.Dedo} - p9})}{\left| (\overrightarrow{P_{I.Tobillo} - p9}) \times (\overrightarrow{P_{I.Dedo} - p9}) \right|} \quad (61)$$

$$\hat{j}_6 = \hat{k}_6 \times \hat{i}_6 \quad (62)$$

Es importante tener en cuenta que aunque la triadas de vectores **ijk** son usadas para definir el sistema local de coordenadas xyz, estas están expresadas en términos de el sistema global de referencia XYZ. Las coordenadas XYZ para la triada de vectores **ijk** son los datos finales obtenidos.



**Figura 11. Sistema local de referencia**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

## 2.9. CENTROS DE GRAVEDAD

Para lograr obtener los cálculos de los centros de gravedad de cada segmento, se necesitan dos cosas: la ubicación de los centros de articulaciones y los coeficientes de regresión tomados de los parámetros de segmentos corporales.

Los coeficientes de regresión fueron hallados usando los datos de Chandler<sup>41</sup> y a continuación se muestra un ejemplo grafico (Ver Figura 12) de la manera mediante la cual se predice el centro de gravedad del muslo:

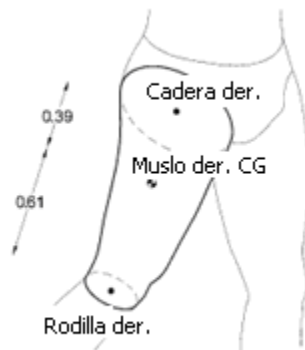
$$\overrightarrow{P_{Muslo.CG}} = \overrightarrow{P_{Cadera}} + 0.39(\overrightarrow{P_{Rodilla}} - \overrightarrow{P_{Cadera}}) \quad (63)$$

$$\overrightarrow{P_{Pantorrilla.CG}} = \overrightarrow{P_{Rodilla}} + 0.42(\overrightarrow{P_{Tobillo}} - \overrightarrow{P_{Rodilla}}) \quad (64)$$

$$\overrightarrow{P_{Pie.CG}} = \overrightarrow{P_{Talon}} + 0.44(\overrightarrow{P_{Dedo\ mas\ l\ arg\ o}} - \overrightarrow{P_{Talon}}) \quad (65)$$

<sup>41</sup> CHANDLER. Op. cit., p. 30

**Figura 12. Centro de masa del muslo**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

## **2.10. DEFINICION DE LOS ANGULOS ARTICULARES ANATOMICOS**

En la actualidad existen muchos métodos para hallar los ángulos articulares durante ciclos de marcha, sin embargo hasta el día de hoy unos de los métodos más utilizados y con mayor acogida dentro del medio científico fue el propuesto por Chao<sup>42</sup> y posteriormente mejorado por Grood y Suntay<sup>43</sup>, es por este motivo que se decidió usarlo dentro del proyecto. Este método utiliza el “Sistema de Coordenadas Articulares” (JCS en inglés, Joint Coordinate System) e involucra esencialmente rotaciones sobre ejes predefinidos (medio-lateral, antero-posterior, y longitudinal) de cada segmento tomando como base los ángulos cardanes y de Euler. El objetivo final del método es definir la rotación del segmento distal con relación al segmento proximal. Las rotaciones pueden ser definidas en general así<sup>42</sup>:

- Flexión y extensión (en el caso del tobillo, plantiflexión y dorsiflexión): se da con respecto al eje medio-lateral del segmento proximal.
- Rotación interna y externa: se da con respecto al eje longitudinal del segmento distal.
- Abducción y aducción: se da con respecto al eje flotante que se encuentra en ángulo recto en relación a los ejes de flexión/extensión y rotación interna/externa.

---

<sup>42</sup> CHAO, E.Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. Journal of Biomechanics, 13, 989-1006. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

<sup>43</sup> GROOD, E, y SUNTAY, W. Op. cit., p. 30

Las ecuaciones que determinan el grado de rotación articular son<sup>42</sup>:

$$\alpha_{D.Cadera} = \sin^{-1}[\hat{l}_{D.Cadera} \bullet \hat{i}_{Pelvis}] \quad (66)$$

$$\beta_{D.Cadera} = \sin^{-1}[\hat{k}_{Pelvis} \bullet \hat{i}_1] \quad (67)$$

$$\gamma_{D.Cadera} = -\sin^{-1}[\hat{l}_{D.Cadera} \bullet \hat{k}_1] \quad (68)$$

$$\alpha_{I.Cadera} = \sin^{-1}[\hat{l}_{I.Cadera} \bullet \hat{i}_{Pelvis}] \quad (69)$$

$$\beta_{I.Cadera} = -\sin^{-1}[\hat{k}_{Pelvis} \bullet \hat{i}_2] \quad (70)$$

$$\gamma_{I.Cadera} = \sin^{-1}[\hat{l}_{I.Cadera} \bullet \hat{k}_2] \quad (71)$$

$$\alpha_{D.Rodilla} = -\sin^{-1}[\hat{l}_{D.Rodilla} \bullet \hat{i}_1] \quad (72)$$

$$\beta_{D.Rodilla} = \sin^{-1}[\hat{k}_1 \bullet \hat{i}_3] \quad (73)$$

$$\gamma_{D.Rodilla} = -\sin^{-1}[\hat{l}_{D.Rodilla} \bullet \hat{k}_3] \quad (74)$$

$$\alpha_{I.Rodilla} = -\sin^{-1}[\hat{l}_{I.Rodilla} \bullet \hat{i}_2] \quad (75)$$

$$\beta_{I.Rodilla} = -\sin^{-1}[\hat{k}_2 \bullet \hat{i}_4] \quad (76)$$

$$\gamma_{I.Rodilla} = \sin^{-1}[\hat{l}_{I.Rodilla} \bullet \hat{k}_4] \quad (77)$$

$$\alpha_{D.Tobillo} = \sin^{-1}[\hat{l}_{D.Tobillo} \bullet \hat{j}_3] \quad (78)$$

$$\beta_{D.Tobillo} = \sin^{-1}[\hat{k}_3 \bullet \hat{i}_5] \quad (79)$$

$$\gamma_{D.Tobillo} = -\sin^{-1}[\hat{l}_{D.Tobillo} \bullet \hat{k}_5] \quad (80)$$

$$\alpha_{I.Tobillo} = \sin^{-1}[\hat{l}_{I.Tobillo} \bullet \hat{j}_4] \quad (81)$$

$$\beta_{I.Tobillo} = -\sin^{-1}[\hat{k}_4 \bullet \hat{i}_6] \quad (82)$$

$$\gamma_{I.Tobillo} = \sin^{-1}[\hat{l}_{I.Tobillo} \bullet \hat{k}_6] \quad (83)$$

donde,

$\alpha$  = Flexión-Extensión.

$\beta$  = Aducción-Abducción.

$\gamma$  = Rotación interna-externa.

$\hat{k}_{proximal}$  = Eje de flexión-extensión.

$\hat{i}_{distal}$  = Eje de rotación interna-externa.

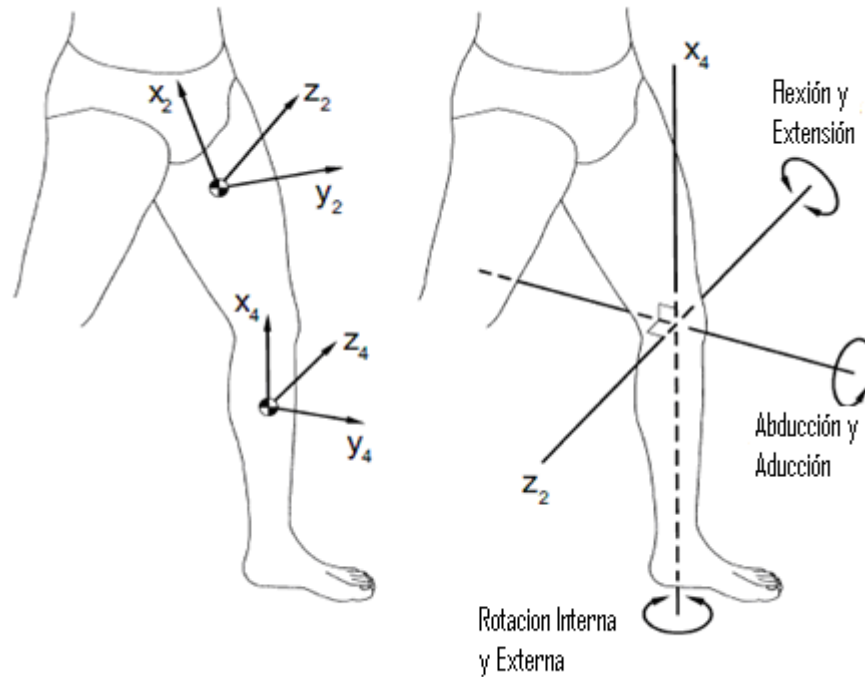
$\hat{l}_{articulación}$  = Eje de aducción-abducción.

$\hat{l}_{articulación}$  se encuentra definido por,

$$\hat{l}_{articulación} = \frac{\hat{k}_{proximal} \times \hat{i}_{distal}}{|\hat{k}_{proximal} \times \hat{i}_{distal}|} \quad (84)$$

En la Figura 13 se pueden apreciar más fácilmente las definiciones dadas anteriormente.

**Figura 13. Rotaciones axiales con respecto al sistema local de coordenadas**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

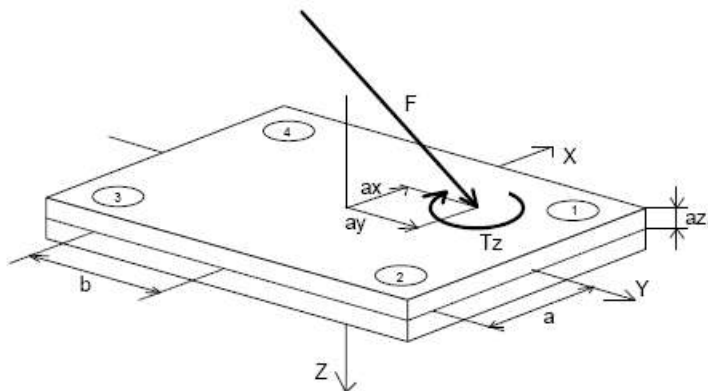
## 2.11. PLATAFORMAS KISTLER

La forma en que se obtuvieron los valores de fuerza para realizar cada uno de los cálculos de dinámica inversa, fue mediante dos plataformas marca Kistler cuyas especificaciones ya fueron nombradas anteriormente. Estas plataformas se encuentran conectadas al software SIMI MOTION™ y entregan directamente valores de voltaje de cuatro 4 sensores de presión que se encuentran distribuidos sobre cada esquina de cada plataforma (8 sensores en total). Las señales de salida en total son 8 por cada plataforma.

Los valores de voltaje que se obtienen de las plataformas, vienen dados sobre las direcciones X, Y, y Z. Sin embargo es necesario realizar algunos cálculos para

obtener las fuerzas totales de reacción<sup>44</sup>. Vea la Figura 14 y tablas (Tablas 3 y Tabla 4) para orientarse en este aspecto y tener una idea de los cálculos realizados en MatLab.

**Figura 14. Variables para el uso de plataformas Kistler en la dinámica inversa**



**Fuente:** Kistler Force Plate Formulae [En línea]. International Society of Biomechanics, 1999 [Consultado el 5 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf>

**Tabla 3. Señales de salida de las plataformas**

Señal de salida	Canal	Descripción
Fx12	1	Fuerza medida en X por sensor 1+2
Fx34	2	Fuerza medida en X por sensor 3+4
Fy14	3	Fuerza medida en Y por sensor 1+4
Fy23	4	Fuerza medida en Y por sensor 2+3
Fz1...Fz4	5...8	Fuerza medida en Z por sensor 1+2+3+4

**Tabla 4. Parámetros de cálculo**

Parámetro	Calculo	Descripción
Fx	$Fx12+Fx34$	Fuerza medio-lateral
Fy	$Fy14+Fy23$	Fuerza antero-posterior
Fz	$Fz1+...Fz4$	Fuerza Vertical
Mx	$b*(Fz1+Fz2-Fz3-Fz4)$	Momento en el eje X
My	$c*(-Fz1+Fz2+Fz3-Fz4)$	Momento en el eje Y
Mz	$b*(-Fx12+Fx34)+a*(Fy14-Fy23)$	Momento en el eje Z

**Fuente:** Kistler Force Plate Formulae [En línea]. International Society of Biomechanics, 1999 [Consultado el 5 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf>

<sup>44</sup> Kistler Force Plate Formulae[En línea]. International Society of Biomechanics, 1999 [Consultado el 5 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf>

## 2.12. CINÉTICA ARTICULAR

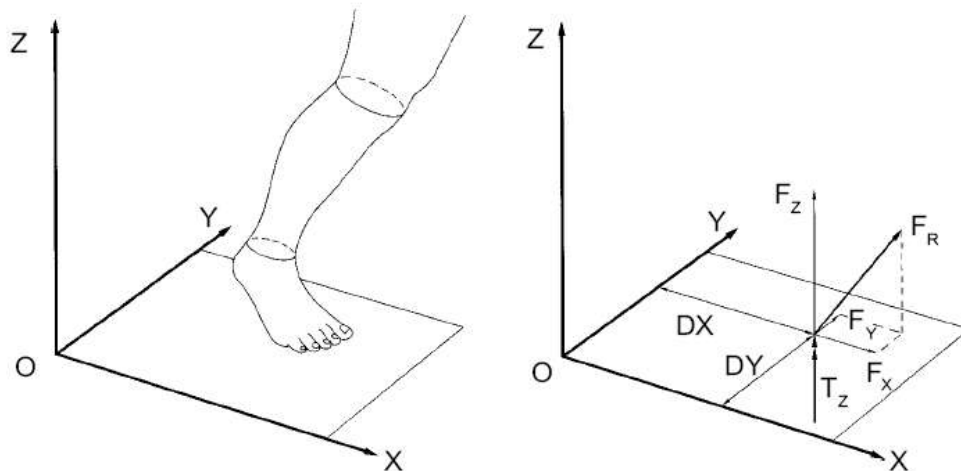
Hasta ahora se ha analizado el movimiento sin tener en cuenta sus causas. Sin embargo en este capítulo se entraran a explicar los cálculos necesarios para integrar los parámetros de segmentos corporales, la cinemática lineal, centros de gravedad, cinemática angular y finalmente las fuerzas de reacción del suelo.

Para lograr el análisis cinético en 3D es necesario tener una plataforma de fuerzas que nos permita obtener los siguientes seis datos:

1. Fuerza en la dirección de X ( $F_x$ ).
2. Fuerza en la dirección de Y ( $F_y$ ).
3. Fuerza en la dirección de Z ( $F_z$ ).
4. Posición de la fuerza resultante en la dirección X (DX).
5. Posición de la fuerza resultante en la dirección Y (DY).
6. Torque alrededor del eje Z ( $T_z$ ).

En la Figura 15 se pueden observar más claramente cada una de las variables necesarias y nombradas anteriormente.

**Figura 15. Datos de entrada entregados por plataformas de fuerza para aplicar dinámica inversa**



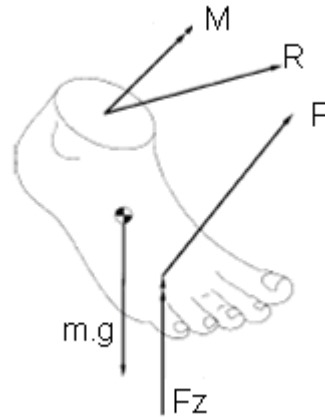
**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

### 2.13. CALCULO DE FUERZAS Y MOMENTOS ARTICULARES

Ahora que se tienen los valores de la fuerza de reacción del suelo, es posible calcular las fuerzas y momentos resultantes que actúan en las extremidades inferiores del paciente. Los cálculos para alcanzar este objetivo no son nada sencillos, es por ello que se mostraran únicamente los aspectos generales a continuación, y más adelante en los anexos correspondientes al software podrá observar la aplicación más específica a cada segmento. Los cálculos para el momento articular fueron realizados en el plano sagital únicamente, debido a que es el que más interesa en el entorno clínico y específicamente es el que interesa en el proyecto de investigación dentro del cual este trabajo se encuentra.

El primer paso a realizar es el diagrama de cuerpo libre de cada segmento, es decir, considerar la pierna como 3 segmentos independientes y desligados del resto -segmento pie, pantorrilla y muslo-. El siguiente paso es aplicar la segunda ley del movimiento de Newton a cada segmento. Ahora se podrá observar un ejemplo del diagrama de cuerpo libre del pie y su respectivo análisis con relación a la segunda ley de Newton (Ver Figura 16).

**Figura 16. Diagrama de cuerpo libre para el pie**



**Fuente:** VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

$$\sum \overrightarrow{Fuerzas} = Masa \times \overrightarrow{Acel} \quad \text{2da Ley de Newton (Lineal)} \quad (85)$$

$$\overrightarrow{F_X} + \overrightarrow{R_X} = Masa_{Pie} \overrightarrow{A_{Pie.CG.X}} \quad \text{En el eje X} \quad (86)$$

$$\overrightarrow{F_Z} + \overrightarrow{R_Z} - mg = Masa_{Pie} \overrightarrow{A_{Pie.CG.Z}} \quad \text{En el eje Z}$$

Las únicas incógnitas de las ecuaciones 85 y 86 son las variables  $R_x$  y  $R_z$ . La masa del pie  $Masa_{pie}$  se obtiene de las regresiones lineales; La fuerza de reacción  $F_R$  se obtiene de la placa de fuerza; las aceleraciones son el producto de la derivada hallada previamente con respecto al centro articular. De lo anterior se puede concluir que se obtuvo la fuerza presente en la articulación del tobillo.

La forma de hallar los momentos en cada articulación, es mediante el mismo análisis pero usando la segunda ley de Newton en su aplicación angular, como aparece en las ecuaciones 87 y 88:

$$\sum \overrightarrow{Momentos} = Inercia \times \overrightarrow{Acel. angular} \quad \text{2da Ley de Newton (Angular)} \quad (87)$$

$$-\overrightarrow{M_{Rz}} + \overrightarrow{M_{Rx}} - \overrightarrow{M_{Fz}} + \overrightarrow{M_{Fx}} - \overrightarrow{M_{Tobillo}} = I_{Pie} \overrightarrow{A_{FlxExt.Tobillo}} \quad (88)$$

Como se conocen los momentos de inercia y las velocidades y aceleraciones angulares de cada segmento, se puede proseguir a calcular los momentos generados por cada componente de fuerza conocido -  $R_z$ ,  $R_x$ ,  $F_z$ , y  $F_x$  -. Todas las variables son conocidas excepto  $\overrightarrow{M_{Tobillo}}$ , por lo cual es posible calcularla fácilmente.

Ahora mediante la tercera ley de Newton conocida como la de "acción y reacción" es posible acoplar el momento de un segmento con el del segmento subsecuente, simplemente asumiendo que estos dos segmentos tendrán igual magnitud pero dirección opuesta. En lo correspondiente al miembro izquierdo se realizaron los mismos cálculos pero teniendo en cuenta la segunda plataforma de fuerzas.

Todos los cálculos aparecen expresados en función de X y Z, esto se debe al hecho de que en el sistema de coordenadas empleado este plano corresponde al sagital del paciente. En el plano sagital es en el que se pueden visualizar los movimientos de flexión y extensión correspondientes.



### 3. RESULTADOS

#### 3.1. GRÁFICAS DE ROTACIONES AXIALES

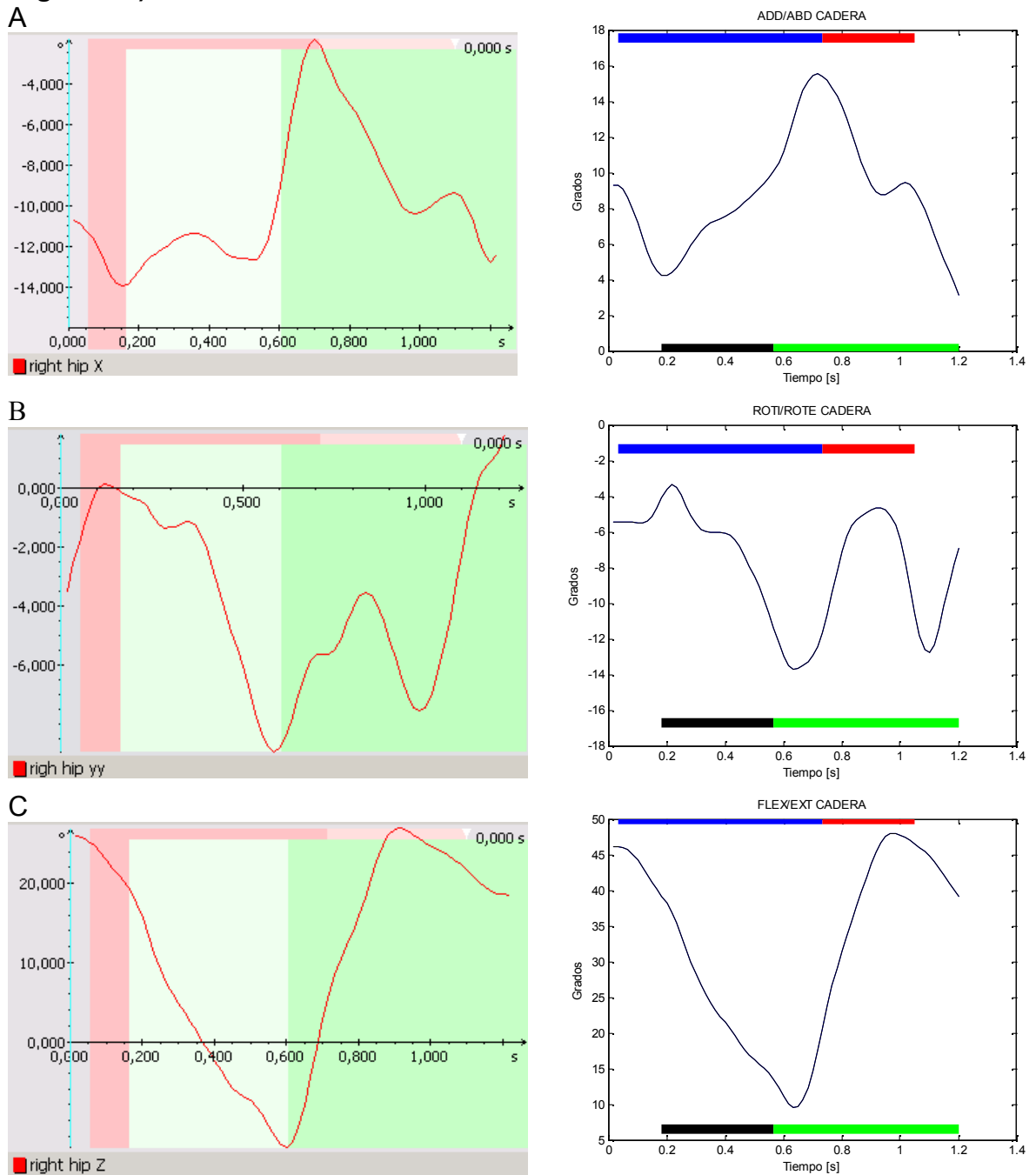
A continuación se mostrarán las gráficas de desplazamiento angular obtenidas con la herramienta SIMI MOTION™ y adicionalmente las obtenidas con el método desarrollado. Esto nos dará una idea del margen de error existente y nos permitirá ver la efectividad de los procesos desarrollados. Por otro lado teniendo en cuenta que el estudio fue aplicado a un paciente sano, se realizará una comparación con respecto a las gráficas que la literatura considera congruentes.

Cuando se analizan las gráficas se debe tener en cuenta un aspecto fundamental, y es el hecho de que SIMI MOTION™ no entrega las convenciones correspondientes al análisis médico de las rotaciones, es decir, flexión-extensión, aducción-abducción, y rotación interna-externa, siendo el primero valores positivos y el segundo valores negativos respectivamente en cada caso. Por otra parte lo que entrega son rotaciones con relación a los ejes X, Y, y Z, esto conlleva a encontrar gráficas "invertidas" con relación a las encontradas mediante el software desarrollado. En otras palabras, las rotaciones entregadas por SIMI MOTION™ no son las aceptadas convencionalmente y es necesario que el profesional de la salud este consciente de esto para conocer los resultados reales. Para evitar inconvenientes se realizó la corrección de las gráficas entregadas por el SIMI MOTION™.

Sería un proceso muy complejo llegar a cuantificar de alguna manera la diferencia entre los resultados obtenidos con el algoritmo y SIMI MOTION™, esto es debido a que en cada caso el error puede ser causado por diferentes variantes. Por ejemplo en algunas de las rotaciones el error radica en el cruce por cero de cada gráfica, es decir, los valores de desplazamiento angular corresponden en rango pero están desfasados, esto puede deberse a errores en la etapa de ubicación de los ejes locales o a errores en las regresiones lineales para hallar centros articulares y de los segmentos. En otros casos el error puede radicar en el sistema de coordenadas articulares y por lo tanto los valores no coincidirán en rango ni mucho menos en valor.

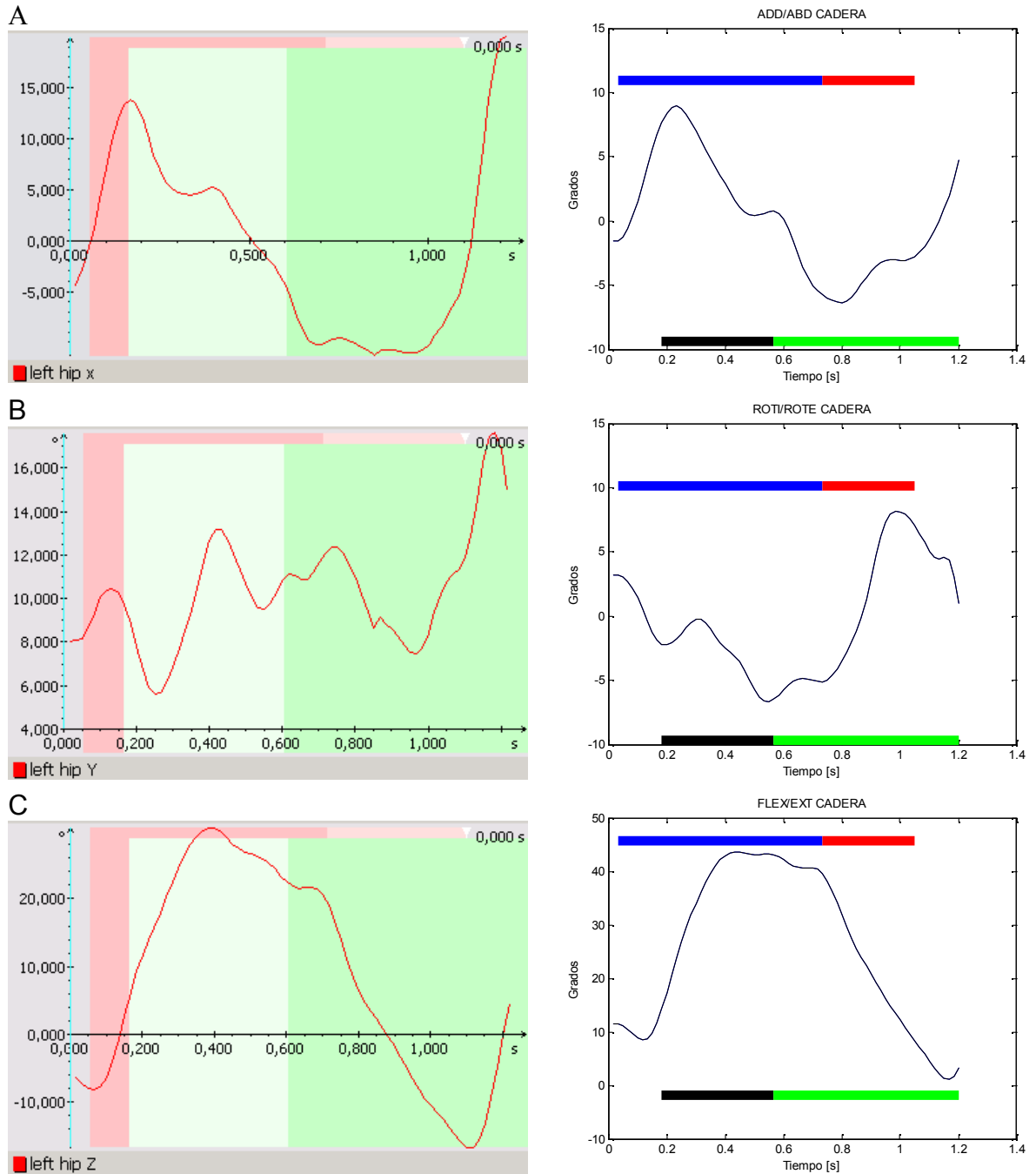
Los colores azul y rojo indican apoyo y balanceo de la extremidad derecha respectivamente mientras que el negro y verde indican balanceo y apoyo de la extremidad izquierda. Inmediatamente después de cada gráfica se encuentra un pequeño comentario acerca de las diferencias o similitudes entre los resultados obtenidos con el software comercial y el desarrollado aquí.

**Figura 17. Rotaciones axiales de cadera derecha (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



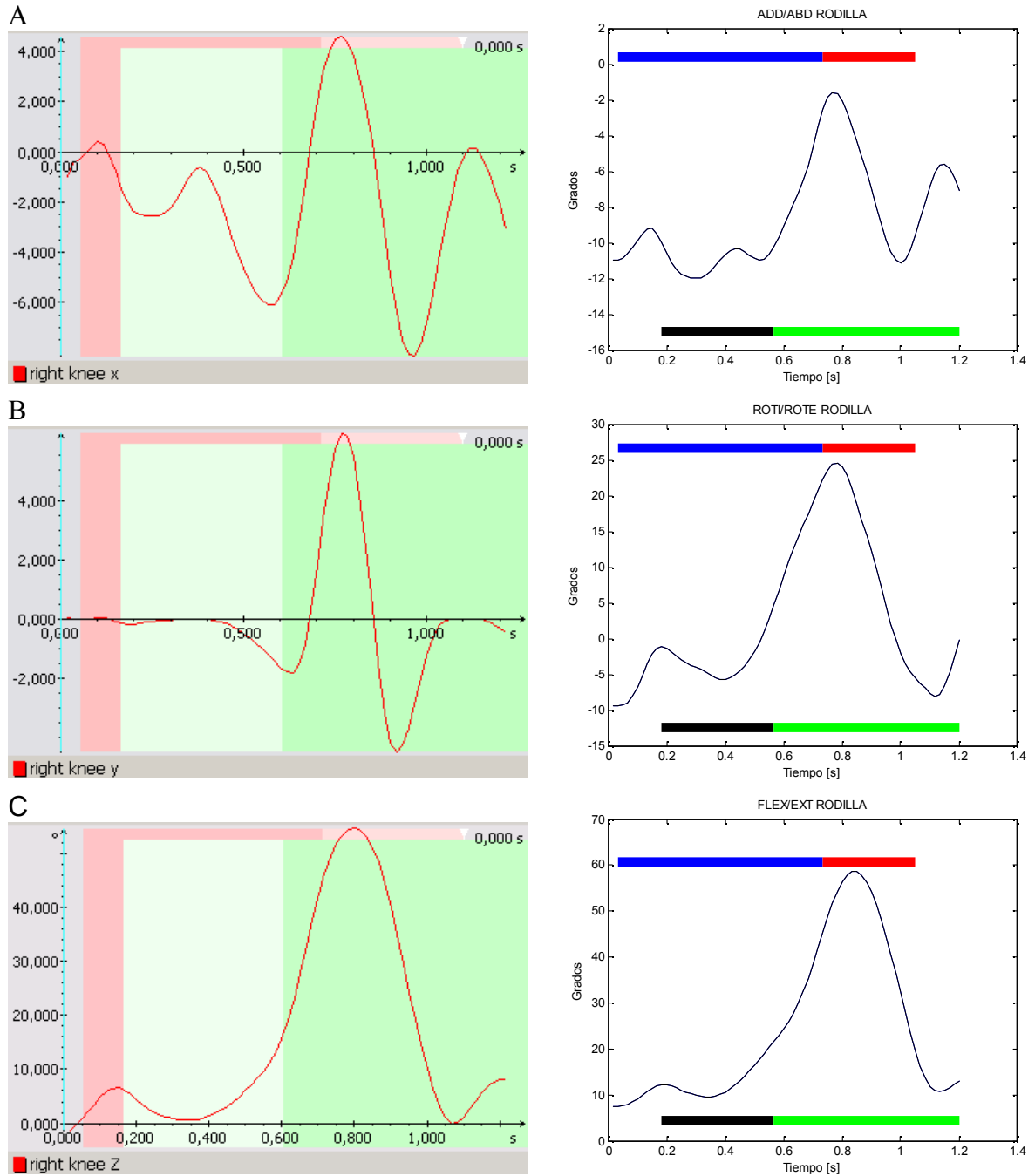
En la Figura 17.A se concluyó que existen similitudes, sin embargo hay un pequeño amplio desfase en los cruces por cero. En lo relativo a la Figura 17.B y 17.C, se concluyó que la diferencia fundamental es el cruce por cero, siendo las demás características muy parecidas.

**Figura 18. Rotaciones axiales de cadera Izquierda (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



En la Figura 18.A se concluyó que existe una gran similitud, sin embargo son más congruentes los resultados hallados con el método desarrollado ya que el rango se parece más al esperado en un paciente sano (Figura 1). Los resultados en la Figura 18.B son totalmente disímiles. En lo relativo a la Figura 18.C la diferencia primordial es el cruce por cero mencionado también para la cadera derecha.

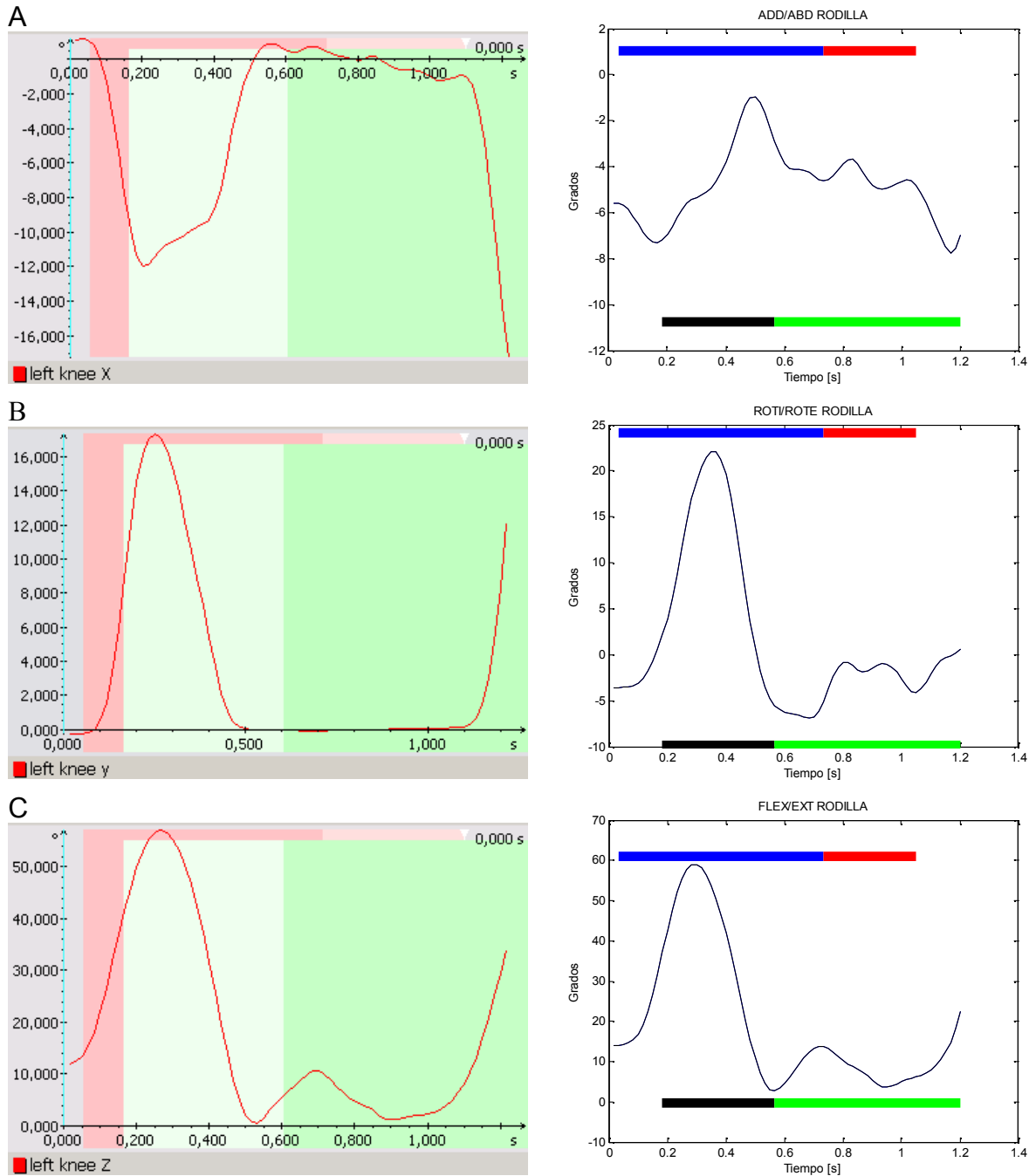
**Figura 19. Rotaciones axiales de rodilla derecha (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



En las tres rotaciones se encontraron desfases relativos al cruce por cero, sin embargo la morfología y rango del ángulo son muy similares en la Figura 19.A y 19.C. El error fundamental es el presente en la Figura 19.B, es por ello que se recurrió a los valores estándar (Figura 1) y se concluyó que las dos gráficas

presentan incongruencias severas. Se cree que el error radica en algún problema de calibración o colocación de marcadores (error generalizado).

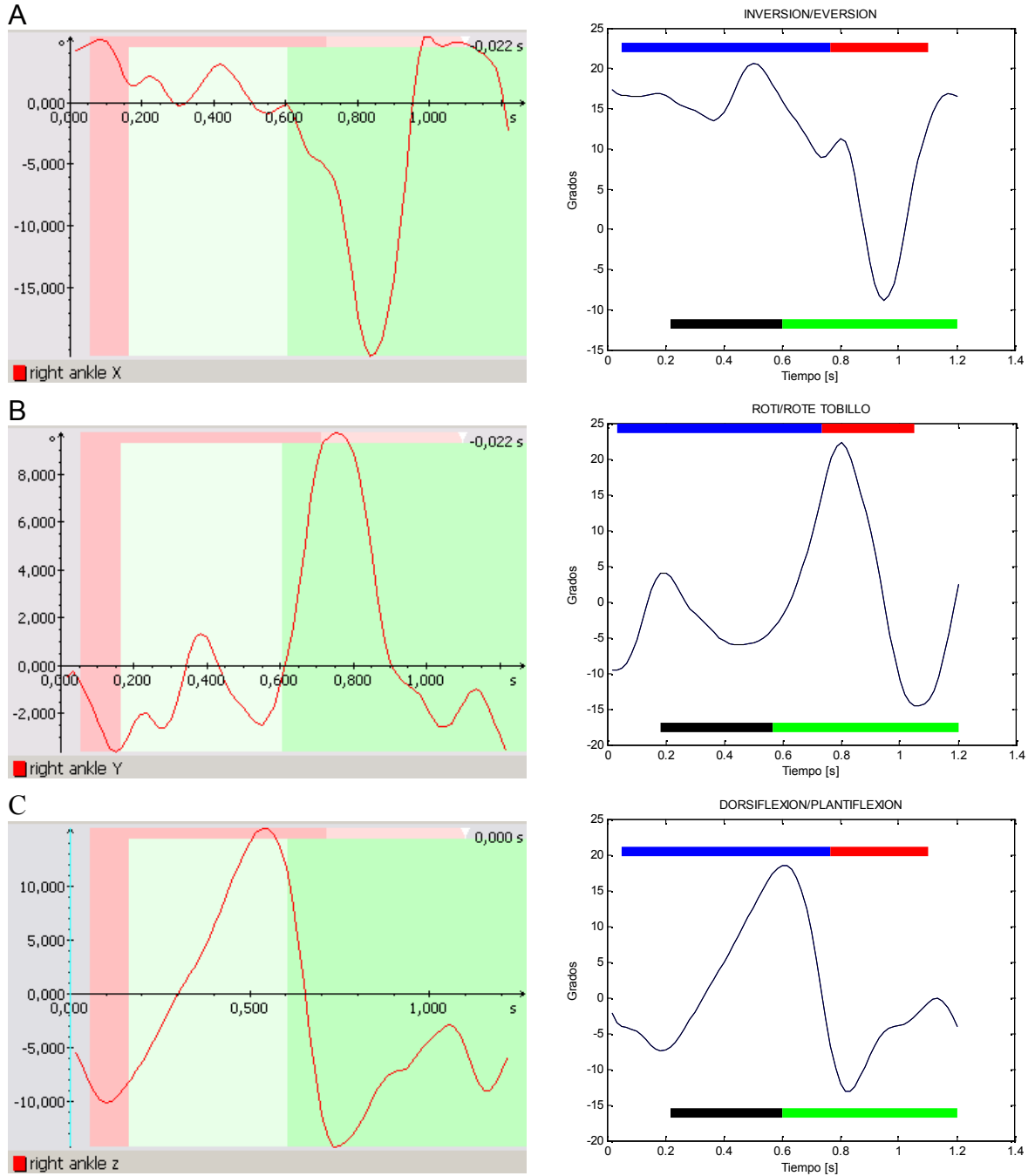
**Figura 20. Rotaciones axiales de rodilla izquierda (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



En la Figura 20.C se encontraron valores prácticamente idénticos, mientras que en la Figura 20.B existe un pequeño error de cruce por cero de aproximadamente

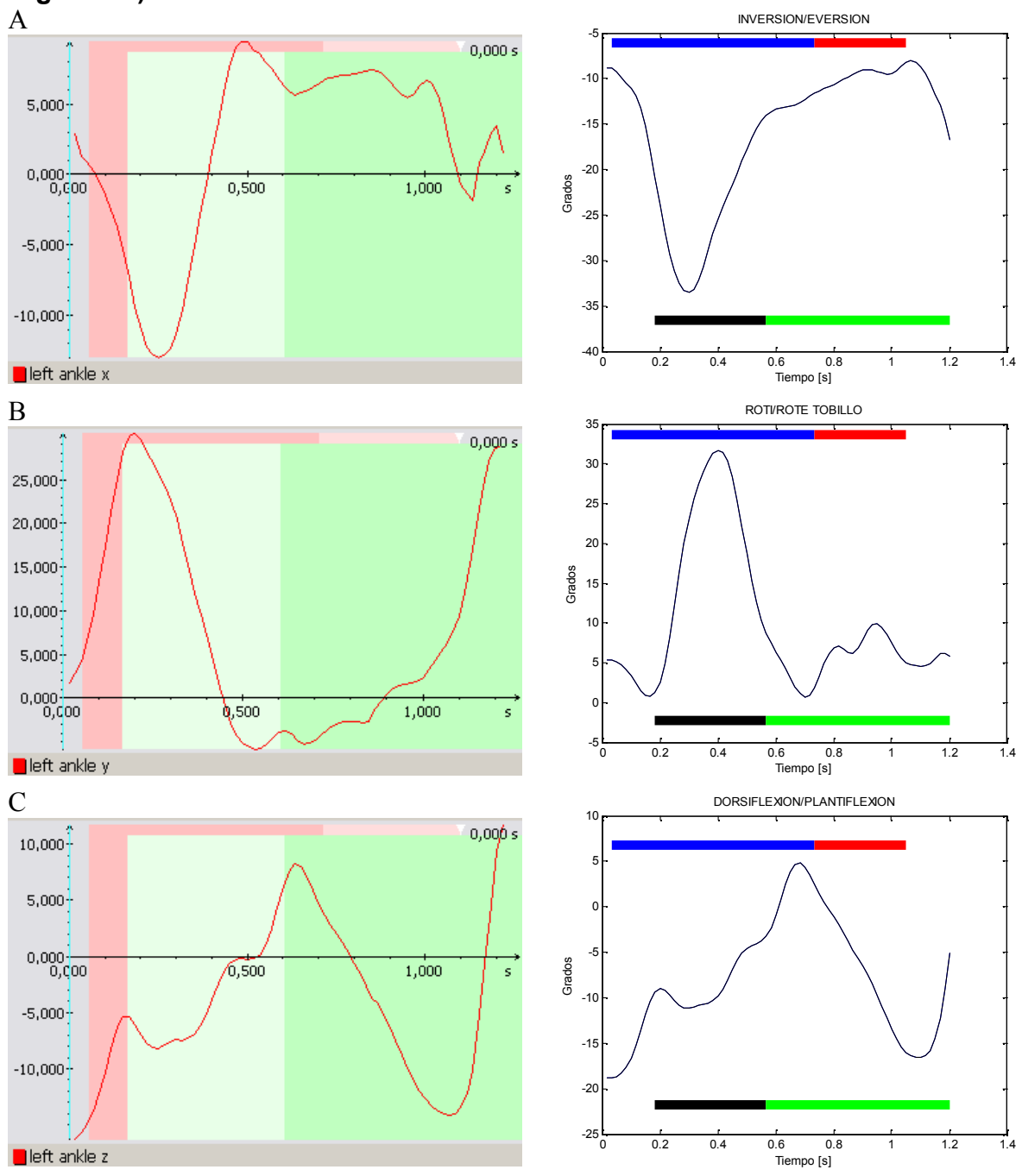
cinco (5) grados. En la Figura 20.A son relativamente disímiles, sin embargo considerando un error en el cruce por cero de la gráfica hallada con el método, las dos figuras se ajustan a las estándar (Figura 1).

**Figura 21. Rotaciones axiales de tobillo derecho (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



Las Figuras 21.C son casi idénticas y corresponden a la estándar (Figura 1). Por otro lado las Figuras 21.A y 21.B presentan su diferencia más grande en el cruce por cero y pequeñas desproporciones entre sus rangos angulares.

**Figura 22. Rotaciones axiales de tobillo izquierdo (SIMI MOTION™ vs. Algoritmo)**



Las Figuras 22.C son prácticamente idénticas y corresponden a las estándar (Figura 1). Por otro lado las Figuras 22.A y 22.B muestran un error considerable en el cruce por cero, sin embargo existe similitud morfológica y de rango entre ellas. Los resultados en general se muestran satisfactorios a pesar de ser una articulación tan compleja.

A continuación se mostraran algunos valores encontrados dentro de las gráficas correspondientes al sistema comercial y al algoritmo desarrollado. Aparecen 3 valores que corresponden a: ángulo máximo, ángulo mínimo y rango angular respectivamente. Con base en estos valores se puede deducir como el error fundamental es un desfase en la amplitud ya que los rango son similares en muchos casos.

**Tabla 5. Comparación SIMI MOTION™ vs ALGORITMO**

FIGURA	SIMI MOTION™	ALGORITMO
17.A	-2	16
	-14	4
	12	12
17.B	0	-3.5
	-9.5	-14
	9.5	10.5
17.C	26	46
	-14	10
	40	36
18.A	14	9
	-11	-7
	25	16
18.B	14	8
	6	-6
	8	14
18.C	30	44
	-16	0
	46	44
19.A	4	-2
	-9	-12
	13	10
19.B	54	59
	0	9
	54	50
19.C	6	25
	-5	-5
	11	30

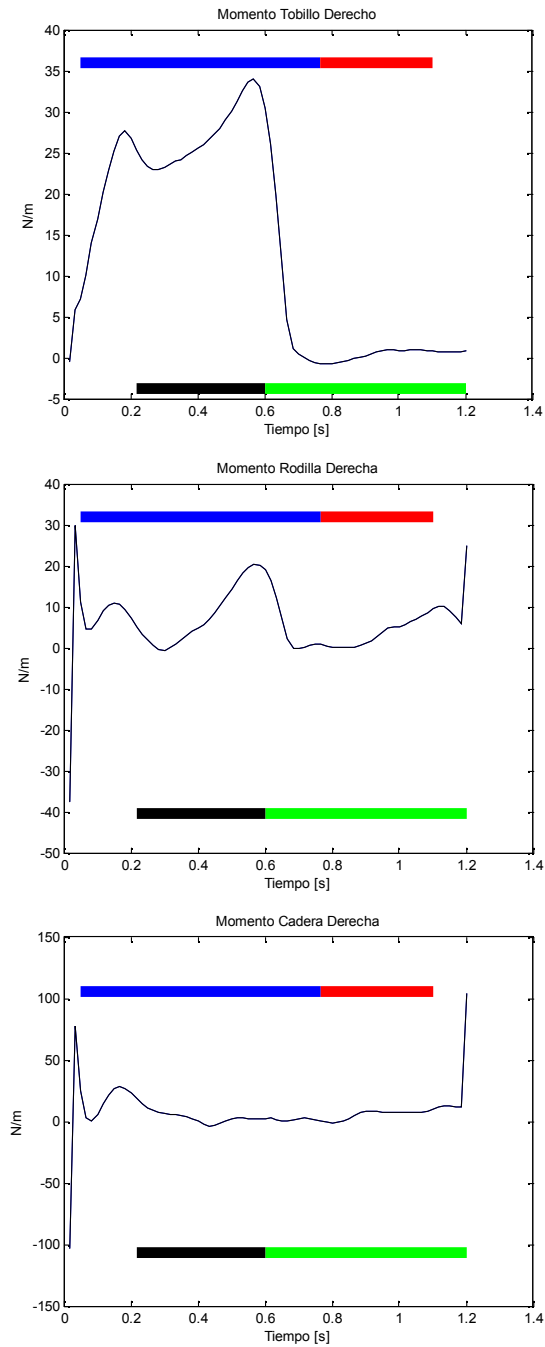


**Continuación Tabla 5. Comparación SIMI MOTION™ vs ALGORITMO**

20.A	0	1.5
	-12	-7
	12	8.5
20.B	17	22
	0	-6
	17	28
20.C	56	58
	0	3
	56	55
21.A	6	20
	-20	-7
	26	27
21.B	10	22
	-4	-15
	14	37
21.C	15	19
	-14	-12
	29	31
22.A	10	-10
	-13	-33
	23	23
22.B	31	31
	-5	1
	36	30
23.C	8	5
	-16	-19
	24	24

### 3.2. GRÁFICAS DE MOMENTOS ARTICULARES (PLANO SAGITAL)

Figura 23. Momentos articulares obtenidos en el plano sagital (tobillo, rodilla y cadera)



Desafortunadamente el SIMI MOTION™ presentó inconvenientes en la etapa de dinámica inversa y no fue posible encontrar los valores de momento articular, se cree que es debido a que este protocolo de marcadores (modificado de Helen Hayes) no es compatible con el modo en que el software realiza los cálculos de dinámica inversa.

## 4. CONCLUSIONES

- A pesar de los grandes avances en el área del análisis por videografía de la marcha, aún existen múltiples variables que aportan error a la toma y procesamiento de mediciones, y por lo tanto es un campo susceptible a mejoras sustanciales mediante investigación.
- Es completamente viable la generación de un algoritmo confiable y de alta calidad que permita análisis por videografía de la marcha de igual forma que lo hacen los softwares comerciales más costosos.
- Aunque es aún necesaria la exploración de otras técnicas para medición de rotaciones axiales, es un hecho que el sistema de coordenadas articulares propuesto por Grood y Suntay posee un nivel de precisión aceptable. Aún en nuestros días existen discusiones acerca del orden de rotaciones adecuadas para la aplicación de ángulos de Euler en cuantificación de rotaciones articulares.
- El algoritmo desarrollado tiene aspectos a mejorar, dentro de los que se destacan el método empleado para la dinámica inversa y el algoritmo para la detección de fases de apoyo y balanceo en la marcha. Sin embargo es un hecho que este sistema es un buen comienzo dentro de lo que podría ser un sistema de utilidad sobretodo para el entorno médico.
- Las facilidades ofrecidas por MatLab para la generación del código fue la razón principal por la cual se utilizó esta herramienta, y adicionalmente no se utilizaron funciones de gran complejidad. Por lo anterior se puede deducir que es muy factible la implementación de este algoritmo en diferentes lenguajes y herramientas de programación.
- El producto final obtenido (ToolBox) es de muy sencilla interpretación y por lo tanto permite al usuario realizar cambios en la estructura del código en pro del perfeccionamiento de la herramienta.
- Con base en la revisión del estado del arte del tema, se puede decir que el análisis de marcha por videografía no es un método que vaya a ser sustituido a corto plazo por otra tecnología. Dado lo anterior es necesario continuar las investigaciones en este campo para mantenerse a la vanguardia y resolver tantas necesidades del medio colombiano.
- Se logró el objetivo de hacer el algoritmo lo menos excluyente posible desde el punto de vista de la complejidad. En muchos casos los softwares comerciales

son ineficientes en el sentido de que presentan un grado de complejidad considerable para la interpretación de datos.

- Este algoritmo carece de robustez ya que fue desarrollado con el objetivo de realizar análisis sobre pacientes cuyo patrón de marcha en la fase inicial de apoyo sea de talón a punta del pie, en pacientes que no se cumpla esta condición pueden presentarse problemas en algunas etapas del procesamiento de información.
- La información de posición de marcadores corporales debe encontrarse completamente editada para un ciclo de marcha, de esta manera el análisis conserva validez. Si por algún motivo la edición no se diera, el software sería incapaz de ofrecer credibilidad en los resultados, sobretodo en el análisis de la dinámica inversa. En general es necesario que el algoritmo sea un poco más robusto para evitar este tipo de inconvenientes.
- Los resultados obtenidos en el plano sagital (flexión-extensión) son muy similares a los obtenidos con la herramienta SIMI MOTION™. Dado lo anterior se concluye que es un avance muy importante para lograr a futuro un sistema confiable.
- Los errores del método se pueden atribuir en gran medida al hecho de que los vectores que determinan el sistema local de coordenadas se encuentran ubicados con base en las medidas antropométricas y regresiones lineales mostradas anteriormente en el trabajo. El error podría disminuir dramáticamente si se emplearan sistemas más eficaces para la ubicación del sistema local de coordenadas.
- Se cree que el error en los cruces por cero se debe a la orientación del sistema local de coordenadas, ya que probablemente el eje de rotación no coincide con la posición exacta del centro articular. Otro factor de error puede ser el sistema de coordenadas articular cuyas formulas para hallar rotaciones axiales pueden llegar a ser diferentes al sistema de rotaciones eulerianas propio de SIMI MOTION™.
- En algunos casos las gráficas obtenidas con el SIMI MOTION™ no corresponden con las de un paciente sano (Figura 1), las causas de este error pueden ser múltiples, desde el posicionamiento de los marcadores corporales o errores de calibración, hasta un problema de fondo como podría ser el método para hallar las rotaciones axiales, sin embargo en el segundo caso sería muy difícil comprobarlo ya que estos softwares comerciales no revelan los procesos matemáticos involucrados y los guardan con recelo.

#### 4.1. PROYECCIONES FUTURAS

- Teniendo en cuenta que ya se tienen los algoritmos relativos al análisis de las posiciones de marcadores, uno de los objetivos a futuro es que se implementara la plataforma de captura de imágenes y reconstrucción tridimensional (posición en coordenadas X, Y, y Z). Así podría alcanzarse un sistema de análisis de marcha totalmente independiente y aplicable en cualquier laboratorio de marcha con el hardware indicado.
- A futuro la idea es desarrollar un software que integre la captura de imágenes y el algoritmo desarrollado para que de esta forma sea posible realizar análisis de marcha al igual que un sistema comercial. Que se abra una posibilidad para las personas que no pueden tener acceso a este tipo de herramientas por su alto costo.
- En el aspecto educativo se espera que este algoritmo pueda servir a los estudiantes de la Universidad Autónoma de Occidente y de la región para afianzar conocimientos en cuanto al procesamiento de datos para análisis de marcha, y generar inquietudes en los mismos para que se investigue más en este tema tan importante.
- Se espera que realizando las modificaciones pertinentes sea posible aplicar este algoritmo en el análisis de patrones de movimiento diferentes al de la marcha. Lo anterior con el fin de incursionar en otras áreas como la deportiva y la ergonómica.

## **5. RECOMENDACIONES**

### **5.1 DEL PROCEDIMIENTO**

Este algoritmo fue desarrollado con la ayuda de MatLab 7.4.0 (R2007a), sin embargo no posee ninguna función de alta complejidad y puede ser implementado en casi cualquier versión del mismo. Las coordenadas que definen las posiciones de cada marcador usado fueron halladas mediante la plataforma SIMI MOTION™, posteriormente se editaron los datos en Excel para que MatLab pudiera adquirirlos de una manera adecuada. Los datos obtenidos de las plataformas de fuerza fueron procesados de la misma forma que los de posición. Las variables antropométricas fueron establecidas dentro de una variable del algoritmo y cada vez que se cambie de paciente deben modificarse para el correcto funcionamiento.

Es importante tener en cuenta que este algoritmo es funcional únicamente para el protocolo de marcadores conocido como modificado de Helen Hayes, esto es debido al proceso de modelación específico de este sistema.

### **5.2 DE LA TESIS**

Este no es documento que pretenda explicar herramientas de programación relacionadas con MatLab, por esta razón únicamente se trabajó en el método matemático para la modelación y no en los mecanismos necesarios para realizar en análisis computacionalmente.

## BIBLIOGRAFÍA

BAKER, R. Gait Analysis Methods in Rehabilitation [En línea]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. [Consultado el 3 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>

CHANDLER, R, CLAUSER, C, McCONVILLE, J, REYNOLDS, H, y YOUNG, J (1975). Investigation of inertial properties of the human body (Aerospace Medical Research Laboratory Tech. Rep. No. 74-137). Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base, AMRL. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

CHAO, E.Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. Journal of Biomechanics, 13, 989-1006. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

Datos estadísticos Registro DANE. Disponible en línea: <http://www.fenascol.org.co/index.php?page=77>, consultado en Noviembre de 2008.

DEMPSTER, W. Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs (Wright Air Development Center Tech. Rep. No. 55-159). Dayton, OH: Wright-Patterson, 1955. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p

ENDERLE, J, BLANCHARD, S y BROZINO, J. Introduccion to Biomedical Engineering: Biomechanics. Segunda Edición. EUA: Elsevier, 2005. 1118 p.

Filter Function and Coefficients. Korea: Visol Inc, 1998. [Consultado el 10 de enero de 2009]. Disponible en internet.: <http://www.kwon3d.com/theory/filtering/fil.html>

GROOD, E, y SUNTAY, W. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee. En: Journal of Biomechanical Engineering, Vol 105, 136-144. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. Journal of Biomechanics, 13, 833-843. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p



HAUSDORFF, J y NEIL, A. Gait Disorders Evaluation and Management: laboratory Based Evaluation of Gait Disorders: High Tech.EUA: Taylor & Francis Group, 2005. 409 p.

Kistler Force Plate Formulae[En línea]. International Society of Biomechanics, 1999 [Consultado el 5 de Mayo de 2009]. Disponible en internet: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf>

KNUDSON, D. Fundamentals of Biomechanics: Linear and Angular Kinematics. Segunda Edición. USA: Springer, 2007. 319 p.

MC GINNIS P.M. Why study biomechanics? En: Biomechanics of sport and exercise. Segunda edición. Human Kinetics; 2005. pp 1-16

Miller, D.I., & Nelson, R.C. (1973). Biomechanics of sport. Philadelphia: Lea & Febiger. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

NIGG, B y HERZOG, W. Biomechanics of the Musculo-skeletal System: Biological Materials. 3er Edición. Inglaterra: Wiley. 2007. 672 p.

NORDIN, M y FRANKEL, V. Biomecánica Básica del Sistema Musculo-esquelético: Biomecánica de los Tejidos y Estructuras del Sistema Musculo-esquelético. 3er Edición. España: McGraw-Hill. 2004. 463 p.

PERRY J. Motion Analysis. En: Gait Analysis normal and pathological function. Publicaciones: Slack Incorporated; 1992. pp 357-380

ROBERTSON G, CALDWELL G. Research Methods in Biomechanics. Publicaciones: Human Kinetics; 2004 pp. 9-34.

VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudafrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

ZATSIORSKY, V, y SELUYANOV, V. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. En D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes, y A.E. Patla (Eds.), Biomechanics IX-B (pp. 233-239). Champaign, IL: Human Kinetics. Citado por: VAUGHAN, C, DAVIS, B y O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. Segunda Edición. Sudáfrica: Publicaciones Kiboho. 1999. 141 p.

## ANEXOS

### Anexo 1. Análisis Cinemático y Cinético de Marcha en MatLab.

Aquí se muestran las líneas de código desarrollado en MatLab que aplican todas las ToolBox desarrolladas para realizar análisis cinemático y cinético de la marcha en 3D. Las variables de entrada son las posiciones de los marcadores corporales, las medidas antropométricas del paciente y los valores de voltaje emitidos por las plataformas de fuerza. Las variables de salida son todas las rotaciones axiales en 3D, y las fuerzas y momentos articulares en el plano sagital del sujeto bajo estudio.

```
close all;clear all;clc;

global framesxsec dift cuadros ini fin
framesxsec=59.94;
dift=1/framesxsec;

antropo=[55.7 0.226 0.392 0.393 0.49 0.49 0.379 0.38 0.344 0.341 0.088
...
0.092 0.238 0.24 0.065 0.066 0.061 0.059 0.087 0.084];

[Mass I_FlxExt I_AbdAdd I_IntExt]=IandM(antropo);

%Carga la tabla de datos de posición y realiza corrección por error de
% datos simi motion, quita unidades de mil y lo pasa a decimales

a=xlsread('kristy2.xls');
[m n]=size(a);
for i=1:m
    for j=1:n
        if a(i,j)>20
            a(i,j)=a(i,j)/1000;
        end
    end
end
cuadros=m;

[mR mL pR pL Pelvis]=positions(antropo,a);

[calf foot thigh]=vectores(pR,pL,mR,mL);

[pR pL]=CG(pR,pL);

[aR bR gR aL bL gL lR lL]=angulos(foot,thigh,calf,Pelvis);

[ini fin]=porcentajes(mR,mL);
```

```

%Carga la tabla de datos de las placas de fuerza
f2=xlsread('kristy fuerzas2.xls');
f1=xlsread('kristy fuerzas1.xls');

%Halla las fuerzas resultantes del sistema Kistler
sens=60*9.8;
[plate1 plate2]=kistler(f1,f2);
Plate1=sens*cat(2,plate1.x,plate1.y,plate1.z);
Plate2=sens*cat(2,plate2.x,plate2.y,plate2.z);

posplate1=mR.Meta;
posplate2=mL.Meta;

posplate11=Sag(posplate1);
posplate21=Sag(posplate2);

%Dinamica inversa del pie derecho en plano sagital
pR.Foot.CG1=Sag(pR.Foot.CG);
pR.Ankle1=Sag(pR.Ankle);

ceros=zeros(cuadros,1);
Fo.Plate=cat(2,ceros,Plate1(:,3));
[vel.R.Ankle acel.R.Ankle]=velacel(aR.Ankle);
acel.R.Ankle=deg2rad(acel.R.Ankle);

[Mo.R.Ankle Fo.R.Ankle]=NewtonSag(Fo.Plate,Mass.R.Foot,...
    pR.Foot.CG1,pR.Ankle1,posplate11,I_FlxExt.R.Foot,acel.R.Ankle);

%Dinamica inversa de la pantorrilla derecha en plano sagital
pR.Calf.CG1=Sag(pR.Calf.CG);
pR.Knee1=Sag(pR.Knee);
pR.Ankle1=Sag(pR.Ankle);

[vel.R.Knee acel.R.Knee]=velacel(aR.Knee);
acel.R.Knee=deg2rad(acel.R.Knee);

[Mo.R.Knee Fo.R.Knee]=NewtonSag(-Fo.R.Ankle,Mass.R.Calf,...
    pR.Calf.CG1,pR.Knee1,pR.Ankle1,I_FlxExt.R.Calf,acel.R.Knee);

%Dinamica inversa del muslo derecho en plano sagital
pR.Thigh.CG1=Sag(pR.Thigh.CG);
pR.Hip1=Sag(pR.Hip);
pR.Knee1=Sag(pR.Knee);

[vel.R.Hip acel.R.Hip]=velacel(aR.Hip);
acel.R.Hip=deg2rad(acel.R.Hip);

[Mo.R.Hip Fo.R.Hip]=NewtonSag(-Fo.R.Knee,Mass.R.Thigh,...
    pR.Thigh.CG1,pR.Hip1,pR.Knee1,I_FlxExt.R.Thigh,acel.R.Hip);

```

```

%Dinamica inversa del pie derecho en plano sagital
pL.Foot.CG1=Sag(pL.Foot.CG);
pL.Ankle1=Sag(pL.Ankle);

ceros=zeros(cuadros,1);
Fo.Plate2=cat(2,ceros,Plate2(:,3));
[vel.L.Ankle acel.L.Ankle]=velacel(aL.Ankle);
acel.L.Ankle=deg2rad(acel.L.Ankle);

[Mo.L.Ankle Fo.L.Ankle]=NewtonSag(Fo.Plate2,Mass.L.Foot,...
    pL.Foot.CG1,pL.Ankle1,posplate21,I_FlxExt.L.Foot,acel.L.Ankle);

%Dinamica inversa de la pantorrilla derecha en plano sagital
pL.Calf.CG1=Sag(pL.Calf.CG);
pL.Knee1=Sag(pL.Knee);
pL.Ankle1=Sag(pL.Ankle);

[vel.L.Knee acel.L.Knee]=velacel(aL.Knee);
acel.L.Knee=deg2rad(acel.L.Knee);

[Mo.L.Knee Fo.L.Knee]=NewtonSag(-Fo.L.Ankle,Mass.L.Calf,...
    pL.Calf.CG1,pL.Knee1,pL.Ankle1,I_FlxExt.L.Calf,acel.L.Knee);

%Dinamica inversa del muslo derecho en plano sagital
pL.Thigh.CG1=Sag(pL.Thigh.CG);
pL.Hip1=Sag(pL.Hip);
pL.Knee1=Sag(pL.Knee);

[vel.L.Hip acel.L.Hip]=velacel(aL.Hip);
acel.L.Hip=deg2rad(acel.L.Hip);

[Mo.L.Hip Fo.L.Hip]=NewtonSag(-Fo.L.Knee,Mass.L.Thigh,...
    pL.Thigh.CG1,pL.Hip1,pL.Knee1,I_FlxExt.L.Thigh,acel.L.Hip);

```

## Anexo 2. Funciones Principales (ToolBox).

Para aumentar la eficiencia del código, y un mayor orden y entendimiento, se realizaron funciones que cumplían tareas específicas dentro del cuerpo principal del programa. A continuación se muestran las funciones creadas.

### Función "IandM"

```
function [Mass I_FlxExt I_AbdAdd I_IntExt]=IandM(A)

%Ecuaciones para predecir centros de gravedad y masas
%de muslo, pantorrilla y pie

% A1 Masa corporal total
% A2 Anterior superior iliac spine (ASIS) breadth
% A3 Longitud de muslo derecho
% A4 Longitud de muslo izquierdo
% A5 Circunferencia de muslo medio derecho
% A6 Circunferencia de muslo medio izquierdo
% A7 Longitud de pantorrilla derecha
% A8 Longitud de pantorrilla izquierda
% A9 Circunferencia de pantorrilla derecha
% A10 Circunferencia de pantorrilla izquierda
% A11 Diametro de rodilla derecha
% A12 Diametro de rodilla izquierda
% A13 Longitud de pie derecho
% A14 Longitud de pie izquierdo
% A15 Altura del maleolo derecho
% A16 Altura del maleolo izquierdo
% A17 Ancho del maleolo derecho
% A18 Ancho del maleolo izquierdo
% A19 Right foot breadth
% A20 Left foot breadth

Mass.R.Thigh = (0.1032) * A(1) + (12.76) * A(3) * A(5) * A(5) - 1.023;
Mass.L.Thigh = (0.1032) * A(1) + (12.76) * A(4) * A(6) * A(6) - 1.023;
Mass.R.Calf = (0.0226) * A(1) + (31.33) * A(7) * A(9) * A(9) + 0.016;
Mass.L.Calf = (0.0226) * A(1) + (31.33) * A(8) * A(10) * A(10) + 0.016;
Mass.R.Foot = (0.0083) * A(1) + (254.5) * A(13) * A(15) * A(17) - 0.065;
Mass.L.Foot = (0.0083) * A(1) + (254.5) * A(14) * A(16) * A(18) - 0.065;

CG_Ratio.R.Thigh = 0.39;
CG_Ratio.L.Thigh = 0.39;
CG_Ratio.R.Calf = 0.42;
CG_Ratio.L.Calf = 0.42;
CG_Ratio.R.Foot = 0.44;
CG_Ratio.L.Foot = 0.44;

%Ecuaciones para la prediccion de momentos de innercia (I) del muslo,
%pantorrilla, y pie
```

```

I_FlxExt.R.Thigh = 0.00762 * A(1) * (A(3) * A(3) + ...
    0.076 * A(5) * A(5)) + 0.01153;
I_FlxExt.L.Thigh = 0.00762 * A(1) * (A(4) * A(4) + ...
    0.076 * A(6) * A(6)) + 0.01153;
I_AbdAdd.R.Thigh = 0.00726 * A(1) * (A(3) * A(3) + ...
    0.076 * A(5) * A(5)) + 0.01186;
I_AbdAdd.L.Thigh = 0.00726 * A(1) * (A(4) * A(4)+...
    0.076 * A(6) * A(6)) + 0.01186;
I_IntExt.R.Thigh = 0.00151 * A(1) * A(5) * A(5) + 0.00305;
I_IntExt.L.Thigh = 0.00151 * A(1) * A(6) * A(6) + 0.00305;
I_FlxExt.R.Calf = 0.00347 * A(1) * (A(7) * A(7) + ...
    0.076 * A(9) * A(9)) + 0.00511;
I_FlxExt.L.Calf = 0.00347 * A(1) * (A(8) * A(8) + ...
    0.076 * A(10) * A(10)) + 0.00511;
I_AbdAdd.R.Calf = 0.00387 * A(1) * (A(7) * A(7) + ...
    0.076 * A(9) * A(9)) + 0.00138;
I_AbdAdd.L.Calf = 0.00387 * A(1) * ...
    (A(8) * A(8) + 0.076 * A(10) * A(10)) + 0.00138;
I_IntExt.R.Calf = 0.00041 * A(1) * A(9) * A(9) + 0.00012;
I_IntExt.L.Calf = 0.00041 * A(1) * A(10) * A(10) + 0.00012;
I_FlxExt.R.Foot = 0.00023 * A(1) * ...
    (4 * A(15) * A(15) + 3 * A(13) * A(13)) + 0.00022;
I_FlxExt.L.Foot = 0.00023 * A(1) * ...
    (4 * A(16) * A(16) + 3 * A(14) * A(14)) + 0.00022;
I_AbdAdd.R.Foot = 0.00021 * A(1) * ...
    (4 * A(19) * A(19) + 3 * A(13) * A(13)) + 0.00067;
I_AbdAdd.L.Foot = 0.00021 * A(1) * ...
    (4 * A(20) * A(20) + 3 * A(14) * A(14)) + 0.00067;
I_IntExt.R.Foot = 0.00141 * A(1) * ...
    (A(15) * A(15) + A(19) * A(19)) - 0.00008;
I_IntExt.L.Foot = 0.00141 * A(1) * ...
    (A(16) * A(16) + A(20) * A(20)) - 0.00008;

```

## Función "positions"

```

function [mR mL pR pL Pelvis]=positions(A,a)

%Captura de datos desde tabla de excel, marcadores corporales

% p1 Right metatarsal head II
% p2 Right heel
% p3 Right lateral malleolus
% p4 Right tibial wand
% p5 Right femoral epiconyle
% p6 Right femoral wand
% p7 Right anterior superior iliac spine
% p8 Left metatarsal head II
% p9 Left heel
% p10 Left lateral malleolus
% p11 Left tibial wand
% p12 Left femoral epiconyle
% p13 Left femoral wand

```

```

% p14 Left anterior superior iliac spine
% p15 Sacrum

i=1;
mR.Meta=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mR.Heel=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+6;%%%%
mR.Male=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mR.Tibi=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mR.Epi=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mR.Femo=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mR.Spin=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Meta=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+6;%%%%
mL.Heel=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Male=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Tibi=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Epi=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Femo=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
mL.Spin=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;
sacrum=filtro(a(1:length(a),i:i+2));i=i+3;

% triada del vector para pie derecho

uR.Foot = div((mR.Meta - mR.Heel),norma(mR.Meta - mR.Heel));
wR.Foot = div(cross((mR.Meta - mR.Male),(mR.Heel - mR.Male)),...
    norma(cross((mR.Meta - mR.Male),(mR.Heel - mR.Male))));
vR.Foot = cross(wR.Foot, uR.Foot);

%posicion ankle derecho
pR.Ankle = mR.Male + 0.016*A(13)*uR.Foot + 0.392*A(15)*vR.Foot ...
    + 0.478*A(17)*wR.Foot;
%posicion toe derecho
pR.Toe = mR.Male + 0.742*A(13)*uR.Foot + 1.074*A(15)*vR.Foot - ...
    0.187*A(19)*wR.Foot;

%triada del vector para pie izquierdo

uL.Foot = div((mL.Meta - mL.Heel),norma(mL.Meta - mL.Heel));
wL.Foot = div(cross((mL.Meta - mL.Male),(mL.Heel - mL.Male)),...
    norma(cross((mL.Meta - mL.Male),(mL.Heel - mL.Male))));
vL.Foot = cross(wL.Foot,uL.Foot);

%posicion de ankle izquierdo
pL.Ankle = mL.Male + 0.016*A(14)*uL.Foot + 0.392*A(16)*vL.Foot - ...
    0.478*A(18)*wL.Foot;
%posicion de toe izquierdo
pL.Toe = mL.Male + 0.742*A(14)*uL.Foot + 1.074*A(16)*vL.Foot +...
    0.187*A(20)*wL.Foot;

%triada del vector para pantorrilla derecha
vR.Calf = div((mR.Male - mR.Epi),norma(mR.Male - mR.Epi));
uR.Calf = div(cross((mR.Tibi - mR.Epi),(mR.Male - mR.Epi)),...
    norma(cross((mR.Tibi - mR.Epi),(mR.Male - mR.Epi))));
wR.Calf = cross(uR.Calf,vR.Calf);

```

```

%posicion de rodilla derecha
pR.Knee = mR.Epi + 0.000*A(11)*uR.Calf + 0.000*A(11)*vR.Calf + ...
          0.500*A(11)*wR.Calf;

%triada del vector para pantorrilla izquierda
vL.Calf = div((mL.Male - mL.Epi),norma(mL.Male - mL.Epi));
uL.Calf = div(cross((mL.Tibi - mL.Epi), (mL.Male - mL.Epi)),...
              norma(cross((mL.Tibi - mL.Epi), (mL.Male - mL.Epi))));
wL.Calf = cross(uL.Calf,vL.Calf);

%posicion de rodilla izquierda
pL.Knee = mL.Epi + 0.000*A(12)*uL.Calf + 0.000*A(12)*vL.Calf + ...
          0.500*A(12)*wL.Calf;

%triada del vector para pelvis
vPelvis = div((mL.Spin - mR.Spin),norma(mL.Spin - mR.Spin));
wPelvis = div(cross((mR.Spin - sacrum), (mL.Spin - sacrum)),...
              norma(cross((mR.Spin - sacrum), (mL.Spin - sacrum))));
uPelvis = cross(vPelvis,wPelvis);

Pelvis.k=vPelvis;
Pelvis.i=wPelvis;
Pelvis.j=uPelvis;

%posicion de cadera
pR.Hip = sacrum + 0.598*A(2)*uPelvis - 0.344*A(2)*vPelvis - ...
          0.290*A(2)*wPelvis;
pL.Hip = sacrum + 0.598*A(2)*uPelvis + 0.344*A(2)*vPelvis - ...
          0.290*A(2)*wPelvis;

%posicion de talones
pR.Heel=mR.Heel;
pL.Heel=mL.Heel;

```

## Función "vectores"

```

function [calf foot thigh]=vectores(pR,pL,mR,mL)

%la siguiente tarea es usar el centro de las articulaciones y los
%marcadores externos, para generar cuadros de referencia de segmento
(xyz)
%que estan en los centros de gravedad de cada segmento

% IJK son los vectores unitarios en las direcciones XYZ
% Segment 1 is the Right Thigh
% Segment 2 is the Left Thigh
% Segment 3 is the Right Calf
% Segment 4 is the Left Calf
% Segment 5 is the Right Foot
% Segment 6 is the Left Foot

```



```

%muslo derecho
thigh.R.i = div((pR.Hip - pR.Knee),norma(pR.Hip - pR.Knee));
thigh.R.j = div(cross((mR.Femo - pR.Hip), (pR.Knee - pR.Hip)),...
    norma(cross((mR.Femo - pR.Hip), (pR.Knee - pR.Hip))));
thigh.R.k = cross(thigh.R.i,thigh.R.j);

%muslo izquierdo
thigh.L.i = div((pL.Hip - pL.Knee),norma(pL.Hip - pL.Knee));
thigh.L.j = div(cross((pL.Knee - pL.Hip), (mL.Femo - pL.Hip)),...
    norma(cross((pL.Knee - pL.Hip), (mL.Femo - pL.Hip))));
thigh.L.k = cross(thigh.L.i,thigh.L.j);

%pantorrilla derecha
calf.R.i = div((pR.Knee - pR.Ankle),norma(pR.Knee - pR.Ankle));
calf.R.j = div(cross((mR.Epi - pR.Knee), (pR.Ankle - pR.Knee)),...
    norma(cross((mR.Epi - pR.Knee), (pR.Ankle - pR.Knee))));
calf.R.k = cross(calf.R.i,calf.R.j);

%pantorrilla izquierda
calf.L.i = div((pL.Knee - pL.Ankle),norma(pL.Knee - pL.Ankle));
calf.L.j = div(cross((pL.Ankle - pL.Knee), (mL.Epi - pL.Knee)),...
    norma(cross((pL.Ankle - pL.Knee), (mL.Epi - pL.Knee))));
calf.L.k = cross(calf.L.i,calf.L.j);

%pie derecho
foot.R.i = div((mR.Heel - pR.Toe),norma(mR.Heel - pR.Toe));
foot.R.k = div(cross((pR.Ankle - mR.Heel), (pR.Toe - mR.Heel)),...
    norma(cross((pR.Ankle - mR.Heel), (pR.Toe - mR.Heel))));
foot.R.j = cross(foot.R.k,foot.R.i);

%pie izquierdo
foot.L.i = div((mL.Heel - pL.Toe),norma(mL.Heel - pL.Toe));
foot.L.k = div(cross((pL.Ankle - mL.Heel), (pL.Toe - mL.Heel)),...
    norma(cross((pL.Ankle - mL.Heel), (pL.Toe - mL.Heel))));
foot.L.j = cross(foot.R.k,foot.L.i);

```

## **Función "CG"**

```
function [pR pL]=CG(pR,pL)
```

```
%Ecuaciones para encontrar centro de gravedad con base en centros
%articulares y extremos de los segmentos
```

```

pR.Thigh.CG = pR.Hip + 0.39*(pR.Knee - pR.Hip);
pL.Thigh.CG = pL.Hip + 0.39*(pL.Knee - pL.Hip);
pR.Calf.CG = pR.Knee + 0.42*(pR.Ankle - pR.Knee);
pL.Calf.CG = pL.Knee + 0.42*(pL.Ankle - pL.Knee);
pR.Foot.CG = pR.Heel + 0.44*(pR.Toe - pR.Heel);
pL.Foot.CG = pL.Heel + 0.44*(pL.Toe - pL.Heel);

```

## Función "angulos"

```
function [aR bR gR aL bL gL lR lL]=angulos(foot,thigh,calf,Pelvis)

% kProximal = ejes de flexion/extension
% iDistal = ejes de rotacion interna/externa
% lJoint = ejes de abduccion/adduccion
% a =angulo de flexion/extension
% b =angulo de abduccion/adduccion
% g =angulo de rotacion interna/externa

aR.Hip = filtro(filtro(asind(dota(lR.Hip,Pelvis.i))));
bR.Hip = filtro(filtro(asind(dota(Pelvis.k,thigh.R.i))));
gR.Hip = -filtro(filtro(asind(dota(lR.Hip,thigh.R.k))));
aL.Hip = filtro(filtro(asind(dota(lL.Hip,Pelvis.i))));
bL.Hip = -filtro(filtro(asind(dota(Pelvis.k,thigh.L.i))));
gL.Hip = filtro(filtro(asind(dota(lL.Hip,thigh.L.k))));
aR.Knee = -filtro(filtro(asind(dota(lR.Knee,thigh.R.i))));
bR.Knee = filtro(filtro(asind(dota(thigh.R.k,calf.R.i))));
gR.Knee = -filtro(filtro(asind(dota(lR.Knee,calf.R.k))));
aL.Knee = -filtro(filtro(asind(dota(lL.Knee,thigh.L.i))));
bL.Knee = -filtro(filtro(asind(dota(thigh.L.k,calf.L.i))));
gL.Knee = filtro(filtro(asind(dota(lL.Knee,calf.L.k))));
aR.Ankle = -filtro(filtro(asind(dota(lR.Ankle,calf.R.j))));
bR.Ankle = filtro(filtro(asind(dota(calf.R.k,foot.R.i))));
gR.Ankle = filtro(filtro(asind(dota(lR.Ankle,foot.R.k))));
aL.Ankle = filtro(filtro(asind(dota(lL.Ankle,calf.L.j))));
bL.Ankle = -filtro(filtro(asind(dota(calf.L.k,foot.L.i))));
gL.Ankle = filtro(filtro(asind(dota(lL.Ankle,foot.L.k))));
```

## Función "Porcentajes"

```
function [ini fin]=porcentajes(mR,mL)

global dift cuadros

[velLMeta acelLMeta]=velacel(mL.Meta(:,3));
[velRMeta acelRMeta]=velacel(mR.Meta(:,3));
[velLHeel acelLHeel]=velacel(mL.Heel(:,3));
[velRHeel acelRHeel]=velacel(mR.Heel(:,3));

%PORCENTAJES DE MARCHA

%inicio de apoyo en derecha
ini_d_a = find(mR.Heel(:,3)==min(mR.Heel(:,3)));
ini.da = ini_d_a(1)*dift;

%inicio de balanceo en la izquierda
```

```

Rangoiniib=(find(velLHeel(1:round(cuadros/2))==max(velLHeel...
    (1:round(cuadros/2))))):(find(velLHeel==min(velLHeel)));
ini_i_b = (find(velLHeel(1:round(cuadros/2))==max(velLHeel...
    (1:round(cuadros/2)))) - 1 + find(velLMeta(Rangoiniib)==...
    max(velLMeta(Rangoiniib)));
ini.ib = ini_i_b(1)*dift;

%final del balanceo en izquierda = fin_b_i (inicio de apoyo)
fin_i_b = find(mL.Heel(:,3)==min(mL.Heel(:,3)));
ini.ia = fin_i_b(1)*dift;

%final del apoyo en derecha = fin_d_a
Rangofinda=(find(velRHeel==max(velRHeel))):(find(velRHeel==min(velRHeel)
));
fin_d_a = (find(velRHeel==max(velRHeel)) - 1 + ...
    find(velRMeta(Rangofinda)==max(velRMeta(Rangofinda)));
ini.db = fin_d_a(1)*dift;

%final del balanceo en la derecha
fin_d_b = round(cuadros/2) - 1 +
find(mR.Heel(round(cuadros/2):cuadros,3)...
    ==min(mR.Heel(round(cuadros/2):cuadros,3)));
fin.db = fin_d_b(1)*dift;

%final de apoyo en izquierda
fin_i_a = cuadros;
fin.ia = fin_i_a(1)*dift;

```

## **Función "kistler"**

```

function [fp1 fp2]=kistler(f1,f2)

global cuadros
%Halla los valores de fuerzas con respecto al sistema Kistler
fp1.x=f1(:,1)+f1(:,2);
fp1.y=f1(:,3)+f1(:,4);
fp1.z=f1(:,5)+f1(:,6)+f1(:,7)+f1(:,8);

fp2.x=f2(:,1)+f2(:,2);
fp2.y=f2(:,3)+f2(:,4);
fp2.z=f2(:,5)+f2(:,6)+f2(:,7)+f2(:,8);

ini=find(fp1.z > 0.07);
fin=find(fp2.z > 0.07);
pl_edit.inicio=ini(1)-3;
pl_edit.fin=fin(length(fin))+3;

%Obtiene la variable de salida editada
fp1.x= fp1.x(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);
fp1.y= fp1.y(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);

```

```

fp1.z= fp1.z(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);

fp2.x= fp2.x(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);
fp2.y= fp2.y(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);
fp2.z= fp2.z(pl_edit.inicio:pl_edit.fin);

%Ajusta la diferencia de cuadros entre video y placas de fuerza
fp1.x= resample(fp1.x,cuadros,length(fp1.x));
fp1.y= resample(fp1.y,cuadros,length(fp1.y));
fp1.z= resample(fp1.z,cuadros,length(fp1.z));

fp2.x= resample(fp2.x,cuadros,length(fp2.x));
fp2.y= resample(fp2.y,cuadros,length(fp2.y));
fp2.z= resample(fp2.z,cuadros,length(fp2.z));

```

## Función "NewtonSag"

```

function [M F]=NewtonSag(fuerzas,masa,cg,proximal,distal,...
    Inflex,acelang)

[vel acel]=velacel(cg);

Rx= masa*acel(:,1) - fuerzas(:,1);
Rz= masa*acel(:,2) - fuerzas(:,2)+ masa*9.81;

pro=abs(proximal-cg);
dis=abs(distal-cg);

M = (Rz.*pro(:,1)) - (Rx.*pro(:,2)) + (fuerzas(:,2).*dis(:,1)) - ...
    (fuerzas(:,1).*dis(:,2)) + (Inflex.*acelang);
F = [Rx Rz];

```

## Función "velacel"

```

function [vel acel]=velacel(posc)

global framesxsec
%teoria de diferencia finita para obtencion de velocidad y aceleracion
nframes=length(posc);
dift=1/framesxsec;
[fil col]=size(posc);
xn=zeros(nframes+2,col);

for j=2:nframes+1;
    xn(j,:)=posc(j-1,:);
end

xn(nframes+2,:)=xn(nframes+1,:);
xn(1,:)=xn(2,:);

```

```

%velocidad y aceleracion
for i=2:nframes+1;
    xn1(i,:)=(xn(i+1,:)-xn(i-1,:))/(2*(dift));
    xn2(i,:)=(xn(i+1,:)-2*xn(i,:)+xn(i-1,:))/(dift^2);
end

vel=xn1(3:nframes+1,:);
acel=xn2(3:nframes+1,:);

vel= resample(vel,fil,length(vel));
acel= resample(acel,fil,length(acel));

```

## **Función "filtro"**

```

function x=filtro(y)

[m n]= size(y);

a0=0.0675;
a1=0.1352;
a2=a0;
b1=-1.1421;
b2=0.4124;

x(1,:)=y(1,:);
x(2,:)=y(2,:);

for i=1:n
    for j=3:m
        x(j,i)=a0*y(j,i)+a1*y(j-1,i)+a2*y(j-2,i)-b1*x(j-1,i)...
            -b2*x(j-2,i);
    end
end

```

### Anexo 3. Funciones Secundarias (ToolBox).

#### Función "Sag"

```
function B=Sag(A)
B=cat(2,A(:,1),A(:,3));
```

#### Función "div"

```
function R=div(G,H)
for i=1:length(G)
    R(i,:)=G(i,:)/H(i);
end
```

#### Función "norma"

```
function [A]=norma(B)
for i=1:length(B)
    A(i)=norm(B(i,:));
end
```

#### Función "dota"

```
function K=dota(A,B)
for i=1:length(A)
    K(i,:)=dot(A(i,:),B(i,:));
end
```