

Modelamiento de la marcha humana mediante herramientas de simulación dinámica

Modelling of the Human Gait Using Dynamic Simulation

LUIS FERNANDO VARGAS TAMAYO

Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional de Colombia (Bogotá), Magíster en Ingeniería (Materiales y Procesos de Manufactura), Universidad Nacional de Colombia. Docente de Planta de la Facultad de Ingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Correo electrónico: lufvargast@udistrital.edu.co

LEONARDO EMIRO CONTRERAS BRAVO

Ingeniero Mecánico, Universidad Francisco de Paula Santander (Cúcuta), Magíster en Ingeniería (Materiales y Procesos de Manufactura), Universidad Nacional de Colombia. Docente de Planta de la Facultad de Ingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Correo electrónico: lecontrerasb@udistrital.edu.co

ÓSCAR MAYORGA TORRES

Ingeniero Industrial, Universidad Distrital Francisco José de Caldas (Bogotá), Especialista en Ingeniería de Producción, Universidad Distrital. Docente de Tiempo Completo de la Escuela Colombiana de Carreras Industriales. ECCI.

Clasificación del artículo: investigación

Fecha de recepción: 13 de abril de 2007

Fecha de aceptación: 19 de julio de 2007

Palabras clave: caminata bípeda, dinámica de marcha, análisis de marcha, simulador dinámico.

Key words: biped walking, gait dynamics, gait analysis, dynamic simulator.

RESUMEN

Este trabajo comprende la exploración de posibles aplicaciones de programas tradicionalmente usados en las ingenierías, en la biomecánica y en el diagnóstico de patologías que afectan el ciclo normal de la locomoción bípeda, utilizando un modelo tridimensional del cuerpo humano, articulado y parametrizado, realizado en SolidEdgeV14®, ajustable a

cualquier contextura física, mediante la variación de estatura y masa corporal. Este modelo se alimentó con datos cinemáticos de marcha normal obtenidos en un laboratorio de análisis de movimiento y se utilizaron sistemas de videografía computarizada desarrollados por el IBV; estos datos relacionan los desplazamientos angulares de las tres articulaciones de los miembros inferiores que intervienen en el

proceso de locomoción con el tiempo del ciclo de marcha. Los resultados dinámicos obtenidos en el simulador MSC-Dynamic-Designer-Motion-Pro fueron los momentos articulares en los tres planos anatómicos. Estos valores fueron confrontados con los obtenidos por el sistema de videografía IBV para validar el modelo.

ABSTRACT

This work includes the exploration of the possible applications of the traditionally used programs in engineering, in biomechanics and diagnose of pathologies that affect the normal cycle of the biped locomotion, using an jointed three-dimensional model of human body, articulated, made in Solid-

EdgeV14®, adjustable to any physical contexture, by means of variation of stature and corporal mass; this model was fed with collected kinematic data of normal gait in a laboratory of movement analysis, that uses the systems of computerized videographia developed by IBV, these data relate the angular displacements of the three joints of the lower extremity that take part in the process of locomotion with time in the gait.

The obtained dynamic results in the MSC-Dynamic-Designer-Motion-Pro simulator were the joint momentum in the three anatomical planes. These values were confronted with the obtained by the system of videographia IBV to validate the model.

* * *

1. Introducción

Las personas que han sufrido una reducción de su capacidad de locomoción autónoma, ya sea por un evento trágico o por una enfermedad, necesitan rehabilitación para poder recuperar esta habilidad natural del ser humano tan apreciada por todos. Este proceso de rehabilitación puede incluir fisioterapia, cirugía, utilización de prótesis y órtesis, entre otras actividades. El éxito de estos planes de rehabilitación se fundamenta en un diagnóstico claro y acertado de la patología detectada; los especialistas médicos de hoy en día utilizan la tecnología de punta para poder comprender un evento complejo y en el que están involucrados múltiples actores (musculares, óseos, articulares, de desarrollo, entre otros) a los que hay que supervisar simultáneamente. Los sistemas de videografía utilizados actualmente en los laboratorios de análisis de movimiento proporcionan varios puntos de vista y un registro escrito o electrónico de la cinemática y de la dinámica de este proceso. Estos reportes son parte vital del estudio médico realizado y, por ende, del diagnóstico emitido.

Estas pruebas requieren equipos sofisticados como cámaras digitales y sistemas de iluminación profes-

sional, exigentes recursos de máquina de computo, especialistas en su manipulación y, en general, unas instalaciones específicas muy bien dotadas [1] y [2]. Como consecuencia de todos estos requerimientos técnicos los análisis de marcha, generalmente, representan un costo muy elevado para la mayoría de la población objetivo.

2. Metodología

Las particularidades del entorno de cada ser humano, la raza, los factores culturales y otros elementos distintivos determinan que cada ser humano posea una marcha individual y característica; muchas veces, se considera como un rasgo distintivo de cada persona, sin embargo, según ha sido demostrado por los investigadores internacionales [3], [4] y [5], los patrones cinemáticos de desplazamiento angular de las articulaciones son constantes y se pueden estandarizar con los patrones de normalidad.

Partiendo de esta premisa se diseñó un modelo tridimensional del cuerpo humano en Solid Edge®, en el que ensamblaron segmentos corporales mediante la utilización de uniones tipo esfera que permiten tres grados de libertad en rotación, uno en cada plano anatómico. El modelo requirió res-

ponder a las variaciones en contextura anatómica características de nuestra población; para esto se parametrizó cada segmento corporal en cuanto a su longitud total y a sus dimensiones transversales, además para tener en cuenta los efectos de las masas corporales se parametrizó también esta variable física mediante la modificación de la densidad de los segmentos.

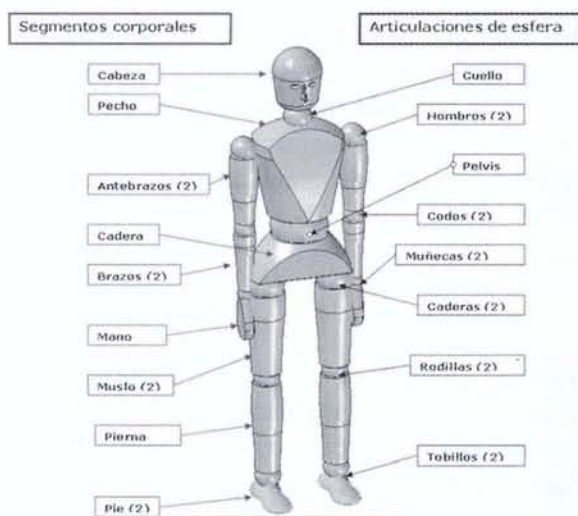


Figura 1. Modelo tridimensional no morfológico del cuerpo humano utilizado en la simulación

Con esto se logró tener un modelo versátil adaptable a cualquier persona, con el que se podría simular la caminata de diferentes pacientes. Los datos de cinemática de movimiento articular fueron recabados en la Fundación CIREC (Bogotá) y se realizó una prueba experimental sobre un paciente que no tenía ningún historial de limitación física. Este sujeto de prueba se examinó con el laboratorio de análisis de movimiento compuesto por los sistemas Kinescan y Dinascan desarrollados por el IBV [1], adicionalmente sus resultados fueron evaluados por el personal médico especialista de la fundación.

La prueba consiste en hacer caminar al paciente por un pasillo de marcha en el que se ubican cuatro cámaras digitales sincronizadas, que transmiten las

imágenes a un sistema central, en el que por triangulación se determina la posición absoluta, de unos pequeños puntos luminosos colocados sobre la anatomía del paciente llamados marcadores; estos puntos se ubican estratégicamente según un protocolo internacional en el que se relacionan los extremos de los huesos de los miembros inferiores.

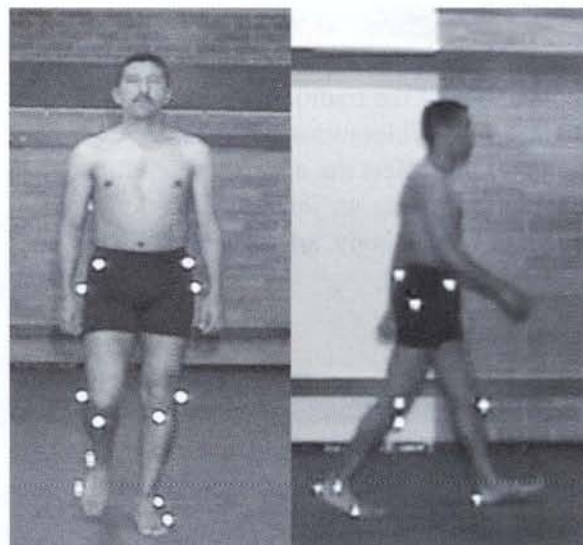


Figura 2. Pasillo de marcha (ubicación de los marcadores)

Una vez se determinó que el paciente tenía un patrón de marcha normal, los datos resultado de este estudio se alimentaron al modelo, ingresándolos al simulador dinámico MSC Dynamic Designer Motion Pro. Este es un software complementario al modelador de sólidos, en el que se logra hacer un análisis cuantitativo de variables físicas como momento, fuerza y energía, aplicando la dinámica inversa.

Se ingresaron al modelo los valores de desplazamiento angular de cada una de sus articulaciones y las restricciones de contacto entre los segmentos corporales y entre los pies y el piso. De esta manera, se ejecutó la simulación haciendo que el modelo camine por un pasillo virtual en el software, desarrollando dos zancadas completas.

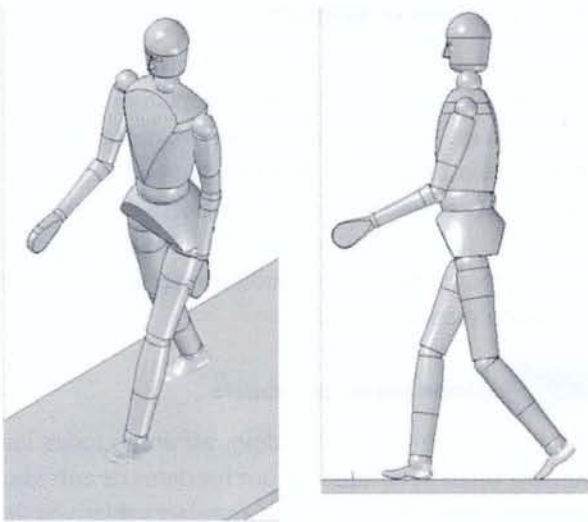


Figura 3. Modelo en ejecución – Vista isométrica (izq) – Plano sagital (der)

3. Resultados experimentales y discusión

Los resultados que proporciona el simulador son diversos, comprenden una amplia gama de variables dinámicas que describen cómo camina el sujeto; se escogieron los momentos articulares como la variable de respuesta adecuada, por cuanto es el dato primordial con el que los especialistas médicos determinan su diagnóstico y además por la posibilidad de utilizar esta información para fines prácticos en el rediseño de aparatos ortopédicos.

Estos momentos se extraen del paquete de resultados del modelo como archivos de datos .csv, en los que se tienen valores de momento de una fuerza (Nm) en el tiempo (s); se resolvió tratar los datos de dieciocho listas correspondientes a tres articulaciones (cadera, rodilla y tobillo, en tres planos (sagital, coronal y axial)) para las extremidades inferiores.

El tratamiento comenzó por analizar los resultados encontrados y normalizar los valores de momento para bloquear el efecto de la masa corporal y así tener datos comparables entre distintos pacientes; esto se hizo dividiendo el valor de momento entre la masa del paciente. Esta práctica es frecuentemente utilizada por los análisis de videografía, específica-

mente, corresponde al protocolo de presentación de resultados utilizado por el IBV y, en consecuencia, por el CIREC. Es evidente que las unidades resultantes de hacer la simplificación de momento de una fuerza (Nm) sobre la masa (kg), serían m^2s^{-2} ; sin embargo, estas unidades desdibujan la intención de proporcionar una medida de momento de fuerza por cada kilogramo de masa del paciente; es decir, la unidad $N.m.kg^{-1}$, aunque no se simplifica sí demuestra el propósito de la normalización de momentos.

Adicionalmente, se transformó el valor de tiempo en porcentaje de ciclo de marcha para bloquear la velocidad de marcha como un factor individual, esto también se hizo para poder realizar comparaciones entre diferentes pacientes. En este punto un simple análisis visual de los datos evidencia que en los primeros instantes de la simulación se presentan valores *outlayer* tanto positivos como negativos, estos picos se presentan por una combinación de razones que se exponen a continuación.

3.1. Rigidez del modelo

El modelo diseñado tiene la construcción típica de los ensamblajes tradicionales de un modelador de sólidos, es decir, es una reunión de objetos sólidos, rígidos, con muy poca elasticidad, esto contrasta con la realidad del cuerpo humano en el cual el tejido blando presente en cualquier estructura corporal, amortigua los impactos haciendo que no existan choques o golpes de consideración.

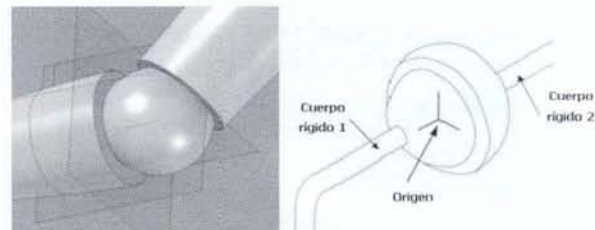


Figura 4. Articulación de esfera utilizada en el modelo

3.2. Tipo de articulación

Como ya se mencionó, las articulaciones utilizadas en el modelo son del tipo esfera; estas articulaciones ofrecen movimientos rotacionales libres en los tres ejes, pero restringen cualquier desplazamiento lineal. Aunque en el cuerpo humano no hay articulaciones de corredera, sí se presentan movimientos relativos combinados entre los segmentos vinculados por una articulación, por ejemplo: en la rodilla o en la cadera; esto ha sido ampliamente estudiado en el diseño de prótesis policéntricas de rodilla [6].

3.3. Articulación submetatarsiana

Esta articulación está presente en el pie, es fundamental en la amortiguación del despegue de dedos contra el piso que se presenta en el ciclo de marcha. Sin embargo, los sistemas del IBV [1] no la contemplan, la bibliografía y el modelo que utiliza el pasillo de marcha simplifican el pie como un triángulo formado por tres marcadores ubicados en el maléolo, el calcáneo y el quinto metatarso. Al no contar con la información necesaria para incluir esta articulación en la simulación se tomó la decisión de no incluir los dedos y recortar el pie en su longitud y así aminorar el efecto.



Figura 5. Articulación submetatarsiana suprimida (Adaptado de Paez, 2003)

3.4. Precisión en datos de entrada

Los datos cinemáticos de entrada provenientes del análisis CIREC presentaron imprecisiones debidas a errores en la colocación de los marcadores; esto por cuanto éste es un proceso manual en el que interviene, en gran medida, el criterio del especialista que realiza esta labor, esto introdujo errores en las mediciones que no pudieron ser establecidos y mucho menos anulados.

3.5. Posición inicial del modelo

La posición inicial del modelo, así como todas las demás, están determinadas por los datos de entrada, que son los desplazamientos angulares relativos de cada articulación; sin embargo, esta posición en el 0% o tiempo 0s es desconocida en la etapa de diseño del modelo, por lo que se le asignó una posición neutra que se aprecia en la figura 6.

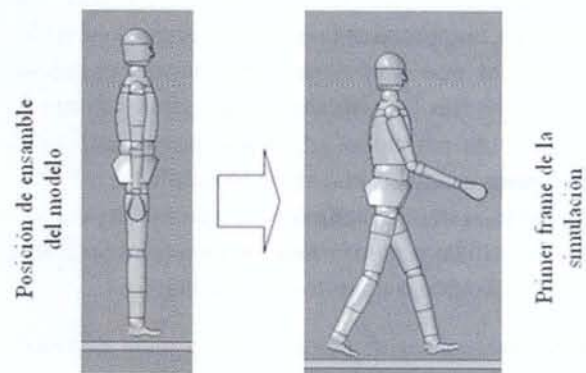


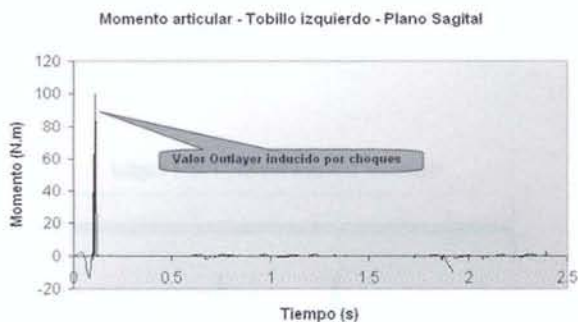
Figura 6. Diferencias posición inicial del modelo y primer frame de la simulación

Esto demandó que para evitar una colisión entre los pies y el piso en el primer instante de simulación se colocara el modelo a cierta altura, para que le permitiera a los pies bascular sin penetrar el piso.

En resumen, existieron diferentes factores que alteraron el desempeño del modelo en el primer instante de tiempo; por todas estas razones se decidió tomar el segundo paso para el análisis de los datos, en el que se presentan menores valores extremos y suprimir esos valores *outlayer*.



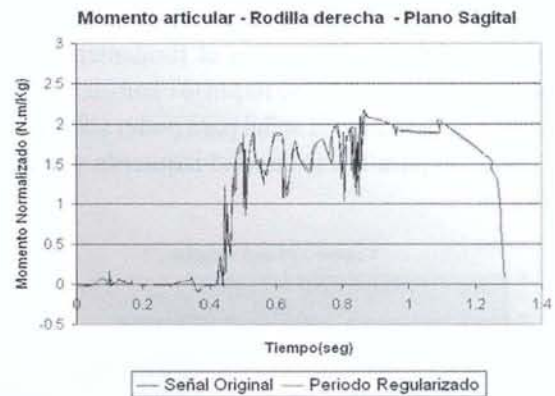
Figura 7. Separación inicial entre el modelo y el piso



Gráfica 1. Valores outlayer en los primeros instantes del ciclo

Una vez se realizó esta etapa de depuración de los datos iniciales se obtuvo un comportamiento mucho más acorde con lo esperado; en general, las gráficas de cada articulación ya presentaban tendencias reconocibles y comparables con el reporte CIREC. Sin embargo, aún presentaban gran concentración de ruido en la señal, proveniente de las iteraciones anteriores que consideraban esos valores suprimidos en el paso anterior.

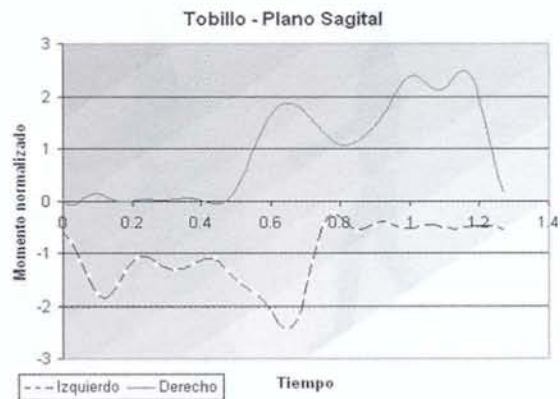
Con el propósito de mejorar la presentación de estos valores se decidió hacer un filtrado por transformada de Fourier, para eso se requirió, inicialmente, regularizar el periodo de muestreo, pues MSC Dynamic Designer Motion Pro entrega periodos variables según la necesidad de exactitud en los cálculos. Las interpolaciones hechas para lograr un periodo de muestreo constante no afectaron los datos de ninguna manera, como se puede ver en la gráfica 2.



Gráfica 2. Comparación señal original vs. periodo de muestreo regularizado a 0,01 segundos

Con los periodos de muestreo homogéneos en las señales es posible hacer un análisis de Fourier para determinar la composición frecuencial de los valores. Debido al carácter iterativo de los cálculos realizados por el simulador, los errores encontrados en los instantes iniciales inducían respuestas frecuenciales altas. Estas señales de alta frecuencia son una señal muy clara de ruido y, por ello, anulan la respuesta del modelo.

El proceso de filtrado de la señal original consistió en calcular el espectro de Fourier de la señal rectificada y aplicar una función de transferencia en el dominio de la frecuencia que eliminara los componentes no deseados de la señal (en este caso los elementos de alta frecuencia), para luego calcular la transformada inversa de Fourier y así obtener la señal filtrada, que se muestra en la gráfica 3.



Gráfica 3. Señal filtrada

Por último, para poder realizar la comparación con los datos del CIREC, que es el fundamento de la validación del modelo, se requirió cambiar de signo y correr en el tiempo la señal para poder superponer lo obtenido para la extremidad izquierda y la de la derecha.



Gráfica 4. Datos superpuestos extremidad izquierda y derecha

Para llevar a cabo la validación del modelo se compararon cualitativamente las dos gráficas disponibles, la entregada por el CIREC y la obtenida del modelo. En cada una de ellas se demarcó el periodo de balanceo y de oscilación de la extremidad con franjas azules, así como los eventos más importantes del ciclo, como son el choque de talón, el pie plano o contacto completo, el despegue de talón y, por último, el despegue de dedos, estos sucesos se demarcaron con flechas de colores como se muestra en la figura 8.

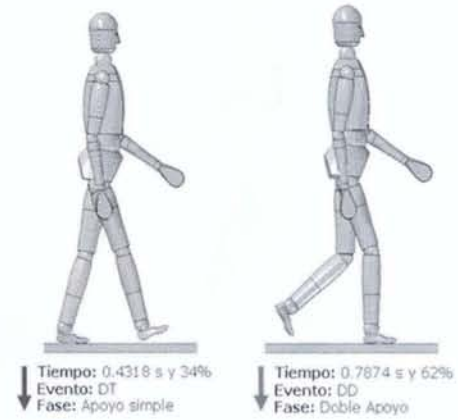
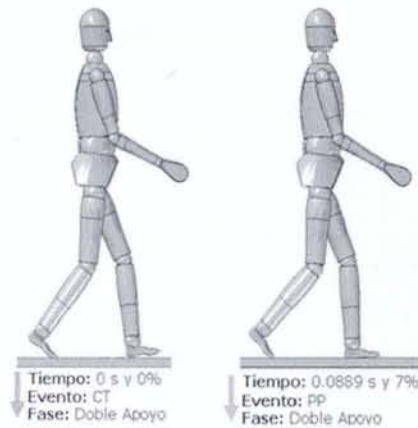
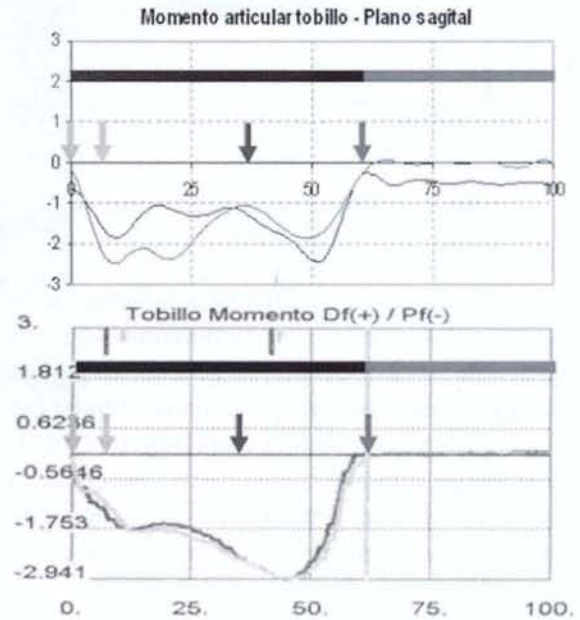
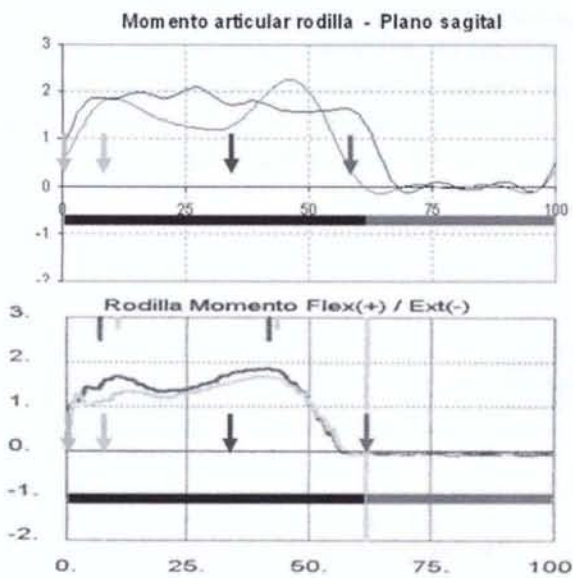


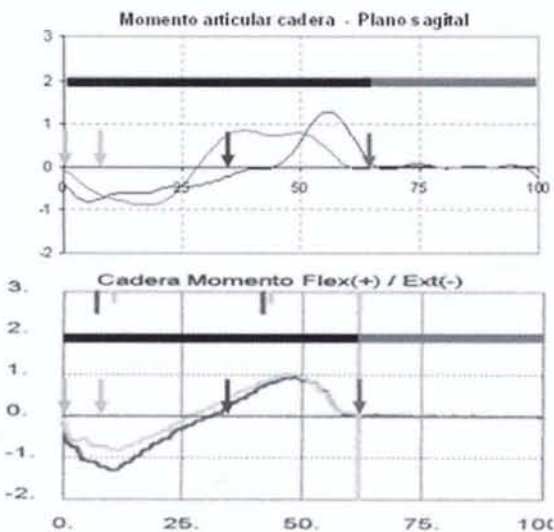
Figura 8. Eventos más importantes del ciclo



Gráfica 5. Comparación de resultado tobillo plano sagital modelo (arriba) vs CIREC (abajo)



Gráfica 6. Comparación de resultado rodilla plano sagital modelo (arriba) vs. CIREC (abajo)



Gráfica 7. Comparación de resultado cadera plano sagital modelo (arriba) vs. CIREC (abajo)

Se presentan los resultados comparados de las tres articulaciones para el plano sagital, la banda oscura representa la zona de apoyo y la franja clara es el balanceo de la pierna.

4. Conclusiones

Los sistemas de modelado de sólidos como Solid Edge y los simuladores dinámicos como MSC Dynamic Designer Motion Pro no tienen una aplicabilidad limitada a piezas y ensambles mecánicos, pero pueden desarrollar modelos avanzados y muy precisos del funcionamiento del cuerpo humano. Ahora bien, mediante la utilización de las herramientas computacionales apropiadas se puede realizar un estudio de marcha humana con resultados que se pueden correlacionar cercanamente con los de otros métodos de análisis, siempre y cuando se cumplan ciertos requisitos, como que el modelamiento de la marcha bípeda, la cual debe comprender las tres dimensiones como una primera medida indispensable de acercamiento a la precisión requerida en un modelo del cuerpo humano.

Los altos volúmenes de cálculos iterativos que se desarrollan en la ejecución de un modelo de esta complejidad demandan una preparación de las condiciones y geometrías participantes de mucha exigencia. De no ser así, el modelo aunque estable, tiene que ser muy bien determinado y muy bien inicializado, para evitar posibles atascos en el proceso de cálculo de la máquina.

La proximidad de los resultados obtenidos con este modelo computarizado con respecto a los de los sistemas de videografía u otros modelos matemáticos es muy prometedora, con facilidad y muy poco costo se podría hacer un análisis de marcha a un paciente en cualquier lugar del país si se cuenta con un PC portátil y los programas mencionados atrás.

Los resultados de este análisis computarizado son útiles en el proceso de rehabilitación de una persona con problemas de movimiento pueden llegar a ser el elemento diferenciador en un diagnóstico médico; también pueden ser el punto de partida para el rediseño de prótesis y órtesis de miembros inferiores personalizados, etc.

La característica de parametrización que se tiene con el desarrollo de este trabajo es una herramienta de mucho valor para los encargados de rehabilitar a los discapacitados o a los amputados; conocer con

exactitud el efecto particular de la masa corporal y la estatura de una persona en su esfuerzos musculares de caminata es un parámetro casi desconocido actualmente.

Los momentos articulares hallados con el modelo son los momentos resultantes que actúan en un

punto, por acción combinada de fuerzas musculares aplicadas en diferentes lugares. Estas fuerzas no son tenidas en cuenta individualmente, lo que se logró hallar es el efecto sumado de todas las fuerzas presentes sobre una articulación particular.

Referencias bibliográficas

- [1] Instituto de Biomecánica de Valencia IBV. (2001) *Catalogo de aplicaciones*. España, disponible en: www.ibv.org
- [2] Fundación CIREC, Bogotá, Colombia. Disponible en: www.cirec.org.co
- [3] R. Viladot. (1997) *Órtesis y Prótesis del Aparato Locomotor*. Ed. Masson S.A.
- [4] D. Winter. (1979) *Biomechanics of Human Movement*. Ed. John Wiley & Sons.
- [5] M. Nordin, y V. Frankel. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- [6] M. Roa. (2004) *Modelamiento y simulación de la caminata bípeda*. Tesis de maestría en automatización. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.