

# MARCHA EN PORTADORES DE PRÓTESIS DE CADERA

Laboratorio de Biomecánica  
Hospital Universitario 12 de Octubre  
Universidad Complutense de Madrid

M.T. ANGULO CARRÈRE  
I. DÍAZ DE TUESTA  
R. FORCÉN BARROSO  
L.F. LLANOS ALCÁZAR

---

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad, gran parte de los especialistas reconocen que la simple evaluación clínica mediante escala de Harris (1), como control de la evolución postquirúrgica de los pacientes portadores de prótesis de cadera, no puede resumir el rango completo de complejidad fisiológica que representa esta fase de recuperación.

En 1968, Charnley y Pusso (2), enfatizaron que el análisis tridimensional (3-D) de la marcha podría mejorar la habilidad del ojo del observador más adiestrado en el estudio de los efectos de la cirugía protésica de la cadera. Desde entonces, se han publicado múltiples trabajos en los que se hace referencia a las modificaciones de la marcha que tienen lugar en los pacientes portadores de artroplastias (3,4,5,6,7,8,9) así como de los resultados obtenidos al comparar las características de la marcha en el postoperatorio de sujetos portadores de prótesis cementadas y no cementadas de cadera (10,11).

A pesar de las controversias (9), el análisis tridimensional de la marcha es

el único sistema cuantitativo para valorar la evolución de las artroplastias de cadera y rodilla (7).

Este tipo de avanzados sistemas de análisis ha sido utilizado con éxito en la clínica humana y en trabajos de investigación científica siendo confirmada su validez en la evaluación funcional de pacientes (5,8,12,13,14).

Basándonos en estas relativamente modernas técnicas de análisis del movimiento, presentamos los resultados preliminares de un amplio estudio que se está realizando en el Laboratorio de Biomecánica del Hospital Universitario 12 de Octubre de Madrid, sobre las características de la marcha en sujetos portadores de prótesis de cadera.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para la elaboración del trabajo se seleccionaron, de entre los pacientes que están siendo evaluados en el Laboratorio de Biomecánica, aquellos diagnósticos de osteoartritis de cadera cuya artroplastia fuera unilateral, que pudieran realizar la marcha de forma independiente y sin

ayudas y que, además, no presentaran dolor a la deambulaci3n. Todos ellos son portadores de pr3tesis no cementada modelo Multilock.

Una vez seleccionados los pacientes, se dividieron en tres grandes grupos en relaci3n al tiempo transcurrido tras la intervenci3n quir3rgica. El primero de ellos, **GRUPO 1**, est1 constituido por pacientes cuya intervenci3n quir3rgica hab1a tenido lugar 3 meses antes de realizar el an1lisis de la marcha; el **GRUPO 2** est1 formado por enfermos con 6 meses de evoluci3n postquir3rgica y, por 1ltimo el **GRUPO 3**, constituido por pacientes con una evoluci3n tras la artroplastia de 24 meses.

El estudio cinem1tico de la marcha de estos pacientes se realiza mediante un sistema VICON (VICON Motion Analysis, Oxford) de an1lisis tridimensional constituido por: tres c1maras con emisi3n puls1til de rayos infrarrojos y un total de seis marcadores reflectantes situados en ambas espinas il1acas anterosuperiores, troc1nter mayor, epic3ndilo lateral del f1mur, maleolo externo y cabeza del quinto metatarsiano.

Seleccionamos, de entre los datos obtenidos, las gr1ficas de VELOCIDAD y ACELERACI3N LINEAL y los grados de MOVIMIENTO ARTICULAR de la CADERA (Flexo-extensi3n y Abducci3n-adducci3n), de la RODILLA (Flexo-Extensi3n) y la OBLICUIDAD P1LVICA. Incluimos el estudio de la movilidad articular de la rodilla en el plano sagital tras consultar estudios previos realizados por la Dra. J. Perry (6), Hattori (8) y Hamada (15), en los que se muestra la falta de extensi3n de la articulaci3n de la rodilla del lado afecto, como mecanismo para reducir la carga que tiene que soportar la cadera durante la marcha (8). Dicha falta de extensi3n se va a producir, en condiciones normales, en la fase media del apoyo (MSt phase).

Los datos cin1ticos de la marcha de nuestros pacientes los obtenemos a trav1s de una plataforma de fuerza de galgas extensiom1tricas (Advance Mechanical Technologies, Inc.), situada en el centro del pasillo de marcha y tapizada por linoleum para que permanezca oculta a la vista de los pacientes que deben ser estudiados.

Desde el punto de vista cin1tico, hemos estudiado la componente vertical (Z) de la fuerza de reacci3n pie-suelo, la componente antero-posterior (Y) y, por 1ltimo, la componente medio-lateral (X).

## RESULTADOS Y DISCUSI3N

Como datos m1s significativos destacamos los siguientes:

En el estudio de la VELOCIDAD de nuestros pacientes, observamos como aumentaban sus valores seg1n se prolongaba el tiempo del postoperatorio, pasando de ser aproximadamente la mitad de los valores normales registrados para su edad en los pacientes del grupo 1 (Gr1fica 1), a mantenerse muy cerca del l1mite de la normalidad para los pacientes del grupo 3 (Gr1fica 2), lo que coincide con todos los autores consultados (5,10,6,8,3,11).

En las gr1ficas de MOVIMIENTO ARTICULAR, comprobamos un marcado aumento de la amplitud del movimiento de Abd-Adducci3n de la cadera en el grupo 1, que se corrige en los pacientes que llevan dos a1os de evoluci3n (Grupo 3). La Flexo-extensi3n de esta articulaci3n estaba muy limitada y, aunque mejoraba la amplitud de movimiento en los pacientes del grupo 3, no se alcanzan los valores de la normalidad en ninguno de los pacientes de los tres grupos. Estos hallazgos podr1an deberse a la actividad electromiogr1fica anormal hallada, por Perry y cols. (6), en los pacientes afectados de osteoartrosis de cadera. En estos es-

tudios se muestra la falta de actividad de los Glúteos Mayor y Medio y la actividad constante durante la marcha del Recto Femoral, Tensor de la Fascia Lata y Adductor Medio. La recuperación de esta actividad contráctil alterada, que debe modificarse o reeducarse tras la intervención quirúrgica, podría ser la causante de las limitaciones en el rango de movimiento articular observadas en el Grupo 1 y la aproximación a los valores normales que se objetivan en la amplitud articular de los pacientes con más de dos años de evolución (Gráfica 3).

Aunque también podríamos explicar las limitaciones del rango de movimiento articular observadas en nuestros pacientes como el efecto de las retracciones articulares que se producen en la osteoartritis, en los casos como los que presentamos, en los que se ha practicado una capsulotomía anterior durante la intervención quirúrgica artroplástica, nos parece como probable la existencia de retracciones como la causa de la menor movilidad o amplitud articular observada en la cadera.

Llamativamente estamos observando cómo se limita la flexoextensión de la articulación de la rodilla, en aproximadamente un 30% del rango normal, en el grupo de sólo 3 meses de evolución (Grupo 1) ganándose amplitud articular de forma progresiva (Grupo 2) para transformarse en valores próximos a la normalidad en los pacientes a los 2 años de la artroplastia (Grupo 3). La explicación de este hecho, al igual que en el caso de la cadera, podría ser la alteración existente en la actividad muscular. Pero no parece ser la causa de la ausencia (en la curva de flexoextensión en la rodilla) de la extensión que en condiciones normales se produce en la fase media del apoyo, ya que el recto femoral posee actividad durante la marcha en los pacientes afectados de coxartrosis (6). La falta de extensión de la rodilla durante el apoyo es

constante en todos los enfermos del Grupo 1, observando cómo se corrige progresivamente en los pacientes del Grupo 2 hasta llegar a registrarse un trazado normal de la curva de flexo-extensión de la rodilla en los pacientes de dos años de evolución (Gráfica 3). Hamada (15), atribuye el hecho a que cuando el paciente coloca la rodilla en flexión mantenida durante el apoyo del lado afecto, podría reducir la carga que debe soportar la cadera a través de la aceleración creada por la fuerza de gravedad.

En relación a los datos cinéticos estudiados, se están recogiendo resultados muy variables al observar la componente medio-lateral (X) de la fuerza de reacción pie-suelo, aunque en su mayoría presentan un desplazamiento más medial que lateral las gráficas hasta ahora obtenidas. La componente antero-posterior (Y) era prácticamente normal en los Grupos 2 y 3, presentando el Grupo 1 una mayor amplitud en el tiempo durante la fase contacto inicial con el suelo (Anterior) cuando se comparaba con la fase de despegue (Posterior). Ambas alteraciones pensamos puedan ser debidas a la alteración de la propiocepción que se produce tras la artroplastia (7,11) y que van a ser corregidas en gran parte con el paso del tiempo (4).

Coincidimos con la mayoría de autores (7,8,6,16), en que la componente vertical de la fuerza de reacción pie-suelo, es la que presenta mayor alteración en los pacientes portadores de prótesis de cadera. Observamos en todos los grupos una disminución en la magnitud de la misma, que no sobrepasaba nunca el peso corporal correspondiente a cada individuo, incluido el grupo con dos años de evolución tras cirugía. El trazado de la fuerza vertical muestra alteraciones como la ausencia de la depresión originada en condiciones normales durante la fase media del apoyo (MSt phase) y la ausencia de la pequeña muesca que se produce

durante la fase de adaptación a la carga (LR). Las gráficas correspondientes al grupo 1 (Gráfica 4) muestran un trazado desestructurado que parece corregirse en los individuos con seis meses de evolución, apareciendo un trazado bifásico, aunque de escasa amplitud (Gráfica 5), en gran parte de los pacientes del Grupo 3 (Gráfica 6). En cambio, no se observa la muesca de la fase de aceptación de la carga en ningún paciente de los Grupos 1 y 2, apareciendo un pequeño intento de la misma en alguno de los pacientes con dos años de evolución.

Dado que la magnitud de la fuerza de reacción pie-suelo es la mayor determinante de las fuerzas resultantes entre los diferentes segmentos que constituyen el miembro inferior (17). La reducción o desaparición del trazado bifásico de la fuerza vertical sugiere, según Hattori (8),

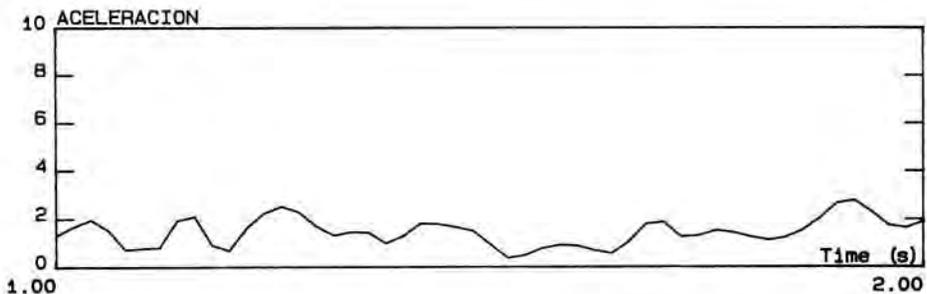
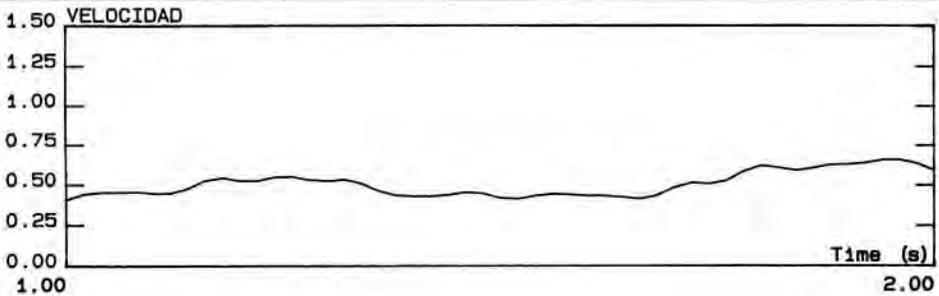
una marcha lenta con menor ascenso y descenso del centro de gravedad y de la aceleración cinemática, lo cual podría reducir los momentos articulares creados y las fuerzas resultantes que actúan sobre miembros inferiores, originando una «pobre capacidad de adaptación o aceptación de la carga».

No hemos incluido en este estudio el apartado de conclusiones ya que, como hemos explicado antes, sólo son resultados preliminares y no pueden considerarse estadísticamente significativos dado el número de pacientes analizados (un total de 15). Aún así, creemos que en la población hasta ahora estudiada por nosotros (sujetos portadores de prótesis no cementada de cadera) esta «pobre capacidad de adaptación a la carga» durante la marcha comienza a recuperarse de forma manifiesta a los dos años de la artroplastia.

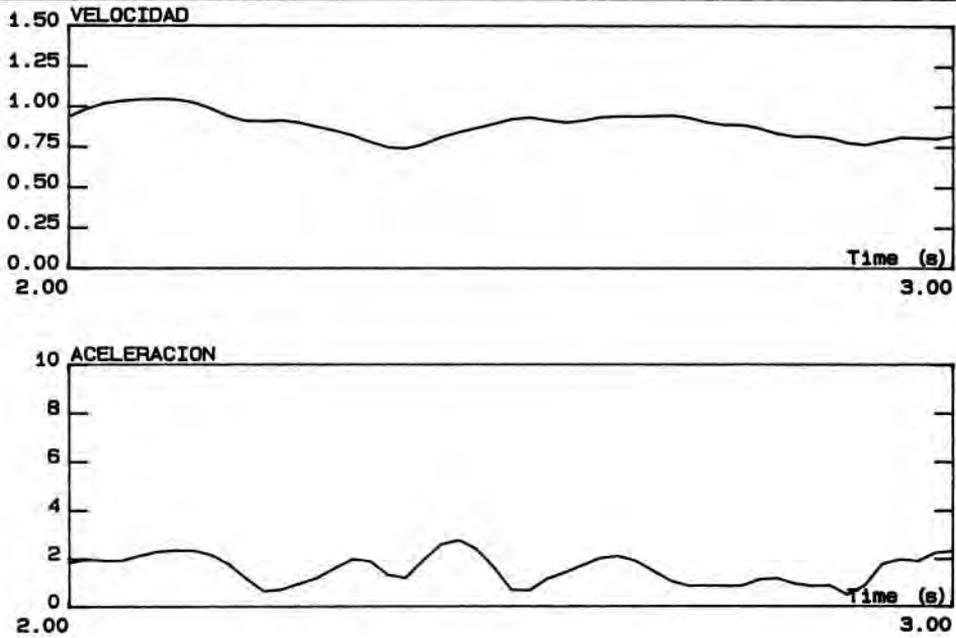
VICON V02KB-113 Hospital 12 de Octubre  
Frames 1 to 500

VI2: [300, 200]  
Current graph 6

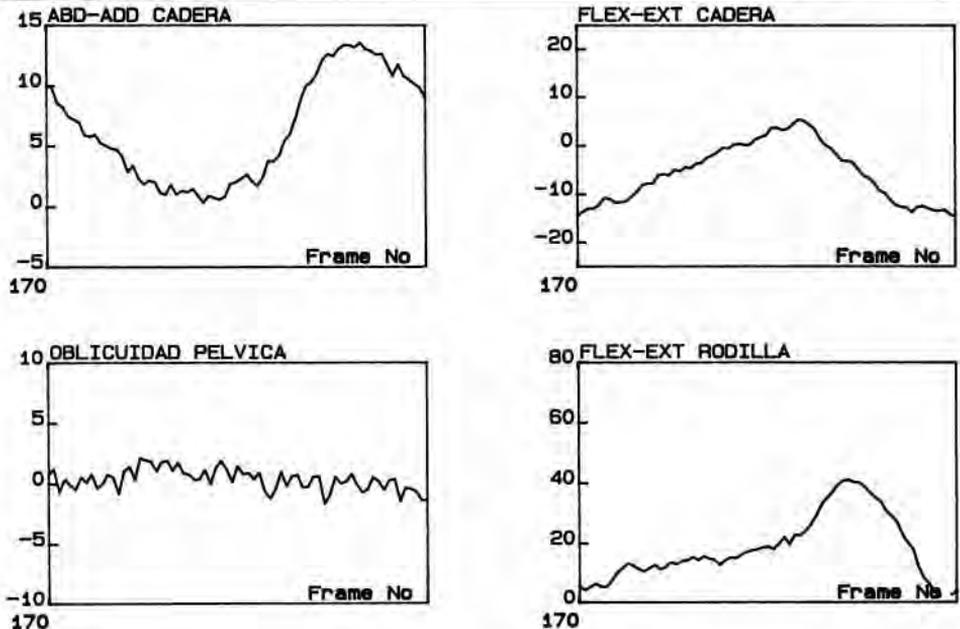
Option PACIENTE (GRUPO 1)



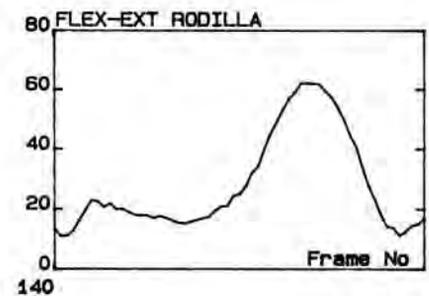
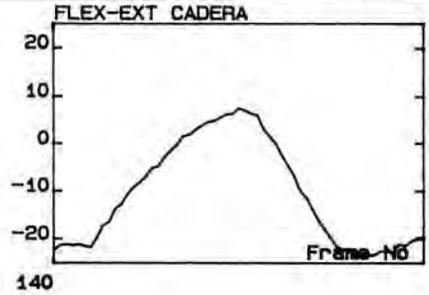
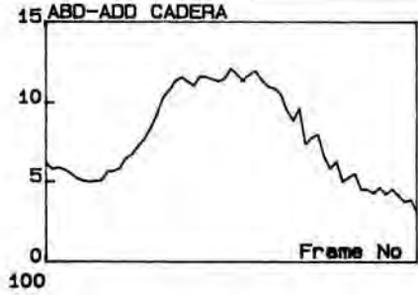
Gráfica 1.



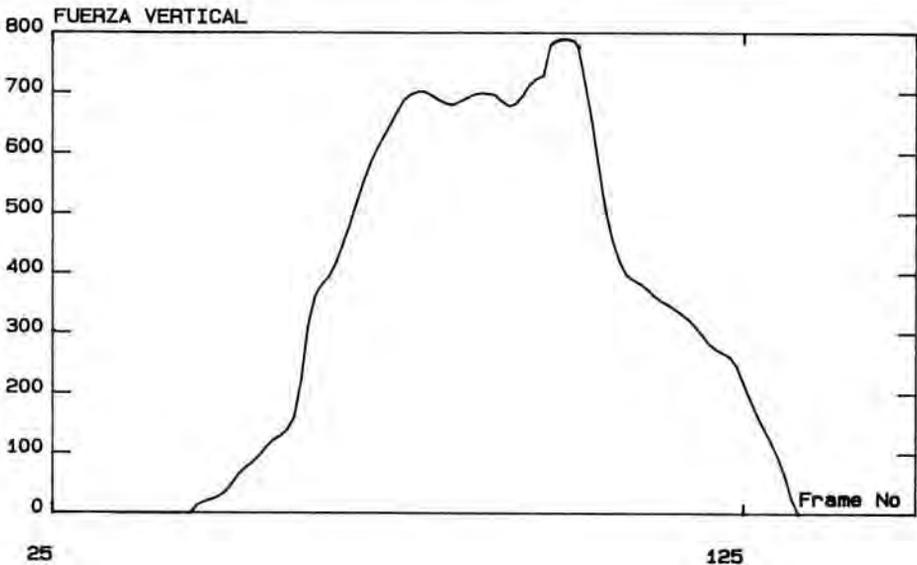
Gráfica 2.



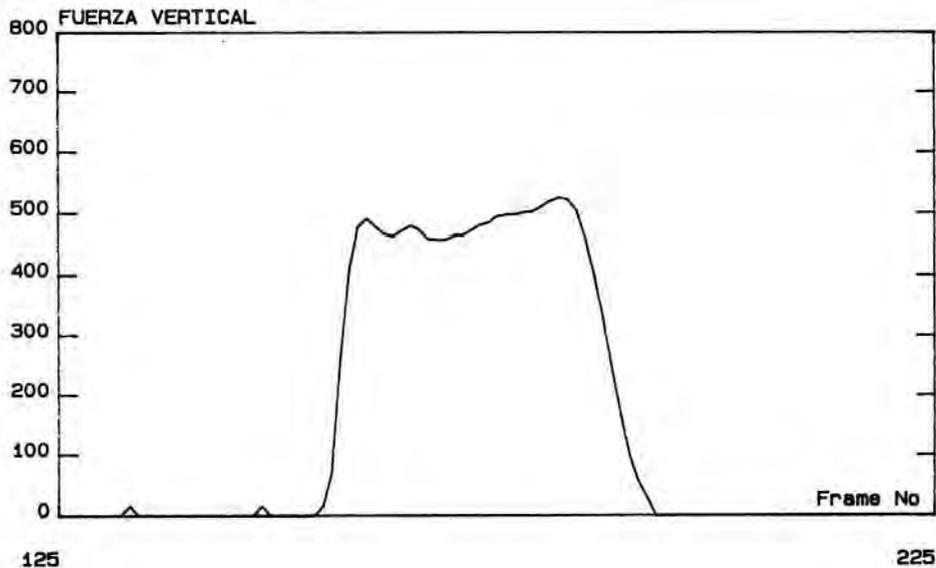
Gráfica 3.



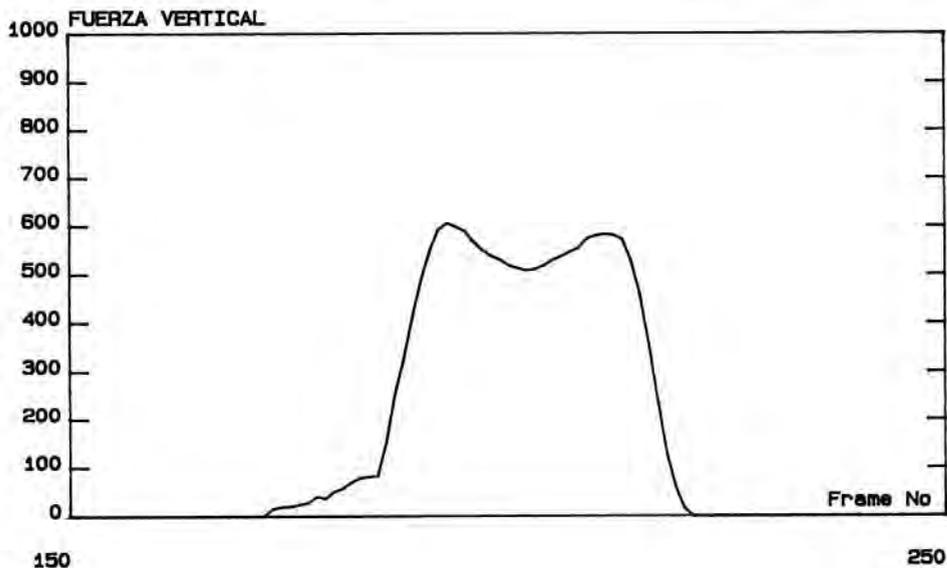
Gráfica 4.



Gráfica 5.



Gráfica 6.



Gráfica 7.

## BIBLIOGRAFÍA

- (1) HARRIS, W. H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty: An end-result study using a new method of result evaluation. *J. Bone Joint Surg.* 51A: 737, 1969.
- (2) CHARNLEY, J., PUSO, R.: The recording and the analysis of gait in relation to the surgery of the hip joint. *Clin. Orthop.* 58: 153, 1968.
- (3) MURRAY, M. P., GORE, D. R., BREWER, B. J., ZUEGE, R. C., GARDNER, G. M.: Comparasion of functional performance after Mcknee-Farrar, Charnley and Müller total hip replacement: A six-month follo-up of one hundred sixty-five cases. *Clin. Orthop.* 121: 33, 1976.
- (4) GRIGG, P., FINERMAN, G. A., RILEY, L. H.: Joint position sense after total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 56(A): 1016, 1973.
- (5) BERMAN, A. T., QUINN, R. H., ZARRO, V. J.: Quantitative Gait Analysis in Unilateral and Bilateral Total Hip Replacement.
- (6) LONG, W. T., DORR, L. D., HEALY, B., PERRY, J.: Functional Recovery of Noncemented Total Hip Athroplasty. *Clin. Orthop.*, 288: 73-77, 1993.
- (7) SKINNER, H. B.: Paythokinesiology and Total Joint Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 288: 79, 1993.
- (8) HATTORI, T., HIROSE, S., SAWAI, K., NIWA, S.: Clinical Gait Analysis in Hip Patients. «Hip Biomechanics». Springer-Verlag, Tokio, Berlín, New York, 1993.
- (9) ANDERSSON, G. B. J., ANDRIACCHI, T. P., and GALANTE, J. O.: Correlations between changes in gait and in clinical status after knee artroplasty. *Acta Orthop. Scand*, 52: 569, 1981.
- (10) MATTSSON, E., BROSTROM, L. A., LINNARSSON, D.: Walking efficiency after cemented and noncemented total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 254: 170, 1990.
- (11) OLSSON, E., GOLDI, I., WYKMAN, A.: Total hip replacement: A comparison between cemented (Charnley) and non-cemented (H.P. Garches) fixation by clinical assessment and objective gait analysis. *Scand. J. Rehab. Med.* 18: 107, 1986.
- (12) PERRY, J.: Gait Analysis. Normal and Pathological Function. McGraw-Hill, Inc. New York, 1992.
- (13) GAGE, J. R.: Gait Analysis in Cerebral Palsy. Oxford Blackwell Scientific Publications Ltd. New York, Cambridge University Press, 1991.
- (14) GAGE, J. R., OUNPUU, S.: Gait Analysis in Clinical Practice. *Seminars in Orthopaedics* 4(2): 72-87, 1989. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 72: 190-194, 1991.
- (15) HAMADA, T., AOYAMA, T., KASAHARA, F., TOKURA, A., MIURA, T., IWATA, H.: Gait Analysis Following Pelvic Osteotomy. «Hip Biomechanics». Springer-Verlag. Tokio, Berlin, New York, 1993.
- (16) OKUNO, M., YAMAMOTO, K., TESHIMA, R., OTSUKA, T., TAKASU, N.: Gait Analysis of Unilateral Total Hip Replacement: Quantitative Analysis of the Vertical Floor Reaction Force. «Hip Biomechanics». Springer-Verlag. Tokio, Berlín, New York, 1993.
- (17) JOHNSTON, R. C., BRAND, R. A., CROWNINSHIELD, R. D.: Reconstruction of the Hip. *J. Bone of Joint Surg.* 61(A); 5: 639-652, 1979.