

ORIGINALS

INFLUENCIA DEL ENVEJECIMIENTO EN LA BIOMECANICA DE LA MARCHA

Prof. Dr. Rudolf Morgenstern

Director del Laboratorio de Biomecánica y Profesor de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad de Barcelona.

Dr. José Luis Parreño Catalán

Profesor Asistente del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad de Barcelona.

Dr. Pau Golano

Profesor Asociado del Departamento de Anatomía Humana de la Universidad de Barcelona.

Prof. Dr. Domingo Ruano Gil

Catedrático de Anatomía Humana, Director y Profesor de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad de Barcelona.

INTRODUCCION

El análisis de la marcha ha adquirido en los últimos tiempos un extraordinario desarrollo. En la actualidad la ciencia biomecánica ofrece un gran campo de actuación para el estudio de la patología de la deambulación, aplicando los conocimientos anatómicos, las leyes físicas y la alta tecnología, (ordenadores, video, plataformas de fuerza, etc...) circunstancia que permite analizar los movimientos adecuados y cómo y para qué realizarlos, dato que contribuye no solo a obtener indicaciones terapéuticas, sino también a evitar gastos energéticos inadecuados y a prevenir la aparición de posibles lesiones derivadas de una marcha inadecuada.

La marcha normal tiene en las extremidades inferiores una fase de balanceo, seguida de una fase de apoyo con choque de talón, apoyo del retro-

pié, apoyo de la planta, rodadura sobre el borde externo, despegue del talón, despegue del primer dedo.

Esta dinámica se acompaña de balanceo de las extremidades superiores para mantener el equilibrio y compensar los momentos de inercia provocados por la zancada.

La marcha del anciano presenta notables variaciones con la del adulto joven, que afectan fundamentalmente a la velocidad de desplazamiento y balanceo de la extremidad superior.

En este estudio, se comparan por medio del análisis del movimiento en tres dimensiones, la dinámica y el comportamiento articular de la marcha normal y de la marcha en el anciano, para analizar los cambios evolutivos que provocan estas diferencias y sus posibles repercusiones patológicas.

MATERIAL Y METODOS

Este trabajo se ha realizado con los equipos de análisis del movimiento del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona.

Dicho laboratorio, dispone de un equipo actualizado para el estudio del movimiento humano, especialmente aplicable al análisis de la marcha humana.

Este equipo dispone de un marco de calibración que proporciona los coeficientes del sistema DLT (Transformación Lineal Directa) que se utilizan para la parametrización espacial del sujeto de estudio, es capaz de representar un modelo biomecánico del sujeto en tres dimensiones, a partir de las imágenes de video de alta resolución obtenidas por tres o más cámaras de filmación. La filmación puede realizarse tanto en el exterior (pruebas de campo) como en el laboratorio de Biomecánica. La frecuencia de imágenes de la filmación en video es de 50 Herz.

Las cintas de video son procesadas por un ordenador dotado de un programa Peak Performance (Colorado USA).

Tras la filmación, se digitalizan los puntos del modelo sobre cada secuencia de película de video y se integra el conjunto en el ordenador para obtener una imagen tridimensional, en color, que representa el sujeto en movimiento real.

Los datos suministrados por el ordenador son expresados por impresora en color en forma de figuras, imágenes o gráficas.

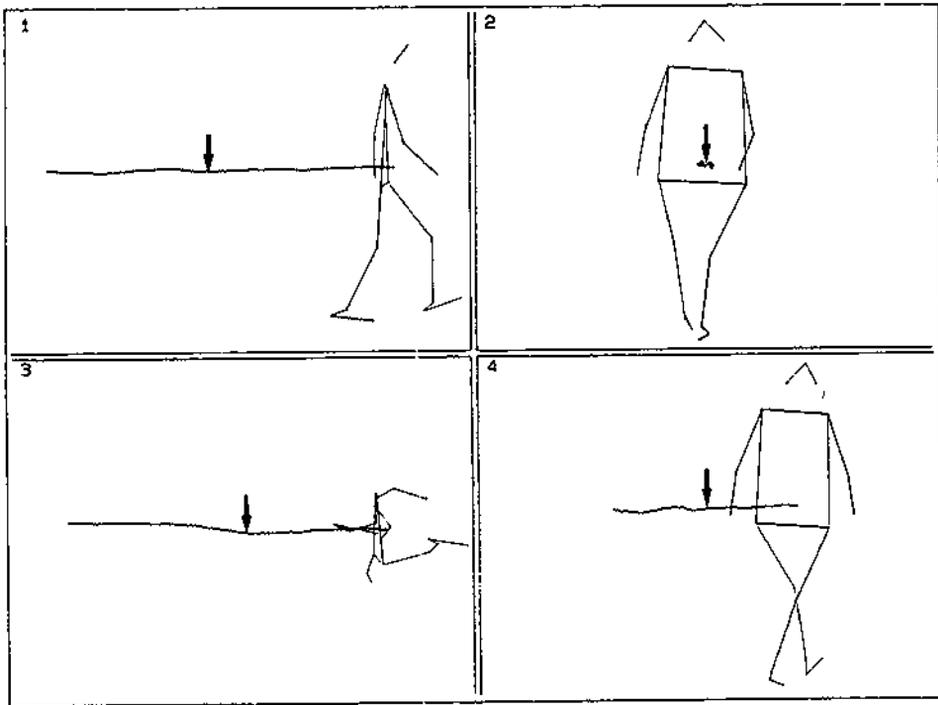
Las imágenes, pueden modificarse por segmentos y observarse desde

cualquier perspectiva en el espacio, rotando alrededor de tres ejes ortogonales. Figura 1; Representación gráfica de la figura humana desde cuatro ángulos de visión distintos, a partir de los datos del ordenador. Nótese la trayectoria del centro de gravedad señalado por una flecha, en cada una de ellas, 1.1 visión lateral del modelo biomecánico. 1.2 visión frontal, 1.3 visión craneal y 1.4 visión oblicua.

Las gráficas dan la trayectoria, velocidad lineal y aceleración lineal de cada punto del modelo, el valor de los ángulos definidos, la velocidad angular y la aceleración angular, en función del tiempo de la secuencia digitalizada. Figura 2. Representación esquemática de la marcha de un anciano con figura múltiple y recorrido del centro de gravedad en línea negra continua. En la gráfica inferior se representa la variación del valor angular de la cadera derecha en verde y de la cadera izquierda en trazos rojos durante el ciclo de la marcha. En la Figura 3 se aprecia la representación esquemática de la marcha de un anciano con figura múltiple y recorrido del centro de gravedad en línea negra continua. En la gráfica inferior se representa la variación del valor angular de la rodilla derecha en verde y de la rodilla izquierda en trazos rojos durante el ciclo de la marcha.

De la misma filmación pueden obtenerse imágenes para realizar el análisis antropométrico del sujeto por medio de otro potente sistema informático, que permite el tratamiento de imágenes y el cálculo de áreas, perímetros, centroides, etc...

De los datos obtenidos, puede analizarse la biomecánica del sujeto y comparar a distintos individuos en diferentes ensayos.



RM

2 RM

3 RM

4 RM

Fig. 1

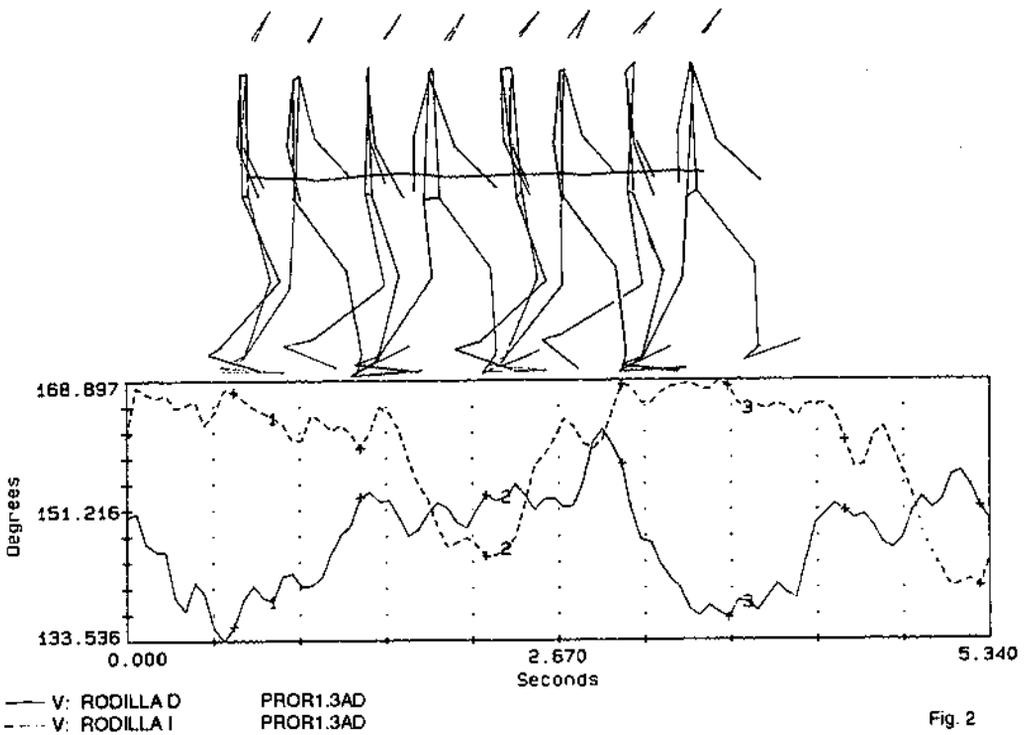


Fig. 2

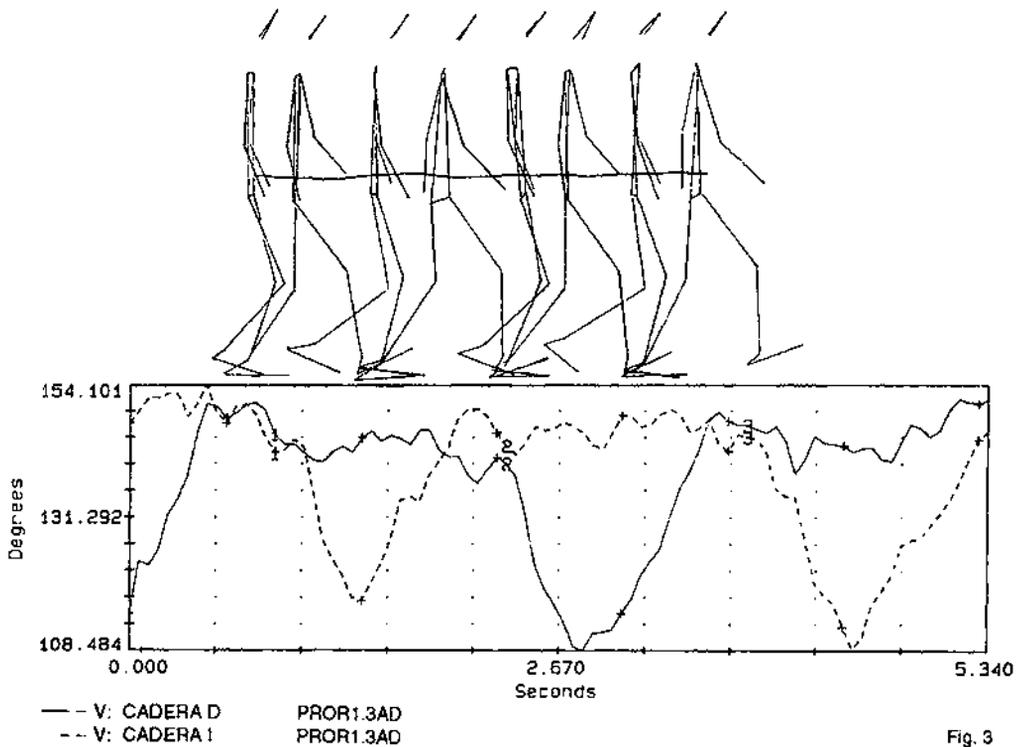


Fig. 3

RESULTADOS Y DISCUSION

Se filmaron 34 ancianos, con edades comprendidas entre los 65 y los 80 años, 25 de sexo femenino y 9 de sexo masculino y se digitalizaron por ordenador. Alguno de ellos presentaban patología articular (genu valgo o flexo).

Se reconstruyó el movimiento por medio de un modelo biomecánico y se analizaron los parámetros siguientes:

- longitud del paso
- frecuencia del paso
- evolución angular de cadera, rodilla y tobillo
- trayectoria del centro de gravedad instantáneo.
- desplazamiento vertical y transversal del CDG.

En la tabla 1 se han representado, en grados sexagesimales, los valores medios, tomados de la literatura, de la movilidad angular en un sujeto joven, comparados con los valores hallados en este estudio. Véase que la movilidad de cadera y rodilla disminuye, mientras que se conserva la movilidad del tobillo durante la marcha.

En la tabla 2 se han representado de la misma forma los valores de la velocidad media del centro de gravedad en metros/segundo, la desviación del recorrido del centro de gravedad en el plano frontal en milímetros (coordenadas X e Y), la longitud del paso en centímetros y la frecuencia del mismo en pasos/segundo.

El análisis del modelo biomecánico y en especial de la evolución angular durante el ciclo de la marcha de los su-

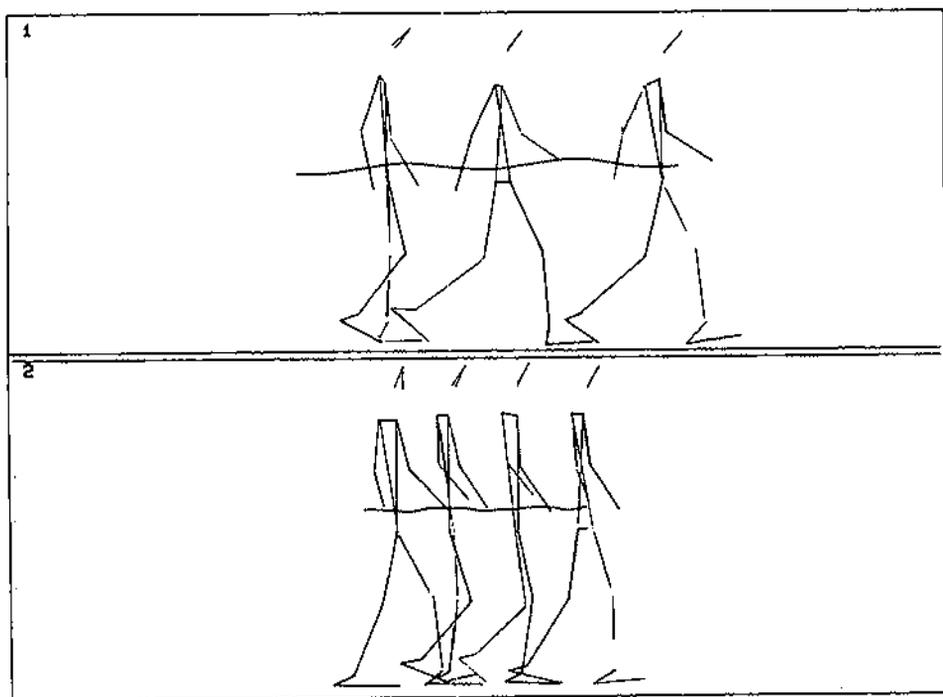
TABLA DE RESULTADOS 1

Movilidad angular

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Normal	44	60	21
Anciano	25	40	21

TABLA DE RESULTADOS 2

	Velocidad media	Desviación		Long. paso	Frecuencia paso
		X	Y		
Normal	1.14 m/s	40 mm	40 mm	80 cm	2 paso/seg
Anciano	0.55 m/s	74 mm	23 mm	34 cm	< 1 paso/seg



1 PATIENT 1
8/14/87
NORMAL GAIT

2 JI.

Fig. 4

- jetos, reveló los siguientes resultados:
- Los valores angulares disminuyen drásticamente, indicando una menor movilidad articular en rodilla y cadera.
 - La frecuencia y la longitud del paso disminuyen en todos los individuos, pero fundamentalmente en los que presentaban alguna patología articular.
 - La trayectoria del centro de gravedad instantáneo se aplanan desapareciendo la trayectoria sinusoidal que se aprecia en el adulto. (Figura 4, arriba trayectoria del centro de gravedad de un adulto joven en trazo negro, abajo trayectoria del centro de gravedad de un anciano en trazo negro).
 - Desaparece casi por completo el balanceo de extremidades superiores

tal y como se observa en las Figuras 2 y 3.

- Se acusan y extreman los movimientos con la presencia de patología articular, como el genu valgo o el genu flexo.

En conclusión, se puede afirmar que la marcha en el anciano se vuelve menos "móvil", probablemente para minimizar el gasto energético apreciándose por una parte (aplanamiento de la trayectoria del CDG y menos basculación de las extremidades superiores, menor frecuencia de marcha) y por otra parte, para disminuir al máximo la amplitud articular (zancada más corta, menores ángulos de excursión articular) para evitar sobrecargas y dolor articular tras el ejercicio, principalmente en los que presentaban patología articular.

BIBLIOGRAFIA

1. DEMOTTAZ, J.D.; MAZUR, J.M.; THOMAS, W.H.; SLEDGE, C.B. and SIMON, S.R.: Clinical Study of Total Ankle Replacement with Gait Analysis. *J. Bone and Joint Surg.*, 61-A: 976-988, Oct. 1979.
2. ISACSON, J.; BROSTROM, L.A.: Gait in Rheumatoid Arthritis: An Electrogoniometer Investigation. *J. Biomechanics*. 21 (6): 451-457, 1988.
3. LEE KIRBY, R.; MARLOW, R.W.; MACLEOD, D.A.; and MARBLE, A.E.: The Effect of Locomotion Speed on the Anterior Tibial Intramuscular Pressure of Normal Humans. *J. Biomechanics*. 21 (5): 357-360, 1988.
4. McFADYEN, B.J., and WINTER, D.A.: An Integrated Biomechanical Analysis of Normal Stair Ascent and Descent. *J. Biomechanics*. 21 (9): 733-744, 1988.
5. PANDY, M.G.; and BERME, N.: Quantitative Assessment of Gait Determinants During Single Stance Via a Three-Dimensional Model - Part. 2. Pathological Gait. *J. Biomechanics* 22 (6-7): 725-733, 1989.
6. PATRIARCO, A.G.; MANN R.W.; SIMON S.R. AND MANSOUR J.M.: An Evaluation of the Approaches of Optimization Models in the Prediction of Muscle Forces During Human Gait. *J. Biomechanics* 14 (8): 513-525, 1981.
7. STOKES, V.P.; ANDERSON C. and FORSSBERG H.: Rotational and Translational Movement Features of the Pelvis and Thorax During Adult Human Locomotion. *J. Biomechanics* 22 (1): 43-50, 1989.
8. STOKES V.P.; A Method for Obtaining the 3D Kinematics of the Pelvis and Thorax During Locomotion. *Human Movement Science* 3, 77-94, 1984.
9. WHITE S.C.; YACK H.J. and WINTER D.A.: A Three-Dimensional Musculoskeletal Model for Gait Analysis. Anatomical Variability Estimates. *J. Biomechanics* 22 (8), 885-893, 1989.
10. WINTER D.A.; SIENKO S.E.: Biomechanics of Below-Knee Amputee Gait. *J. Biomechanics* 21 (5), 361-367, 1988.