

ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA HUMANA

Dr. Ernesto Maceira Suárez

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Beata M.ª Ana de Jesús. Madrid. Laboratorio de Análisis de la Marcha. Departamento de Anatomía y Embriología Humana 1. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

El presente trabajo trata algunos aspectos generales del estudio de la marcha humana, con especial atención al comportamiento del tobillo como enlace entre el pie y el resto del miembro inferior. Se describe el ciclo de la marcha y sus fases, siguiendo la terminología más comúnmente aceptada en el momento actual, y se presenta someramente uno de los equipos de cuantificación de parámetros cinemáticos y cinéticos disponibles en el mercado (Vicon, Oxford Metrics).

PALABRAS CLAVE: Pie, marcha, cinética, cinemática.

KINEMATIC AND KINETIC ANALYSIS OF HUMAN GAIT: The present paper deals with gait analysis. An overview of the gait cycle is described, according to the current concepts and terminology used in most gaitlabs. Special attention is paid to the ankle joint as a link between the foot and the rest of the lower limb during stance. Quantitative kinematic and kinetic data collection is shown using a 370 Vicon system, as an example of available motion capture and force measuring equipments.

KEY WORDS: Foot, gait, kinetics, kinematics.

La **marcha humana** es una forma de locomoción bipodal con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico⁽¹⁾.

La acción fásica de los miembros inferiores se describe en función de una serie de acontecimientos que tienen lugar de forma repetitiva constituyendo el llamado **ciclo de la marcha**, o zancada⁽¹⁻⁹⁾ (**Figura 1**).

Arbitrariamente se toma como inicio del ciclo el contacto de un miembro con el suelo, de modo que su final se alcanza cuando el mismo miembro vuelve a contactar con el suelo⁽²⁾. En ese intervalo de tiempo se producirá una serie de eventos que permite subdividir el ciclo en distintas fases y períodos: la consideración básica es que el miembro contacte o no con el suelo, definiéndose las fases de **apoyo** (60%) y **balanceo** (40%), o **stance** y **swing**, respectivamente, en la terminología inglesa. Dado que la actividad del miembro contrario en la marcha normal es similar a la del estudiado, pero desfasada en medio ciclo, al ser el período de apoyo mayor en el tiempo que el de balanceo, se producirán dos subfases de apoyo simultáneo de los dos miembros: el **doble apoyo inicial** o de fre-

nada (*braking double support*) y el **doble apoyo final** o de empuje (*thrusting double support*), cada uno de los cuales viene a suponer en torno a un 10% del ciclo, y que determinan los períodos de **respuesta a la carga** (*loading response*) y **prebalanceo** (*preswing*) respectivamente. De lo anterior se deduce que durante la marcha siempre existe contacto de, al menos, un pie con el suelo, a diferencia de lo que ocurre en otras formas de locomoción como la carrera, que comprende períodos de vuelo en los que ninguno de los miembros inferiores contacta con el suelo: la carrera no es más que una sucesión de saltos^(1,9).

En condiciones normales, el contacto inicial se verifica con el talón y el resto del pie desciende suave y progresivamente hasta adoptar una posición plantigrada, que viene a alcanzarse aproximadamente cuando el miembro contrario despega del suelo. Durante ese intervalo, que coincide por tanto con el doble apoyo inicial, el miembro inferior de apoyo toma como fulcro el talón. Inmediatamente después, y desde que el pie es plantigrado hasta que el talón se separa del suelo, el fulcro de giro pasa a ser el tobillo, definiéndose el **período de apoyo intermedio** (*midstance*) que ocupa entre el 10 y el 30% del ciclo. En cuanto el talón deja de contactar con el suelo, el fulcro sobre el que el miembro de apoyo mantiene la progresión pasa a ser el antepié. El intervalo durante el cual el único contacto del cuerpo con el suelo es el antepié del miembro estudiado se denomina **período de apoyo final** (*terminal stance*) (30-50% del ciclo), y termina cuando comien-

Correspondencia:

Dr. Ernesto Maceira Suárez
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital Beata M.ª Ana de Jesús. Madrid.
Laboratorio de Análisis de la Marcha.
Departamento de Anatomía y Embriología Humana 1.
Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.
emaceira@med.ucm.es

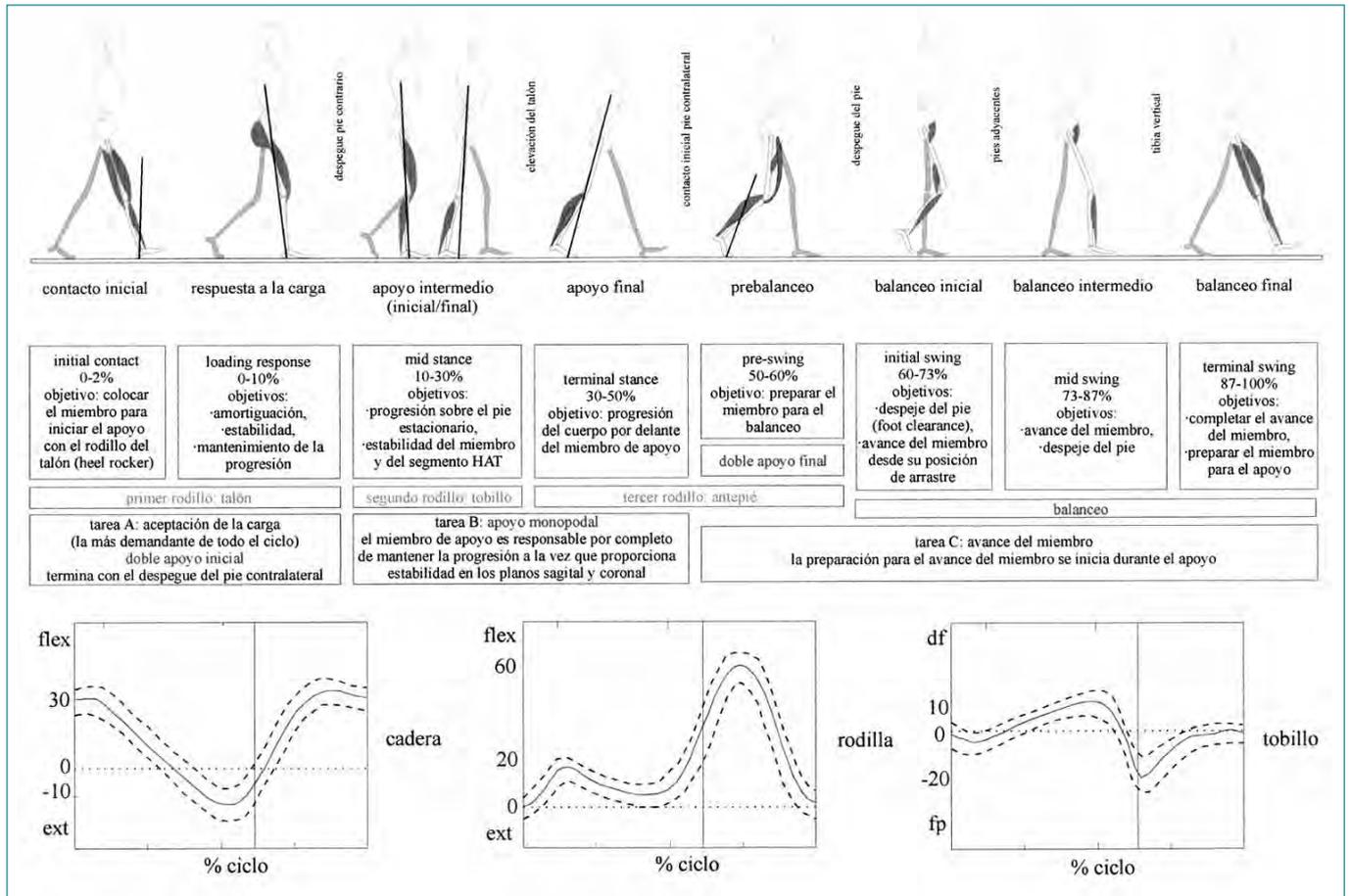


Figura 1. El ciclo de la marcha. (Adaptado de: Perry J, Gait Analysis. Slack Thorofare; 1992, y Whittle MW. Gait Analysis. 2nd ed. Butterworth-Heinemann; 1998). El esquema describe la subdivisión del ciclo de la marcha en sus fases, así como los eventos que marcan el inicio y terminación de cada una. El sujeto consta de un segmento motor (cintura pelviana y miembros inferiores), y otro pasajero o HAT (sombrero en inglés) acrónimo de head-arms-trunk. Las gráficas representan los registros cinemáticos de las tres articulaciones principales del miembro inferior en el plano sagital.

za el doble apoyo de empuje, es decir: cuando el pie contrario contacta con el suelo. A partir de este instante, aunque desde un punto de vista descriptivo el miembro de estudio sigue estando en fase de apoyo teniendo como fulcro el antepié, funcionalmente lo que hace es prepararse para el siguiente vuelo en cuanto empieza a verse liberado del soporte del peso corporal que progresivamente asume el miembro contrario, por lo que al intervalo entre el contacto del pie contrario y el despegue del pie homolateral (doble apoyo final o de empuje) también se le denomina período de prebalanceo (50-60%).

Los tres fulcros, o rodillos, se conocen en términos de análisis de la marcha como **rockers**, y precisan de un control muscular activo para asegurar eficazmente la coexistencia de dos fenómenos en principio difíciles de compatibilizar: la estabilidad y el mantenimiento de la progresión.

Desde un punto de vista mecánico, los *rockers* son responsables del control del punto de aplicación del vector fuerza de reacción del suelo (*ground reaction force vector: GRF*), que en condiciones normales avanza progresivamente desde el talón hacia el antepié en el primer radio. El control del **primer rocker** (Figura 2) se debe a los músculos dorsiflexores del tobillo (L5) que trabajan en acción excéntrica (durante su contracción se alejan sus puntos de origen e inserción). El principal es el tibial anterior, ayudado por el extensor propio, y modulado por el extensor común de los dedos (EDL) y el peroneo anterior. En efecto, el fracaso funcional del EDL conduce a un balanceo anormal del pie en inversión persistente, sobre todo si falta el tercer peroneo (cosa que ocurre en torno a un 10% de la población normal)⁽¹⁰⁾. El fracaso global de los dorsiflexores, sea primario (parálisis flácida de los mismos) o secundario

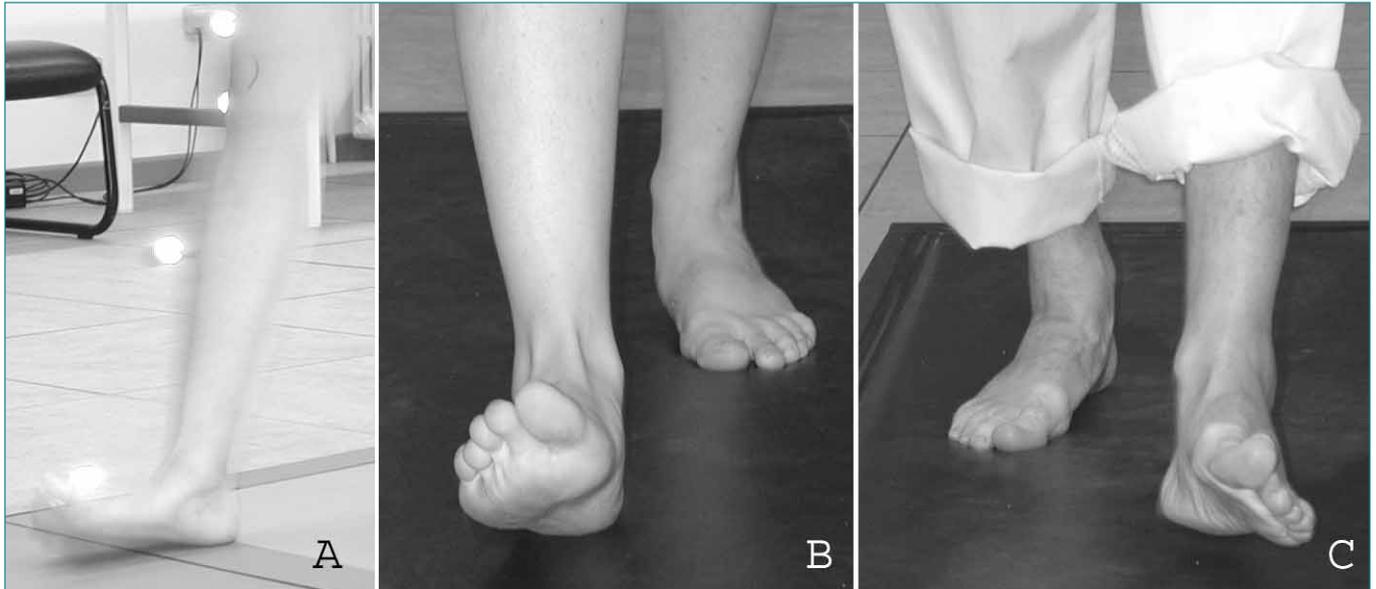


Figura 2. Primer rocker (del talón). A) Fotografía a baja velocidad de obturación, mostrando el descenso del pie desde el contacto inicial con el avance simultáneo de la pierna en un sujeto sano. B) El EDL, junto con el peroneo anterior, modula al TA y EHL durante el balanceo final y el contacto inicial. C) Paciente con paresia aislada del EDL. Sus peroneos laterales funcionaban perfectamente, pero en el esquema de funcionamiento fásico no se activan durante el balanceo, por lo que son ineficaces para corregir esa inversión persistente.

(parálisis espástica del tríceps o bloqueo pasivo a la dorsiflexión del tobillo) producirá un primer *rocker* anormal, que puede presentarse disminuido en el tiempo (descenso brusco y descontrolado de la planta del pie, que produce una “palmada audible” al desplomarse contra el suelo), o incluso no presentarse en absoluto. La ausencia del primer *rocker* se produce evidentemente cuando el contacto inicial se realiza con el antepié (equinismo grave) o con toda la planta (equinismo moderado) (Figura 3). Existe otra forma de equinismo leve o subclínica en que el contacto inicial se verifica con el talón, pero la duración relativa del primer *rocker* está reducida; su importancia clínica radica en la tendencia de la subastragalina a compensar la falta de dorsiflexión del tobillo con una eversión persistente para conseguir una “pseudodorsiflexión” del pie, que puede terminar por producir una deformidad en plano-valgo y/o una metatarsalgia de los radios centrales por insuficiencia del primero cuando la aponeurosis plantar y el peroneo lateral largo sean incapaces de estabilizar el primer metatarsiano contra el suelo.

El segundo rodillo, el *rocker del tobillo*, se produce mientras el pie de estudio adopta un apoyo plantígrado (Figura 4). En efecto, el giro del miembro inferior que permite la progresión del centro de masas corporal se realiza tomando como fulcro la articulación supraastragalina. Su control se debe al sóleo (S1), elemento monoarticular del tríceps sural, que frena el avance de la tibia sobre el astrá-

galo. El músculo experimenta una notable activación eléctrica justo a partir del momento en que el centro de masas se adelanta con respecto a la vertical al fulcro, lo que permite subdividir el período de **apoyo intermedio** en una subfase **inicial** y otra **final** (en esta última, la tibia está inclinada hacia adelante con respecto a la vertical al eje del tobillo, y la activación del sóleo frena su avance en acción excéntrica). En la anatomía clásica se dice que un músculo actúa sobre las articulaciones que cruza. Pero la acción excéntrica del sóleo en cadena cinética cerrada produce un efecto látigo sobre la rodilla, de suerte que, al frenar la tibia, el avance simultáneo y mantenido del centro de masas corporal debido a sus propiedades inerciales, induce una extensión de la rodilla durante el apoyo intermedio sin que el cuádriceps muestre actividad eléctrica. A esta asociación de flexión plantar del tobillo (imposibilitada por el suelo en cadena cinética cerrada) con extensión de la rodilla se la conoce como *ankle-flexion/knee-extension couple*^(2,4), y tiene su expresión patológica en el *recurvatum* de rodilla que aparece como consecuencia de las deformidades en equino rígido del pie (Figura 5).

El **tercer rodillo**, o *rocker del antepié*, abarca un 30% del total del ciclo (30-60%), y el 50% del período de apoyo. El mantenimiento de la progresión se realiza por un giro sobre el “punto de rotura” metatarso-falángico (Figura 6). La rodilla, que durante el período intermedio se había extendido, inicia su segundo pico de flexión, por lo que el



Figura 3. Equino moderado en un paciente con secuelas postpolio. Afectación del tibial anterior. Ausencia del primer rocker. Preposicionamiento incorrecto para el contacto inicial.

control del *rocker* no se debe ya sólo al sóleo sino a la totalidad del tríceps sural incluyendo su componente biarticular: los gastrocnemios. Durante los dos tercios iniciales del tercer *rocker* (30-50% del ciclo: período de apoyo final o *terminal stance*), el contacto con el suelo es exclusivo del miembro homolateral, registrándose entonces el mayor grado de actividad muscular en la pantorrilla, con un pico de generación de potencia en el tobillo (acción concéntrica). Cuando el miembro contrario contacta con el suelo (50% del ciclo) empieza a descargarse el homolateral, preparándose para el balanceo (*preswing*); se acelera la flexión de la rodilla que alcanzará su pico en el balanceo. En efecto, al observar la curva de registro cinemático de la rodilla en el plano sagital (Figura 1), se ve dibujada la doble joroba de un camello: el primer pico de flexión es un mecanismo de amortiguación (resistido por los componentes monoarticulares del cuádriceps en acción excéntrica), mientras que el segundo asegura el avance del miembro y el despeje del pie con respecto al suelo (*clearance*). La flexión activa de la cadera por el psoas es determinante para la consecución del segundo pico de flexión de la rodilla; también, como casi siempre, haciendo uso de las propiedades inerciales de un segmento corporal, en este caso, la pierna. Esto llevó a autores tan cruciales en el estudio del análisis de la marcha como Jacqueline Perry (a ella debemos la subdivisión del ciclo descrita anteriormente), a considerar el final de la fase de apoyo como un arrastre o *trailing (pull-off)*⁽²⁾ más que como un empuje o *thrust (push-off)*⁽³⁾. Lo cierto es que el pico de generación de potencia en el tobillo (A2) es un verdadero empuje que eleva el centro de masas corporal en el apoyo final, aumentando su energía potencial en detrimento de su componente cinético; pero el componente de arrastre de la cadera durante el *preswing* también es indiscutible⁽⁴⁾.



Figura 4. Segundo rocker en el miembro inferior derecho; la tibia acaba de superar la vertical, por lo que se encuentra en el período final del apoyo intermedio. El sóleo está activado para frenar el avance de la pierna que, de otro modo, se vería descontrolado. Esa activación del sóleo es responsable de la extensión de la rodilla en esta fase (ankle-flexion/knee-extension couple).

El miembro inferior izquierdo acaba de superar el punto crítico de pies adyacentes, que marca el fin del período de balanceo inicial, pero todavía no alcanza la posición de tibia vertical, que marca el inicio del período de balanceo final. Se encuentra, por tanto, en el período de balanceo intermedio. El instante de mayor riesgo de choque del pie contra el suelo es precisamente cuando ambos pies están adyacentes: en condiciones normales la distancia que separa del suelo al pie en balanceo es de escasos 10 a 15 mm. La pérdida de ese "aclaramiento" (*clearance*) o despeje es un factor determinante a la hora de producir caídas (por ejemplo, ancianos).

Cinco son los **atributos de la marcha normal**⁽⁴⁾, y en cualquier forma de análisis deben tenerse presentes *in mente* para juzgar si ésta es patológica o no:

1. Estabilidad durante el apoyo.
2. Separación (*clearance*) del pie con respecto al suelo durante el balanceo.
3. Longitud adecuada del paso.
4. Correcto preposicionamiento del pie para el contacto inicial.

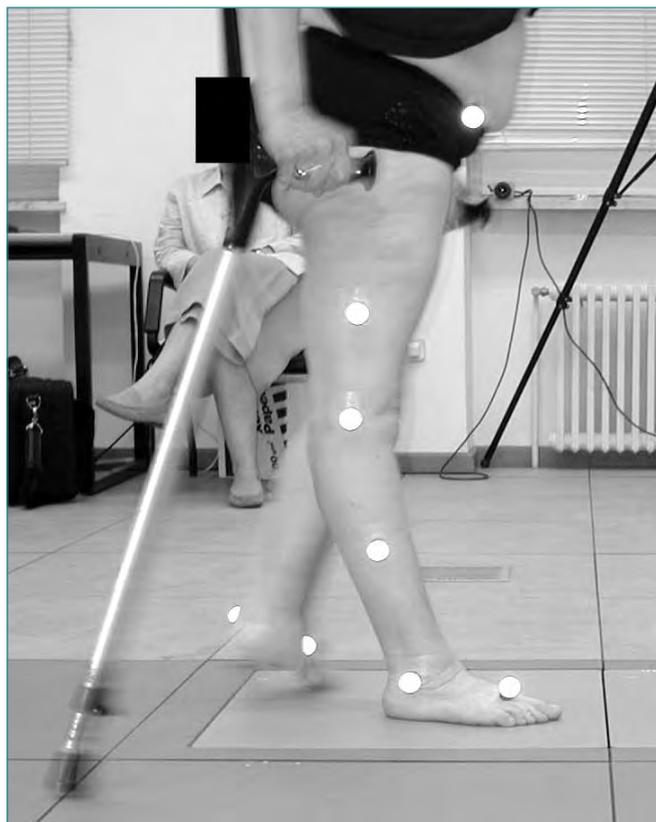


Figura 5. Paciente con secuelas postpolio. El miembro inferior derecho es el menos afectado, pero presenta un equino rígido del tobillo que ha producido un recurvatum de rodilla por el mecanismo "ankle-flexion/knee-extension". La posición de la tibia correspondería a un estadio inicial del segundo rocker (período inicial del apoyo intermedio), pero el centro de masas corporal está notablemente avanzado. Nótese la inclinación anterior de a pelvis (pelvic tilt); ésta suele deberse a retracción de los flexores de la cadera, pero en este caso obedece a debilidad del glúteo mayor. La actitud lordótica que compensa el pelvic tilt se desenmascara con el test de Thomas, para comprobar si hay retracción de partes blandas por delante del eje transversal de la cadera.

5. Conservación de la energía.

El estudio de la marcha puede abordarse desde dos puntos de vista: **cualitativo y cuantitativo**. En el primer caso, imprescindible para cualquier clínico, se trata de describir el movimiento de los distintos segmentos corporales durante la marcha en base a la inspección. Es necesario disponer de un espacio diáfano suficientemente amplio como para que el sujeto pueda alcanzar su cadencia normal, cosa difícil en la mayoría de nuestros despachos de consulta. El uso de registros en video es muy conveniente, no sólo por la posibilidad de repetir la inspección tantas veces como sea necesario, sino también

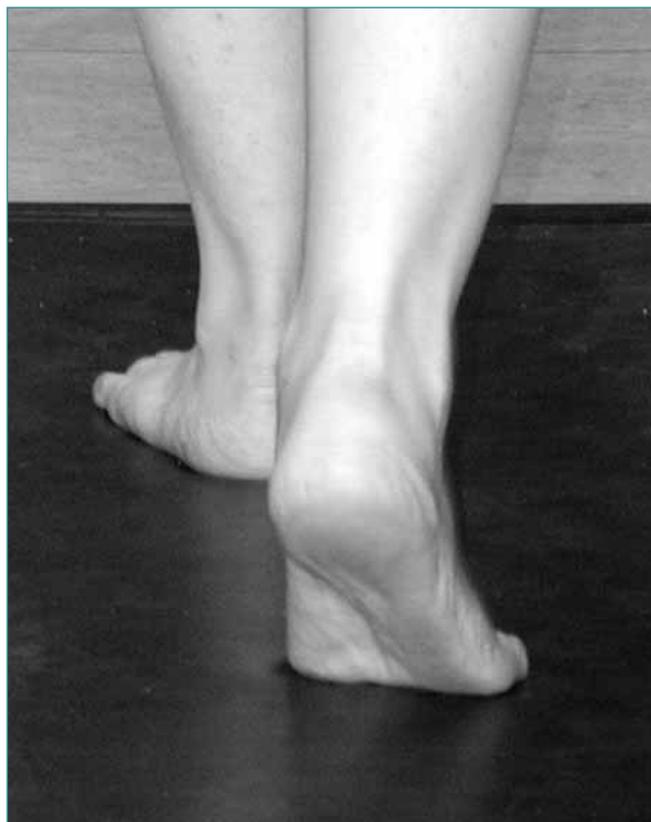


Figura 6. Visión posterior de un pie normal en tercer rocker, ya en fase de prebalanceo. Nótese la inversión del talón y el correcto funcionamiento del mecanismo de cabrestante (windlass). En este momento, la longitud de los metatarsianos (sobre todo la relativa) es importante como factor de generación de sobrecarga. El ángulo de ataque instantáneo de los metatarsianos depende no sólo de su inclinación anatómica, sino también de las posiciones relativas de todas las articulaciones principales del miembro inferior.

por el hecho de que el ojo humano es incapaz de registrar más allá del equivalente a unos 12 ó 14 fotogramas por segundo. La clave del análisis cualitativo de la marcha radica en seguir una **sistemática**, personal de cada observador, de modo que se describan ordenadamente los eventos que se aprecian en cada uno de los segmentos corporales y en cada uno de los planos del espacio, teniendo en mente los cinco atributos de la marcha normal^(7,8).

El análisis biomecánico de la marcha se basa en la **cuantificación** del movimiento de los segmentos corporales (**cinemática**), el las fuerzas que se producen como consecuencia del movimiento (**cinética**), y parámetros complementarios como puedan ser la actividad eléctrica muscular y el consumo energético^(11,12). Decía Lord Kelvin que cuando uno conseguía convertir un problema en un número

ro, éste empezaba a dejar de ser un problema. El análisis cuantitativo exige del uso de equipamientos caros y personal médico, ingeniero y técnico altamente especializado. Su aplicación clínica fundamental es el estudio de la marcha en la parálisis cerebral infantil, tanto para planificar el tratamiento adecuado como para valorar sus resultados desde el punto de vista mecánico⁽⁴⁾. El ajuste protésico en amputados, la valoración de sustituciones articulares y el estudio de otras lesiones neuro-ortopédicas son campos clínicos en los que el análisis cuantitativo de la marcha tiene, y sobre todo tendrá, aplicaciones importantes.

Vicon, de Oxford Metrics, es uno de los sistemas de cuantificación de la marcha. El registro cinemático se basa en la **estereofotogrametría**, procedimiento por el que se determina la posición de una serie de marcadores en el espacio en tiempo real. Conocida la posición y orientación de dos cámaras en el espacio con respecto a un centro de coordenadas teórico dado, los pares de coordenadas (2D) con que cada cámara registra un punto (marcador) pueden integrarse para determinar las coordenadas 3D de ese punto con respecto a dicho sistema cartesiano. En este caso los marcadores son pasivos, reflejando la luz infrarroja que las propias cámaras⁽⁷⁾ emiten mediante un flash estroboscópico, y se fijan en determinadas localizaciones anatómicas del sujeto para definir los segmentos corporales pelvis, muslo, pierna y pie. Cuando se usa el programa estándar Vicon Clinical Manager para la generación de gráficas de registro cinemático y/o cinético (*set* de marcadores de Helen Hayes –Figura 7–), cada segmento corporal es en realidad un plano y se define por tres puntos, salvo en el caso del pie, que es un segmento real definido solamente por dos puntos (lo que impide valorar la inversión-eversión).

El registro cinético de las fuerzas de reacción del suelo se lleva a cabo con **plataformas de fuerza** (2, AMTI). Éstas registran las componentes del vector GRF en los tres ejes del espacio (vertical, transversal y longitudinal). Un sistema informático integra los datos cinemáticos con el vector fuerza de reacción del suelo (GRF), y por un procedimiento de cálculo conocido como **dinámica inversa** deduce las fuerzas internas necesarias para generar el movimiento registrado⁽¹³⁾. Para ello también es necesario aportar al ordenador algunos parámetros antropométricos del sujeto, como su peso, estatura, anchura de tobillo y rodilla..., con los que pueda estimar los centros articulares teóricos y las propiedades inerciales de cada segmento corporal. Todo este estudio, que en la actualidad puede realizarse en pocos minutos gracias a los sistemas de captura y procesamiento de datos, fue realizado por Christian Wilhelm Braüne (1831-1892) y Otto Fischer (1861-1917) y descrito en su libro *Der Gang des Menschen* a finales del siglo XIX, ¡pero les

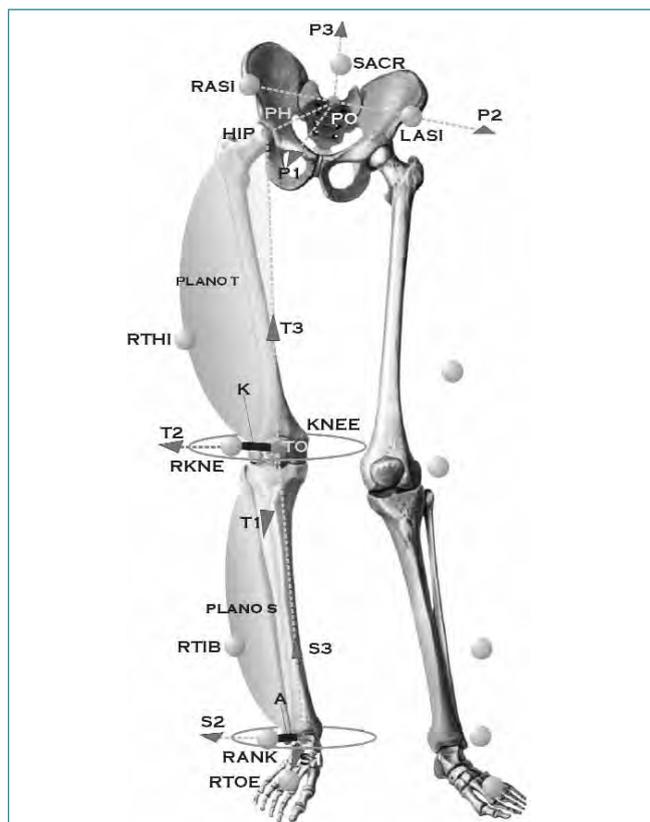


Figura 7. Disposición de los marcadores según el modelo de Helen Hayes, empleado como estándar en el software Vicon Clinical Manager. Los marcadores de las espinas ilíacas anterosuperiores (RASI/LASI) y el sacro (se coloca sobre L5 estimando que ese nivel marca aproximadamente el punto intermedio de las espinas ilíacas posterosuperiores, difíciles de palpar), definen el plano “pelvis”. A partir de aquí, en sentido distal, cada segmento corporal (que geoméricamente será un plano, salvo en el caso del pie, que será un segmento real por estar definido sólo por dos marcadores) quedará definido por otros tres puntos, de los cuales uno será virtual, generado por el ordenador en base a datos antropométricos del segmento suprayacente, y otros dos reales: la pareja de marcadores siguientes. Se definen así los planos T (muslo: thigh) y S (pierna: shank). Esqueleto tomado de Wolff-Heidegger.

llevó 9 años (1895-1904) el análisis mecánico tridimensional del paso! (Figura 8).

Finalmente, la **electromiografía dinámica** permite conocer la actividad eléctrica fásica de un músculo (electrodos de aguja) o grupo muscular (electrodos de superficie) (Figura 9). No puede registrar la fuerza muscular generada; tan sólo detecta si hay actividad eléctrica o no. Conociendo la cinemática articular puede determinarse si el músculo trabaja en acción concéntrica o excéntrica. Gran

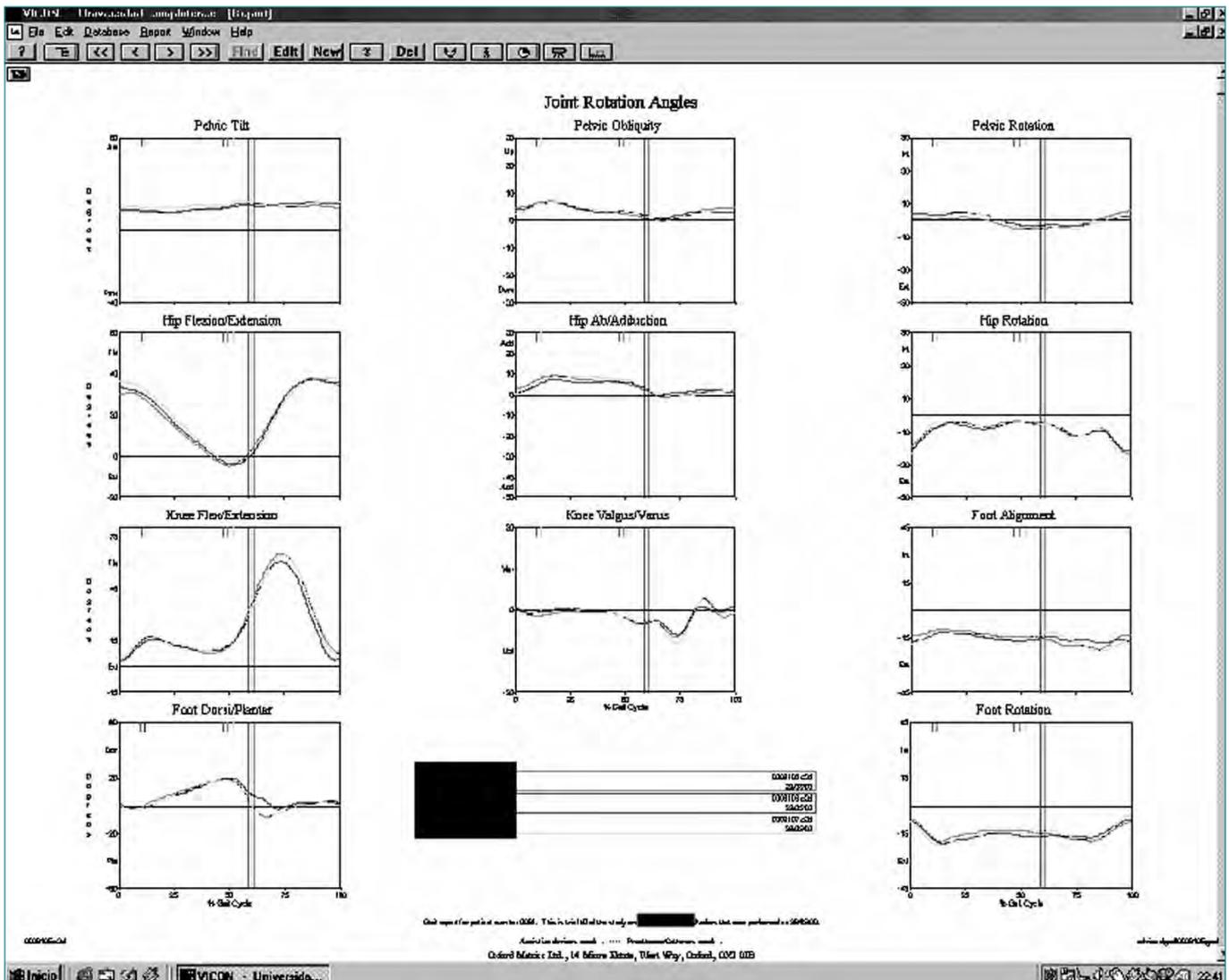


Figura 8. Registros cinemáticos generados con Vicon Clinical Manager: columna izquierda, plano sagital; columna central, plano frontal; columna derecha, plano transversal. La consistencia del estudio se valora por la repetibilidad de los distintos registros en un mismo paciente.

parte de la actividad muscular en general durante la marcha es de frenada, en acción excéntrica, con absorción de potencia. El quinto atributo de la marcha normal hace referencia precisamente a la conservación de la energía, mediante su transferencia de unos a otros segmentos corporales y la transformación de energía cinética a potencial y viceversa del centro de masas. El componente cinético es máximo en los períodos de doble apoyo y mínimo en los de apoyo monopodal, ocurriendo a la inversa con el componente potencial.

El procesamiento de los datos obtenidos permite la elaboración de unas gráficas que representan el movimiento angular, los momentos y la generación o absorción de

potencia (producto de las otras dos curvas) en cada articulación y en cada uno de los tres planos del espacio (Figura 10).

La marcha es un proceso aprendido⁽¹⁾; es una de las pautas de movimiento más difíciles de adquirir, pero una vez aprendida se realiza de forma casi subconsciente⁽⁵⁾. La forma de caminar de cada individuo es tan peculiar que podemos identificar a alguien sin verlo, tan sólo por el ruido de sus pasos. Sin embargo, las curvas de registro cinemático y cinético guardan tal semejanza entre distintos sujetos que permiten establecer unos patrones de normalidad (y de anormalidad propia de algunas patologías). En la Figura 1 se recogen los registros cinemáticos de las



Figura 9. Paciente en estudio con equipo de registro EMG de superficie (Motion Lab.) y marcadores reflectantes. En primer término se aprecia una de las plataformas de fuerza (AMTI), y al fondo una de las cámaras con flash estroboscópico de luz infrarroja.

articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

Actualmente disponemos en internet de recursos de estudio de la marcha en sitios como <http://guardian.curtin.edu.au/cga/> dirigido por el Dr. Chris Kirtley, que es un fantástico portal de entrada a este apasionante mundo. La ESMAC (European Society of Movement Analysis for Adults and Children) tiene su página web en <http://www.esmac.org/>, y la ISB (International Society of Biomechanics) en <http://www.isbweb.org/>.

BIBLIOGRAFÍA

1. Viladot Voegeli A. Estudio de la marcha humana. En: Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor. Barcelona. Springer-Verlag Ibérica 2001.
2. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Nueva Jersey. Thorofare. Slack 1992.

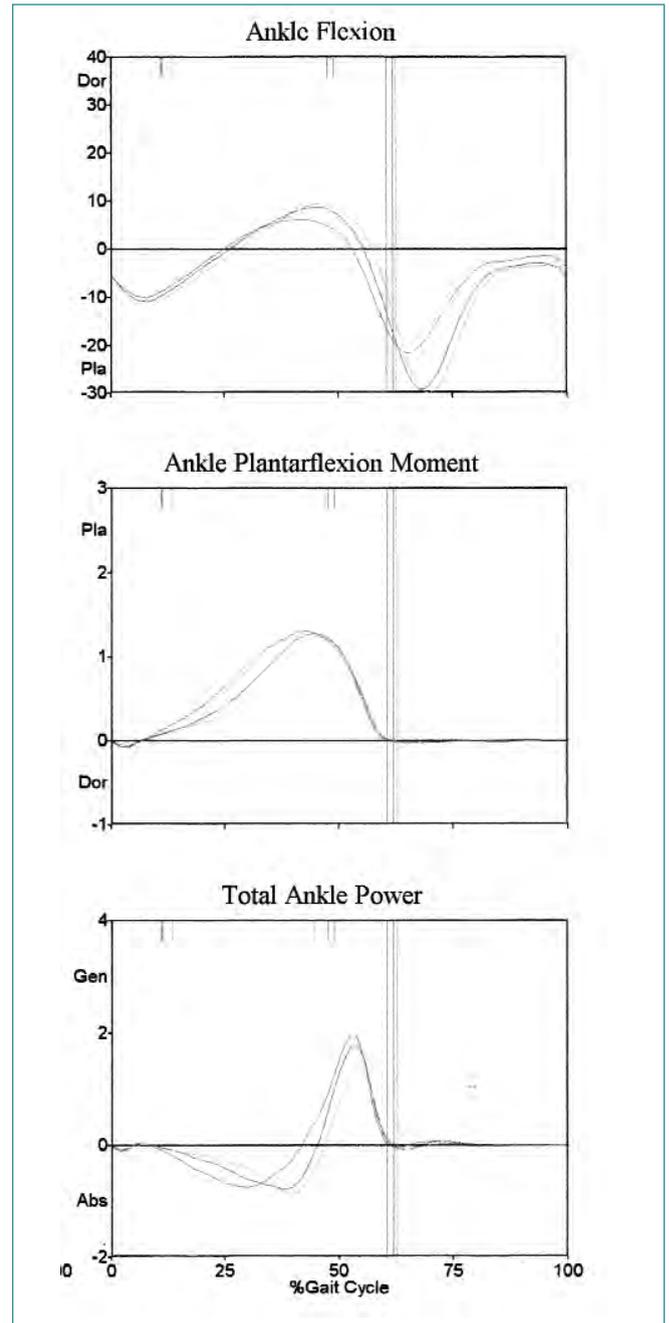


Figura 10. Registros de la articulación del tobillo en el plano sagital. La gráfica superior corresponde a la cinemática; la pendiente de la curva en cada punto representa la velocidad instantánea de rotación articular. La segunda gráfica expresa el momento flexor plantar: la cucharilla negativa inicial se debe a la acción de los dorsiflexores. La tercera registra la potencia generada (+) o absorbida (-), y se obtiene matemáticamente por el producto de las otras dos. Su magnitud es cero en los puntos en que la velocidad angular instantánea es cero (pendiente nula en los puntos de cambio de dirección en la rotación articular), y en los que el momento articular es nulo.

3. Whittle MW. Gait Analysis. 2ª edición. Butterworth-Heinemann 1998.
4. Gage JR. Gait Analysis in Cerebral Palsy. Nueva York. McKeith Press. Oxford Blackwell Sci Pub: Cambridge University Press 1991.
5. Winter DA. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. 2ª edición. Waterloo, Ontario. Waterloo Biomechanics 1991.
6. Vera P, et al. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Valencia. Publicaciones del Instituto de Biomecánica 1999.
7. Siebel A et al. Gait Analysis Course (ESMAC). Stiftung Orthopaedische Klinik. Univ Heidelberg 1999.
8. Linsell JR, Gibb S, et al. The Dundee Gait Lab: Gait Analysis Course (ESMAC). Tayside Orthopaedic Rehabilitation Technology Centre. Dundee, Escocia. Ninewells Hospital 2000.
9. Balias X, Turró C, et al. Marcha humana vs. marcha atlética. Rev Med Cir Pie 1995; IX (1): 27-36.
10. Sarrafian SK. Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional. 2ª edición. Filadelfia, Pennsylvania. JB Lippincott Company 1993.
11. Medved V. Measurement of Human Locomotion. Boca Raton, Florida. CRC Press 2001.
12. Winter DA, Patla AE. Signal Processing and Linear Systems for the Movement Sciences. Waterloo, Ontario. Waterloo Biomechanics 1997.
13. Robertson GE. Introduction to Biomechanics for Human Motion Analysis. Waterloo, Ontario. Waterloo Biomechanics 1997.