

Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética (estudio de caso)

Jorge Enrique Correa*, Cárol Ávila†, Gina Paola López†, Claudia Patricia Pinzón†, Melba Geomar Rodríguez†

Resumen

El propósito de este estudio es realizar un análisis computarizado de la marcha en sujetos con amputación transfemoral unilateral, con prótesis endoesquelética y exoesquelética. **Método:** los participantes fueron dos soldados del Ejército Nacional Colombiano en edad (25+/-10 años), con amputación transfemoral (AK) unilateral en fase protésica, con un tiempo de amputación mayor de 3 años, por causa traumática, en extremidad izquierda. Se empleó un *software* de análisis de movimiento denominado Ariel Performance Analysis System (APAS), donde se determinaron variables cinemáticas de la marcha como: el desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores en los diferentes planos y la cadencia de los movimientos; parámetros de marcha como: la longitud del paso, la longitud de la zancada y el ancho del paso; el consumo de energía en el desplazamiento y el tiempo de duración del ciclo de marcha. Los datos arrojados fueron comparados entre sí frente a los parámetros de una marcha normal según la literatura universal. **Resultados:** Los resultados se presentan en forma de gráficos interactivos, en los cuales se puede apreciar el comportamiento de cada variable medida comparando los resultados frente a una marcha normal. En los amputados AK que usan prótesis por encima de rodilla el patrón de marcha se

asocia a pasos cortos bilaterales. El fisioterapeuta debe hacer énfasis en la habilitación de los parámetros de la marcha, con el fin de que estos se asemejen a una marcha normal. **Conclusiones:** El uso de esta tecnología en la intervención fisioterapéutica con personas amputadas arroja datos exactos en todas las variables del estudio, lo que puede mejorar la habilitación de estas personas en la fase protésica y proporcionarles una reeducación efectiva del patrón de marcha.

Palabras clave: amputación, análisis, marcha, prótesis, rehabilitación.

Abstract

Title: Computerized Gait Analysis in Unilateral Trans-Femoral Amputees with Endo-Skeletal and Exo-Skeletal Prosthesis. Case Study. The purpose of this study is to perform a compu-

Recibido: mayo 2003.

Aceptado: agosto 2003.

* Director de la línea de investigación en Ejercicio Físico y Desarrollo Humano. Profesor del Programa de Fisioterapia. Universidad del Rosario. jecorrea@urosario.edu.co.

† Estudiantes de noveno semestre del programa de Fisioterapia. Universidad del Rosario.

terized gait analysis in subjects with unilateral trans-femoral amputation with endo-skeletal and exo-skeletal prosthesis. **Method:** The participants were two soldiers of The Colombian National Army, with trans-femoral (AK) unilateral amputation, because of traumatic cause, age (25+/-10 years). The Software Ariel Performance Analysis System (APAS) was employed for the movement analysis. Information on kinematics, parameters and decisive of the gait, tilt of pelvis, length of step, the length long stride, the broad of step, the march of cadense, the index of energy, consumption and the percentage of the periods of duration of the gait cycle was

obtained. **Results:** The heady data were compared among if and with a normal gait. The results are present in a comparative board. **Conclusions:** The use of this technology in the intervention physical therapy with amputated people, throws exact data in all the variables of the study, what can improve the boarding of these people in the prosthetic and to provide them the gait pattern's reeducation the nearest thing to the normal thing.

Key Words: Amputation, analysis, gait, prosthesis, rehabilitation.

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos principales de los fisioterapeutas que intervienen en el proceso de rehabilitación funcional del amputado es mejorar la medición dinámica de la marcha, apoyados en la aplicación de softwares especializados en análisis que permiten una visión tridimensional del movimiento de la persona amputada con prótesis; ello permite la descripción detallada de cada una de las fases de la marcha protésica.

A este respecto, el uso de programas computarizados para el análisis de movimiento a escala internacional ha tenido desarrollos importantes; sobre todo, en el campo deportivo (1-5) y en el campo de la clínica, particularmente en la pediatría y la ortopedia (6-8). En Colombia, hasta el momento las posibilidades de aplicación y de utilización de este recurso tecnológico en los procesos de reeducación protésica de la marcha en amputados es mínima (9-11).

Una primera aproximación en tal sentido es el presente estudio de caso, que permite identificar los patrones de la marcha protésica y sus diferencias frente a una marcha normal, a través de un software de análisis de movimiento.

METODOLOGÍA

Para el estudio, se realizó una valoración fisioterapéutica previa (12-17), de la cual se obtuvieron los resultados expuestos en la tabla 1.

El estudio de caso se considera como un ejercicio investigativo descriptivo que permite identificar el comportamiento de un fenómeno o situación objeto de interés, en este caso la marcha en amputados con prótesis exoesquelética y endoesquelética, comparándolo con una marcha normal.

Tabla 1. Evaluación fisioterapéutica previa

Caso I	Caso II
Posición bípeda: leve deficiencia de reacciones de equilibrio hacia el lado izquierdo.	Presentó reacciones de equilibrio normales en todas las direcciones.
Su escala funcional de marcha es 9 (Tabla 2); significa que requiere ayuda mínima para correr, escalar, subir o bajar escalones, especialmente por seguridad.	Su escala funcional de marcha es 9; significa que requiere alguna ayuda mínima para correr, escalar, subir o bajar escalones.
En las articulaciones, la flexibilidad es normal, el miembro inferior derecho tiene arcos de movilidad completos, realiza <i>recurvatum</i> de la rodilla hasta 4 grados.	En las articulaciones la flexibilidad es normal. La movilidad articular en el miembro inferior derecho e izquierdo está entre los rangos de normalidad para cada articulación.
Su fuerza en los músculos de la cadera de ambos miembros inferiores se encontró en 4/5, según el examen muscular manual.	La fuerza a nivel de los músculos de las caderas de los miembros inferiores está en 4/5, según el examen muscular manual.
Presentó signo de Thomas positivo izquierdo de 12 grados, que significa una retracción moderada del Psoas iliaco, una retracción leve de Isquiotibiales de 20° del miembro inferior derecho, sin otros signos semiológicos. No hay discrepancia en la longitud de miembros inferiores usando la prótesis, la anteversión femoral derecha es de 20°.	Signo de Thomas izquierdo positivo de 12 grados moderado. Hay una discrepancia de longitud de 1 centímetro del miembro inferior izquierdo respecto al derecho. El perfil torsional del miembro inferior derecho es normal.

Fuente: Servicio de Fisioterapia, Hospital Militar Central (HMC). Bogotá, Colombia.

Se establecieron como criterios de inclusión para este estudio los siguientes aspectos:

- Ser soldado del Ejército Nacional de Colombia y tener entre 20 y 30 años de edad.
- Haber sufrido trauma por arma de fuego en miembro inferior izquierdo.
- Tener una amputación transfemoral unilateral izquierda de más de dos años de evolución.
- Encontrarse en la fase protésica de su rehabilitación funcional.

Para la evaluación de la marcha se emplea el *software* de análisis de movimiento

llamado Ariel Performance Analysis System (APAS), Derechos reservados, Ariel Dynamics Inc. Copyright © 1994-2001. Dicho *software* requiere una RAM de gran capacidad para el manejo de gráficas y videos, un procesador rápido con tarjetas de video y Windows 98 o 2000 (www.arielnet.com). Además, se incluyen cinco cámaras de video digitales JVC, que se activan simultáneamente para grabar la secuencia de movimiento en la marcha. Para la grabación se utilizó una pista de quince metros y un *set* de marcadores reflexivos (figura 1). Se realizaron 17 tomas, y se analizó la

número 16 para el caso 1; el caso 2 se realizaron 14 tomas y se analizó la toma número 10 (figura 2).

La selección de las tomas analizadas se hace con base en una marcha habitual realizada por el paciente, evitando la obstrucción de las cámaras y buscando la marcha más natural posible.

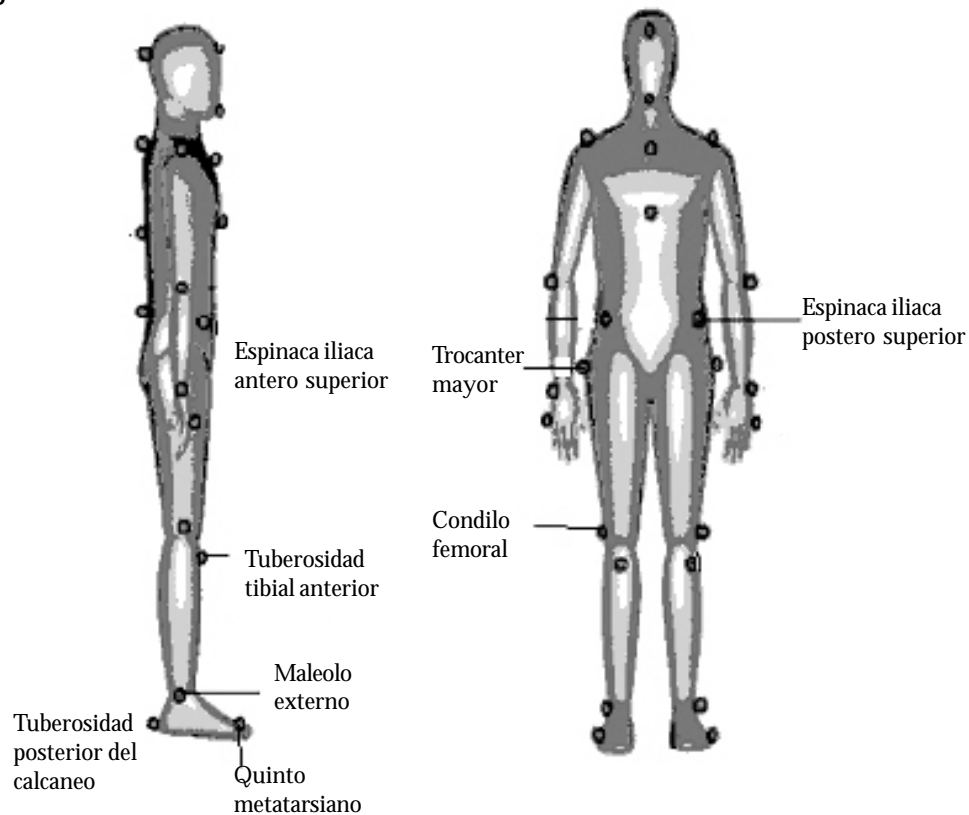
Las variables medidas a través del APAS fueron:

- Variables Cinemáticas: descripción del movimiento en la marcha, en cuanto al desplazamiento angular de las articula-

ciones en los tres planos y la velocidad del desplazamiento articular de los miembros inferiores.

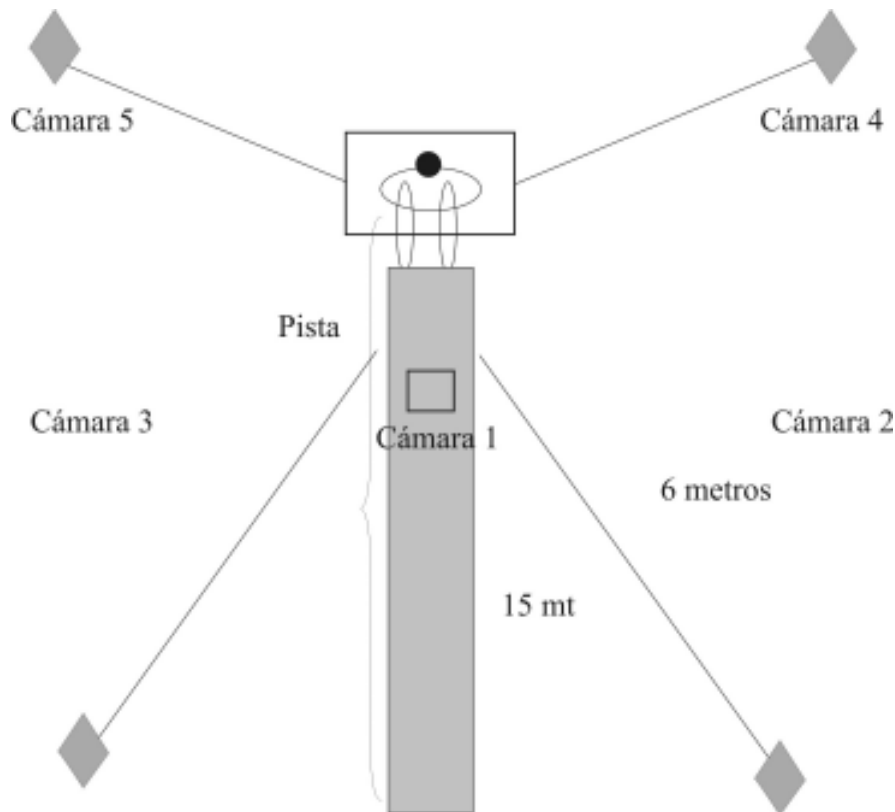
- Variables específicas de la marcha: aspectos de la marcha como el *tilt* de pelvis, la longitud del paso, la longitud de zancada, el ancho de paso y la cadencia en la marcha.
- Variables de consumo energético: determinar la cantidad de consumo de energía durante la actividad.
- Variables de tiempo: duración en tiempo de cada ciclo de marcha.

Figura 1. Set de marcadores



Fuente: Hugo Quintero, Universidad de los Andes, Bogotá.

Figura 2. Esquema del proceso de filmación



Fuente: Jorge Enrique Correa Bautista, Universidad del Rosario, Bogotá.

Posteriormente, se procedió a realizar la digitalización del movimiento a través del módulo Digitaze de APAS, cuadro por cuadro desde cada una de las 5 cámaras. Cada uno de los cinco videos de las dos tomas realizadas consta, en promedio, de 400 cuadros por filmación, y en cada uno de estos cuadros aparece, también en promedio, la mitad del conjunto de marcadores. Con esta información, APAS realiza triangulaciones de las posiciones de los marcadores, para así construir una representación tridimen-

sional del movimiento de cada uno de estos. El resultado es un archivo de texto en el cual se encuentran las coordenadas cartesianas en bruto y suavizadas posteriormente, para su mejor comprensión.

Finalmente, el archivo de texto es leído por el programa de cálculo de variables, el cual se encarga de transformar la información del archivo de texto en una matriz de Visual Basic, a partir de la cual se efectúan los cálculos de las variables del modelo.

RESULTADOS

El programa de cálculo de variables muestra sus resultados por medio de gráficos interactivos, en los cuales se puede apreciar el comportamiento de cada variable establecida.

Los resultados arrojados por el programa de cálculo de variables identifican las deficiencias durante el ciclo de la marcha centrándose en las variables identificadas. Los resultados establecidos se presentan en una tabla comparativa (Tabla 2).

Figura 3. Escala funcional de la marcha tomada del Servicio de Fisioterapia del Hospital Militar Central (HMC). Bogotá, Colombia

Escala funcional de la marcha

Escoja una de las frases que mejor describa las habilidades de su hijo durante la marcha habitual (con el uso de cualquier dispositivo de asistencia, si es necesario: caminador, muleta, férulas y otros):

- 1. No puede dar ningún paso en absoluto.
- 2. Puede dar algunos pasos con la ayuda de otra persona. No soporta el peso completo en sus pies. No camina en su rutina diaria.
- 3. Camina como ejercicio en terapia y una distancia menor a la que comúnmente caminaría en el hogar. Usualmente requiere ayuda de otra persona.
- 4. Camina para las distancias de la casa, pero avanza lentamente. Su forma de desplazamiento preferida en casa no es la marcha (Principalmente camina en terapia).
- 5. Camina más de 4 a 15 metros, pero sólo dentro de la casa o en la escuela (Camina en distancias de la casa).
- 6. Camina más de 4 a 15 metros fuera de la casa, pero normalmente usa silla de ruedas o coche para las distancias en comunidad o en áreas congestionadas.
- 7. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad, pero sólo en superficies planas (No lo puede hacer en superficies inclinadas, terreno irregular o escalones, sin ayuda de otra persona).
- 8. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad, puede realizarlo en superficies inclinadas y terreno irregular, además de las superficies planas; pero normalmente requiere ayuda mínima o vigilancia por seguridad.
- 9. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad, fácilmente puede cambiar de un nivel a otro, como superficies inclinadas y terreno irregular, pero tiene dificultad o requiere ayuda mínima para correr, escalar y subir o bajar escalones.
- 10. Camina, corre y escala en terreno regular e irregular sin dificultad y sin ayuda.

Las gráficas interactivas (figuras 4 y 5) de las articulaciones de los miembros inferiores se presentan de manera simultánea en cuanto a: el tilt de pelvis, oblicuidad pélvica en la fase de balanceo, la rotación pélvica, la flexoextensión de cadera, la aducción y la abducción de cadera, la rotación de cadera, la flexoextensión de rodilla, el varo y valgo de rodilla, la rotación de rodilla, dorsiflexión y plantiflexión de tobillo, el varo y valgo de tobillo y la rotación del pie. Cada gráfica describe el comportamiento del movimiento de cada variable de manera comparativa en cada extremidad.

Caso No. 1

El desplazamiento angular en el plano sagital de las articulaciones coxofemorales presenta una pérdida de la flexión de 8° en la articulación coxofemoral izquierda y de 3° en la derecha, lo cual muestra en la gráfica una curva estrecha con una meseta rápida en el período de balanceo.

En el ciclo de marcha la articulación coxofemoral izquierda, realiza una flexión máxima de 25° y extensión máxima de 10°, y la articulación coxofemoral derecha presenta una flexión máxima de 18° y una extensión máxima de 20°. La gráfica indica una flexión rápida durante la postura terminal y una meseta en el balanceo medio; se pierde súbitamente flexión para el miembro inferior derecho, fenómeno generado por el traslado de la

prótesis en sentido anterior, lo que provoca una asimetría de los dos hemicuerpos durante la fase de apoyo medio y balanceo de la extremidad contraria.

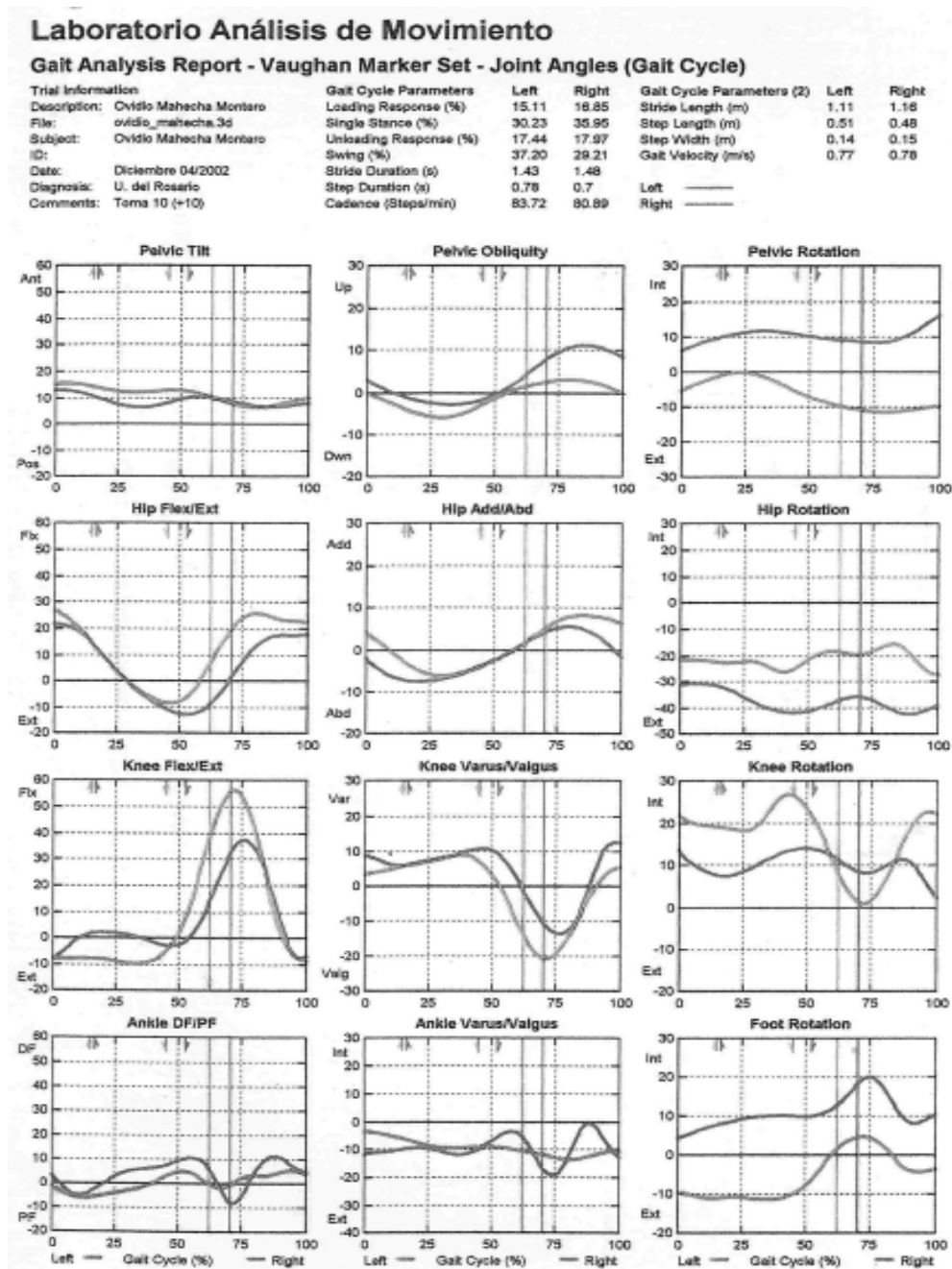
La rodilla izquierda presenta flexión máxima de 45° en el momento del contacto del talón con la superficie; en la postura media hay 35° de flexión y en la postura terminal, *recurvatum*. La rodilla derecha tiene un comportamiento similar a la rodilla contralateral, con una flexión máxima de 45° y 38° en el momento del contacto del talón con la superficie.

En el cuello de pie izquierdo (protésico), mantiene una plantiflexión de 10° durante la postura terminal y el balanceo inicial, lo que en la gráfica se observa como una curva plana; la dorsiflexión es de 5°. El cuello de pie derecho evidencia un movimiento normal durante todo el ciclo de marcha, mientras que en la prótesis la plantiflexión y la dorsiflexión son nulas.

En el plano coronal se observó un ascenso de la hemipelvis derecha de 8°, el cual permanece estable durante buena parte del ciclo de la marcha. Las articulaciones coxofemorales están en relativo neutro, hay aducción de 7° de la cadera izquierda para compensar el ascenso de la hemipelvis derecha, que disminuye durante el balanceo y se realiza abducción de 4° durante el período postural.

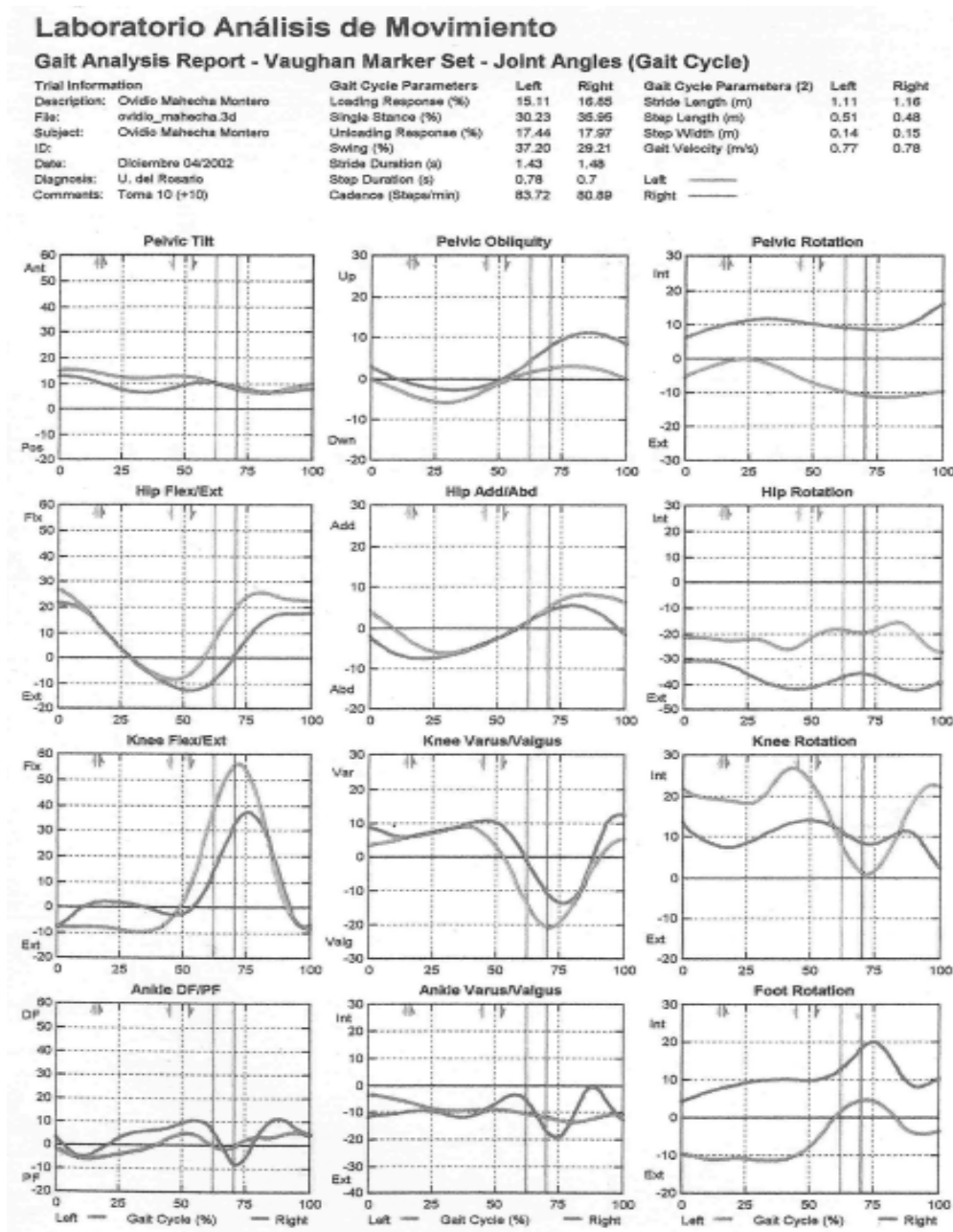
El pie derecho se encuentra con leve varo en el retropié y el pie izquierdo es rígido.

Figura 4. (Caso No. 1). Gráficas comparativas, interactivas arrojadas por el Ariel Performance Análisis System (APAS)



Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Franklin Delano Roosevelt (Bogotá, Colombia)

Figura 5. (Caso No. 2). Gráficas comparativas, interactivas arrojadas por el Ariel Performance Análisis System (APAS)



Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Franklin Delano Roosevelt (Bogotá, Colombia)

En el plano transversal la rotación de la pelvis es asimétrica, ya que hay mayor rotación interna, cuyo máximo es de 21° en el período de balanceo de la pelvis derecha respecto a la izquierda, que realiza una rotación interna partiendo de una rotación externa de 10° hasta neutro.

La velocidad de movimiento del miembro inferior izquierdo y derecho son iguales (0.72 m/seg).

En cuanto a los parámetros de la marcha, los resultados obtenidos fueron: la longitud de paso es asimétrica, ya que muestra mayor longitud en el miembro inferior izquierdo, equivalente a 0.55 m y 0.43mts. en el derecho. La longitud de zancada es mayor en la extremidad derecha: esta es de 1.20 m, y en la izquierda, de 1.17 m. El ancho de paso izquierdo es de 0.10 m y el derecho es de 0.07 m. La cadencia del miembro inferior izquierdo es de 74.22 pasos/minuto y la del derecho, de 72.72 pasos/minuto. Con estos datos podemos partir de la premisa de la importancia de la reeducación muscular con el fin de desarrollar un patrón de marcha lo más simétrico y normal posible.

Los resultados de los determinantes de la marcha respecto al tilt de la pelvis manifiestan un movimiento oscilante paradójico y una dirección leve hacia anterior.

El índice de consumo de energía es de 0.82 latidos/min/m/seg.

El porcentaje de duración de los periodos del ciclo de la marcha son: en el miem-

bro inferior derecho el periodo postural es de 72% y en el izquierdo es de 57%. Además, la respuesta a la carga de la extremidad derecha es prolongada y el prebalanceo está aumentado en el izquierdo; estos desequilibrios nos muestran falta de entrenamiento en marcha con la prótesis y posibles imbalances musculares, que impiden un adecuado desplazamiento eficiente en posición bípeda y el cumplimiento de tareas funcionales.

Caso No. 2

El desplazamiento angular en el plano sagital de las articulaciones coxofemorales muestra un rango de movimiento asimétrico en el ciclo de marcha. La articulación coxofemoral izquierda determina una flexión máxima de 25° en el balanceo medio, y registra en la gráfica una meseta de flexión en el balanceo terminal y una extensión de 9° en la fase de postura terminal. La articulación coxofemoral derecha tiene una flexión máxima de 18° en el balanceo terminal y extensión máxima de 12° en la postura terminal.

En la rodilla izquierda se observa un recurvatum de 10°; la flexión ocurre rápidamente y logra un *Toe Off* de 40°, para alcanzar una flexión máxima de 55° en el balanceo inicial. La extensión es exagerada desde el contacto inicial hasta el prebalanceo: es de 10°. La rodilla derecha presenta una máxima flexión de 38° en la fase de balanceo medio y una extensión

máxima de 8° en el balanceo terminal; la causa de esta afección es la falta de entrenamiento con la prótesis.

El cuello de pie izquierdo indica levemente equino en el contacto inicial y posteriormente realiza pie talo en la postura terminal; hay una plantiflexión de 5° y dorsiflexión de 5°, mientras que el cuello de pie derecho tiene un comportamiento normal.

En el plano coronal, la pelvis se encuentra asimétrica, con ascenso de 2° de la hemipelvis izquierda respecto a la derecha, que es de 12° durante el periodo de balanceo. Las articulaciones coxofemorales presentan aducción y abducción simétricas y de características normales. El pie derecho marca leve valgo del retropié algo oscilante, y el pie izquierdo es rígido por el diseño de la prótesis.

En el plano transversal, la rotación de la pelvis es asimétrica. La máxima rotación interna de la pelvis derecha es de 17° en el periodo de balanceo y la izquierda no realiza rotación interna en este periodo. La rotación del pie derecho va hacia interno de 20° en el periodo de balanceo y el izquierdo tiene una rotación externa de 10° en el periodo postural. Existen compensaciones de movimiento y de fuerza muscular que impiden el desempeño normal de la marcha.

La velocidad del miembro inferior izquierdo es de 0,77 m/seg y la extremidad derecha es prolongada con un valor de 0,78 m/seg.

Respecto a los parámetros de la marcha, los resultados fueron:

La longitud de paso es asimétrica: es mayor la del miembro inferior izquierdo, con 0.51 m; en la extremidad derecha es de 0.48 m. La longitud de zancada es relativamente simétrica: la izquierda es de 1.11 m y la derecha, de 1.16 m. El ancho de paso izquierdo es de 0.14 m y el derecho, de 0.165 m. La cadencia del miembro inferior izquierdo es de 83,72 pasos/minuto y del derecho, de 80,89 pasos/minuto. Estos aspectos se deben a imbalances musculares.

En cuanto al determinante del tilt de la pelvis, se encuentra dirigido levemente hacia anterior y oscilante, con predominio del lado derecho. El índice de consumo de energía es de 0.58 latidos por minuto/m seg.

El porcentaje de duración de los periodos del ciclo de marcha son: en el miembro derecho, de 71%; en el miembro inferior izquierdo, el periodo postural es de 43%, es decir, menos prolongado. La respuesta a la carga y el prebalanceo se encuentran prolongados de forma bilateral.

Se realizó un cuadro comparativo de los datos del estudio de marcha de cada uno de los pacientes con una marcha normal (Tabla 2).

DISCUSIÓN

El desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores de los sujetos del estudio se comparó con los

Tabla 2. Comparación de los resultados arrojados por el APAS

Crterios de evaluación	Caso No. 1	Caso No. 2	Marcha normal
Cinemática Desplazamiento angular Plano sagital Plano coronal Plano transverso Cadencia de movimiento de los miembros inferiores	<i>Articulación coxofemoral:</i> Izquierda: Flexión máx. 25° Extensión máx. 10° Derecha: Flexión máx. 18° Extensión máx. 20° <i>Rodilla:</i> Izquierda: Flexión máx. 45° Recurvatum Derecha: Flexión máx. 45° <i>Cuello de pie:</i> Izquierdo: Plantiflexión 10° Dorsiflexión: 5° Pelvis: ascenso hemipelvis derecha Cadera: mayor aducción izquierda Pie derecho: leve varo en el retropié Pie izquierdo: rígido Pelvis: mayor rotación interna de la derecha Pies: simétricos y neutro Izquierdo: 0,72 m/seg Derecho: 0,72 m/seg	<i>Articulación coxofemoral:</i> Izquierda: Flexión máx. 25° Extensión máx. 9° Derecha: Flexión máx. 18° Extensión máx. 12° <i>Rodilla:</i> Izquierda: Flexión máx. 55° Recurvatum 10° Derecha: Flexión máx. 30° <i>Cuello de pie:</i> Izquierdo: Plantiflexión 15° Dorsiflexión 5° Pelvis: ascenso hemipelvis izquierda Cadera: movimiento simétrico Pie derecho: leve valgo del retropié Pie izquierdo: rígido Pelvis: mayor rotación interna de la derecha Pie: derecho en rotación interna. Izquierdo: rotación externa de 10°	<i>Articulación coxofemoral:</i> Flexión máx. 30° a 49° Extensión máx. 10 a 15° <i>Rodilla:</i> Flexión máx. 60 ° Extensión máx. neutro <i>Cuello de pie:</i> Plantiflexión máx. 20° Dorsiflexión máx. 10° Cadera: movimiento simétrico Pie: Movimiento es mínimo Los movimientos de la pelvis y del pie son mínimos. La velocidad del movimiento de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha depende de la altura del individuo, la longitud de las extremidades, la longitud de paso y la cadencia
Parámetros de la marcha Longitud de paso Longitud de zancada Ancho de paso Cadencia	Izquierdo: 0.55 m Derecho: 0.43 m Izquierdo: 1.17 m Derecho: 1.20 m Izquierdo: 0.10 m Derecho: 0.07 m Izquierdo: 74.22 pasos/min Derecho: 72.72 pasos/min	Izquierdo: 0,77 m/seg Derecho: 0,78 m/seg Izquierdo: 0.51 m Derecho: 0.48 m Izquierdo: 1.11 m Derecho: 1.16 m Izquierdo: 0.14 m Derecho: 0.15 m Izquierdo: 83.72 pasos/min. Derecho: 80.89 pasos/min.	Depende de la edad, sexo y altura de la persona. Depende de la edad, sexo y altura de la persona. Lo normal es de 0.05 a 0.10 m Normal: 90 a 120 pasos/min.
Tilt de la pelvis	Dirigida levemente hacia anterior con movimientos oscilantes paradójicos	Dirigida de forma discreta hacia anterior y levemente oscilante con predominio del lado derecho	Realiza un descenso de 5°
Consumo de energía Índice de consumo	0,82 latidos por min/m sg	0.58 latidos por min /m seg	El ideal es 0.4 latidos por min/m seg (0.4 a 0.6)
Tiempo de duración de los ciclos de la marcha Período postural Período de balanceo	Izquierdo: 57% Derecho: 72% Izquierdo: 43% Derecho: 28%	Izquierdo: 43% Derecho: 71% Izquierdo: 57% Derecho: 29%	Es de 60% del ciclo de marcha Es de 40% del ciclo de marcha

parámetros de una marcha normal con base en la literatura universal, por lo que se sugiere realizar un estudio computarizado de la marcha en individuos normales, para obtener el estándar de la población colombiana y así tener un punto de comparación real.

Además, se propone practicar un estudio en personas amputadas que incluya una muestra significativa de sujetos, para determinar qué similitudes y diferencias tiene este tipo de población.

Para permitir un abordaje completo del movimiento corporal humano, se debe incluir la cinética en el análisis computarizado de la marcha mediante el uso de la electromiografía.

En ambos casos se comprobó que el periodo postural del ciclo de marcha se encuentra aumentado, lo cual significa que los sujetos no realizan un total traslado de peso a la prótesis, y generan así una alteración en las fases y las tareas funcionales de la marcha.

En los amputados AK que usan prótesis por encima de rodilla, el patrón de marcha se asocia a pasos cortos bilaterales a expensas de disminuir el arco de movilidad de las articulaciones coxofemorales; por lo tanto, el fisioterapeuta debe hacer énfasis en la habilitación de los parámetros de la marcha, con el fin de que estos se asemejen a una marcha normal.

En ambos casos se observó el tilt de la pelvis que regula el movimiento del cen-

tro de gravedad en sentido horizontal. En el caso uno, el tilt de la pelvis presentó movimientos paradójicos, lo que significa que no se está controlando de forma adecuada el centro de gravedad, y esto se ve reflejado en un aumento del 1.2 del consumo de energía sobre el ideal. Esto evidencia la importancia del manejo fisioterapéutico de los movimientos de la pelvis en el proceso de rehabilitación.

El desplazamiento angular de las articulaciones en los tres planos espaciales (plano sagital, frontal y transversal) da una visión tridimensional del movimiento corporal humano, y detecta alteraciones anatómicas y funcionales que no pueden ser determinadas en una evaluación de la marcha por simple observación.

Al mostrar en el análisis el plano transversal la rotación de los diferentes segmentos del miembro inferior, se logra evidenciar la alineación de la prótesis y así identificar si es la indicada para la persona.

El miembro inferior derecho altera su desempeño biomecánico en forma compensatoria, probablemente por un entrenamiento inadecuado con la prótesis y una inapropiada adaptación a la misma.

Este análisis permite revisar la marcha del sujeto tantas veces como sea necesario sin que éste se halle presente, además de observar detalladamente las desviaciones de la marcha y comparar la evolución de la persona durante la rehabilitación.

Las diferencias existentes en los datos arrojados por el software de movimiento entre las prótesis dependen más del tiempo de rehabilitación y del patrón de marcha realizado por cada persona, que del tipo de prótesis utilizada para este nivel de amputación.

Se puede concluir que si bien se realizó una primera aproximación en el uso de software de análisis de movimiento desde la cinemática en personas con amputación de miembros inferiores, el campo de aplicación de esta herramienta de informática permitirá mejorar los procesos de medición, evaluación y diagnóstico fisioterapéutico.

Aún no hay claridad sobre la manera de realizar una interpretación cuantitativa de los resultados obtenidos, por el instrumento de medición utilizado.

Se hace necesario conocer y estudiar los sistemas de análisis de movimiento en informática para la comprensión de movimiento, como el APAS y el ARIEL, para procurar su implementación y uso en los procesos de evaluación fisioterapéutico, lo cual permitiría avances en el diagnóstico fisioterapéutico de la capacidad funcional dentro de la rehabilitación de la persona con amputación.

Es prioritario establecer dentro de la profesión un lenguaje común que permita comprender el verdadero sentido de la medición científica y su importancia para la valoración de la Capacidad Funcional.

La aplicación y utilización de este tipo de estudios contribuye a la dinámica de la disciplina dentro de la capacidad funcional, y así facilita un análisis detallado sobre la elaboración y aplicación de las diferentes formas de valoración y permite a los fisioterapeutas el conocimiento de las mismas.

Esta investigación brinda la posibilidad de interactuar con otros profesionales fuera del área de la salud, además de requerir dedicación, compromiso y profundización de los conceptos necesarios para entender el movimiento corporal humano desde la cinemática en su expresión más compleja: *la marcha humana*.

AGRADECIMIENTOS

Al servicio de Fisioterapia del Hospital Militar Central (Bogotá, Colombia), por permitir el acceso a la población objeto del estudio.

Al laboratorio de análisis de movimiento del Instituto Franklin Delano Roosevelt, por el préstamo de sus instalaciones y el apoyo del personal.

A la señora Martha Cecilia Zuluaga, asistente de la línea de investigación en Ejercicio Físico y Desarrollo Humano de la Universidad del Rosario.

REFERENCIAS

1. Salo A, Grimshaw PN, Marar L. 3-D biomechanical analysis of sprint hurdles at different competitive levels. *Med Sci Sports Exerc.* 1997; 29(2):231-7.
2. Van den Bogert AJ, Read L, Nigg BM. An analysis of hip joint loading during walking, running and skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(1):131-42.
3. McClay I, Manal K. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *MedSciSportsExerc.* 1999; 31(11): 1629-37.
4. Ferro A, Válíos J. Análisis biomecánico de los lanzamientos y carreras de velocidad en el Campeonato del Mundo de Atletismo al Aire Libre. En: Universidad de Granada, Sevilla 99, Subdirección General de Proyectos de Investigación Científica y Técnica (SGPICYT). Director: M. Gutiérrez. UEM; 1999.p. 7-11.
5. Pagola I, Ferro A, Rivera A. Metodología para el análisis cinético de saltos específicos de gimnasia rítmico-deportiva, biomecánica de la fuerza muscular y su valoración: Análisis cinético de la marcha, natación, gimnasia rítmica, badminton y ejercicios de musculación, Madrid, CARICD (Consejo Superior de Deportes), Serie I.C.D. nº 21; 1999.
6. Barceló O, Guijarro MI, García-Rama L, Ruiz P, editores. Análisis biomecánico de la marcha en niños hemipléjicos y dipléjicos afectos de parálisis cerebral infantil y pie equino, tratados con toxina botulínica. Universidad Europea de Madrid, Facultad de Ciencias de la Salud, Área de Fisioterapia; 1999-2001. Patrocinado por Allergan S. A.
7. Blanco M. Enfermedades invalidantes de la infancia, aspectos de la rehabilitación. 1ed. Chile: Sociedad Preayuda del Niño Lisiado; 1995.
8. Perry J. Gait Analysis normal and pathological function. 1 ed. EE. UU: Slack Incorporated; 1992.
9. Gutiérrez G. Manejo y cuidado del paciente Amputado. 1 ed. Colombia, Cali: Talleres Gráficos de Formas Precisas; 1985.
10. Howell V. Análisis computarizado del movimiento. Una introducción. *Kinesiología* 1993; 37(3): 80-5.
11. Meyer R. Resultados contemporáneos para la persona con una amputación. Centro de información nacional sobre la pérdida de extremidades. 1999. Disponible en: URL: <http://www.amputee-coalition.org/spanish/resultadoscontemporaneos.html>.
12. Banerje S. Rehabilitation Management of Amputees. 1 ed. New York: Waverly Press, Guiford Ave; 1982. 50-5
13. Bowker J. Atlas of Limb Prosthetics. Boston: Mosby Year Book; 1992.
14. Bradom RL. Physical Medicine and Rehabilitation. 2 ed. Philadelphia: Saunders Company; 1996.
15. Estrong B. Therapy for Amputation. 1 ed. Philadelphia: Davis Company; 1997.
16. Francis R. Enfrentando la cirugía de amputación. Centro de Información Nacional sobre Pérdida de Extremidades 2001. Disponible en: URL: <http://www.amputee-coalition.org/spanish/enfrentandolacirugia.html>.
17. Rave J. Adaptación psicológica de la amputación. 1 ed. España: Mosby; 1997.
18. Restrepo R, Lugo H. Rehabilitación en salud. 1 ed. Colombia, Medellín: Universidad de Antioquia; 1995.
19. Ryerson S. Functional movement reeducation. New York: Churchill store;1997.
20. Sgarlat R. Saunders Manual of Physical Therapy Practice. Philadelphia: Saunders Company; 1995.

21. Papaxanthis C, Pozzo T, Stapley P. Effects of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man. *Neurosci.* 1998; 253: 103-6.
22. Cromwell RL, Newton RA, Forrest G. Head stability in older adults during walking with and without visual input. *J Vestib Res.* 2001; 11(2): 105-14.
23. Cromwell RL, Newton RA, Carlton LG. Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *J Mot Behav.* 2001; 33(1): 49-58.
24. Cromwell RL, Aadland-Mohnahan TK, Nelson AT, Stem Sylvestre SM, Seder B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001; 31(5): 255-62.
25. Ayyapa E. Normal Human Locomotion. Part II. *J Orthop Sports Phys Ther. Journal of Pros and Orthotics* Winter 1997; 9(13): 18-23.
26. Ayyapa E. Normal Human Locomotion. Part I: Basic Concept and terminology. *J of Pros and Orthotics* 1997; 9(1): 10-2.
27. Hospital Militar Central. Estadística del Hospital Militar Central. Bogotá-Colombia 1995-1999.
28. Blakkard DO, Jesen RL, Ebben WP. Use of EMG analysis in challenging kinetic chain terminology. *Med Sci Sports Exerc.* 1999; 31 (3): 443-8.
29. Fundación Grupo Eroski. Las piernas computarizadas permitirán a los amputados vivir casi con total normalidad 2003 (citado 5 Jun 2003). Disponible en: URL: <http://www.consumer.es/web/es/actualidad/salud-y-seguridad/59566-2jsp>.
30. Gowttzke B. Medicina Deportiva, El cuerpo y sus movimientos, Bases Científicas. 3 ed. España, Barcelona: Paidotribo; 1999.
31. Kessler H. Concepto de rehabilitación. *Revista Iberoamericana de Rehabilitación y Medicina* 1996; 46: 5-6.
32. Le Bouch J. Hacia una conciencia del movimiento corporal humano. 1 ed. Barcelona: Paidós; 1992.
33. Levau B. Biomecánica del movimiento humano. 1 ed. México: Trillas; 1991.
34. Lissner J, Williams L. Biomecánica del movimiento humano. 1 ed. México: Trillas; 1991.
35. Muñoz JA. El movimiento humano: necesidades y subsistencia etapas del aprendizaje y desarrollo. Triquicia.com, Costa Rica en el internet. 2000. Disponible en: URL: <http://www.triquicia.cc/columnas/deportes/008q21200.asp>.
36. Smith N. Biomechanics and Physical Therapy. 1 ed. Interamericana: EE.UU; 1994.
37. Tidswell M. Rehabilitación ortopédica. 1 ed. España: Madrid. Vol 3; 2002.
38. Viel E. Diagnóstico y pronóstico fisioterapéutico. 1 ed. Barcelona, España: Masson; 1999.