

Determinación del desgaste del componente acetabular en prótesis totales de cadera.

G. García del Pino*, E. Gonçalves **, R. Gonzáles Lima **, R. Dantas Queiroz *, J. L. Valín Rivera*.**

*Departamento de Tecnología de Construcción de Maquinaria.

Facultad de Ingeniería Mecánica.

Instituto Superior Politécnico José A. Echeverría (ISPJAE).

Calle 127 s/n, CUJAE, Marianao 15, Ciudad Habana, Cuba.

Teléfono: 53 7-260 2267, Fax: 53 7-267 7129.

E-mail: ggdelpin@mecanica.ispjae.edu.cu.

* *Dpto. de Ingeniería Mecánica de EPUSP, Brasil.

* * * Escuela Paulista de Medicina, Brasil.

(Recibido el 12 de Noviembre del 2001, aceptado el 15 de Diciembre del 2001).

Resumen

En este trabajo se realiza un estudio a través del Método de los Elementos Finitos "MEF" sobre el desgaste del componente acetabular durante el ciclo de marcha y considerando algunos casos extremos de cargas como subir y bajar escaleras, levantarse de una silla, etc. Utilizando el MEF fueron modelados independientemente los componentes acetabular y femoral de la prótesis total de cadera y puestos en contacto posteriormente. Fueron estudiadas varias posiciones del acetábulo así como diferentes casos de carga simulando pacientes con diferente peso corporal y actividades físicas. Para evaluar los resultados se crearon rutinas en lenguaje C que organizaron los mismos para un tratamiento estadístico posterior.

Palabras claves: biomecánica, ortopedia, elementos finitos, modelación, desgaste, prótesis de cadera.

1. Introducción.

La importancia de conocer las fuerzas de contacto en la articulación para el caso de la implantación de prótesis total de cadera, reside en el hecho de entender la función y la conducta de una articulación normal y compararla con otra dañada, así como también proporcionar los medios para la proyección de prótesis y evaluar regímenes de rehabilitación y los efectos de tratamientos, [1].

Como el contacto es realizado entre la cabeza del componente femoral y el polietileno de ultra-alto peso molecular (UHWMP) de la cúpula acetabular, el material producido como resultado del desgaste de estas superficies puede provocar como respuesta biológica, una reabsorción del hueso en el endósteo y deterioro de la interfase hueso-prótesis, tanto para el componente acetabular como para el componente femoral, además de los problemas como la infección y pérdida de la implantación en un cierto periodo de trabajo, [2].

Las fuerzas de contacto pueden ser determinadas colocando una instrumentación de medición adecuada en los implantes. Normalmente, éstos implantes

instrumentados ofrecen una información exacta y pueden estudiarse varias actividades y comportamientos bajo carga pero, tienen un costo alto, son técnicamente más complejos, requieren varios meses para completar el estudio de la implantación, no ofrecen beneficios directos al paciente, y por otro lado, cuando aumenta la temperatura en la superficie de contacto, introducen errores altos en los resultados [3].

Otra forma de determinar las fuerzas de contacto es haciendo uso de la modelación matemática, mediante la cual pueden ser realizados diferentes estudios a bajo costo, aunque se hace necesario introducir algunas simplificaciones.

La articulación fémur - cadera es una articulación de tipo esferoide cuyas superficies articulares son esféricas. La cabeza femoral se constituye por dos tercios de una esfera de 40 a 50 mm de diámetro y se sostiene por el cuello femoral que asegura la unión con la diáfisis, como se observa en la Figura 1. EL eje del cuello femoral forma un ángulo denominado de "Inclinación" de 125° con el eje diafisario en el adulto. Este eje llamado ángulo de "Declive", es de 10° - 30° con relación a la vertical, también llamado ángulo de "Anteversion". El

eje del acetábulo se orienta respecto a la horizontal entre $30^\circ - 40^\circ$ y también $30^\circ - 40^\circ$ respecto al plano frontal. El ángulo de Wiberg "w" representa la cobertura del acetábulo sobre la cabeza femoral [4], la cavidad

cotilóide o acetábulo recibe la cabeza femoral y tiene la forma de una semi-esfera, limitado en su contorno por el borde cotilodiano "B".

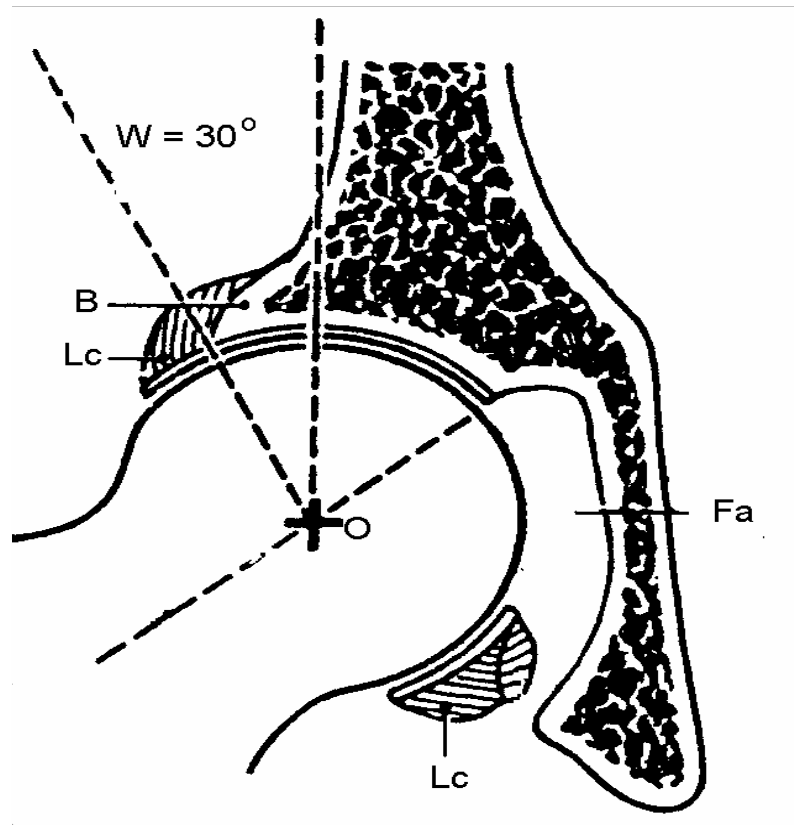


Figura 1. Articulación fémur -cadera.

En el estudio de Kummer [5] se determinó experimentalmente que para obtener la mayor rotación de la articulación de la cadera, el ángulo de inclinación del acetábulo debe estar orientado entre 35° y 45° y el de anteversión entre los 0° y 10° . Quiere decir que si en el procedimiento quirúrgico el acetábulo se posiciona fuera de este intervalo, se disminuyen las posibilidades de rotación del fémur. Por otro lado, en los experimentos realizados por Richar [6], en pacientes con prótesis implantadas, se verificaron separaciones entre la cabeza de la prótesis y la del componente acetabular mayores de 5 mm, durante el movimiento de aducción - abducción que no se verificó para las

articulaciones normales (el hueso intacto). En la Figura 2 se observa en un paciente, una separación entre el acetábulo y la cabeza de la prótesis de 4,3 mm.

El aumento de la distancia entre la cabeza de la prótesis y la superficie del acetábulo, provoca un aumento de la fuerza de impacto y por lo tanto un aumento del desgaste, causando la falla en la interfase del componente acetabular [7].

EL incremento del desgaste aumenta la cantidad de partículas, y podría ponerse más crítica la osteolisis en el componente femoral.

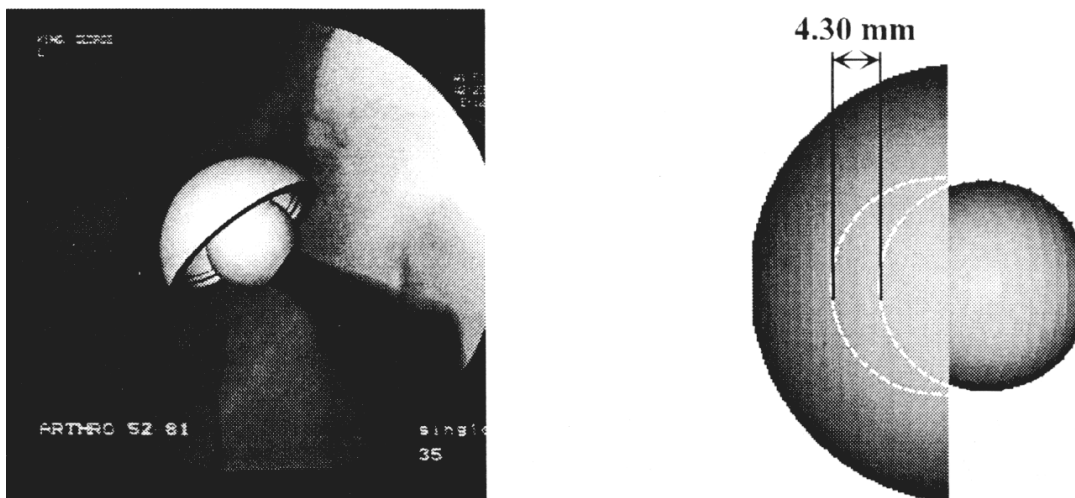


Figura 2. Separación de la cabeza de la prótesis del acetábulo en el movimiento de aducción-abducción [2].

2. Materiales y métodos.

Fueron realizados varios modelos de elementos finitos del acetábulo y el componente femoral y aplicados diferentes casos de carga, en estos modelos fueron determinadas las tensiones de contacto en la superficie de deslizamiento del acetábulo, para después determinar el desgaste del acetábulo y la producción de partículas de polietileno.

Como se observa en la Figura 3, el cálculo de las tensiones de contacto fue realizado con un modelo de contacto en 3 dimensiones, utilizando el código de

MEF "LUSAS". Fue considerado un contacto sin fricción (coeficiente de fricción cero), entre la cabeza de 28 mm del componente femoral de CrCo y el acetábulo de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWP) de 8 mm de espesor. El componente acetabular se modeló con una anteversión neutra y se inclinó 45° respecto al plano coronal. El modelo completo consistió de un total de 2400 elementos y 8714 nodos. Para el procesamiento de los datos se utilizó el procesador no lineal del propio código LUSAS.

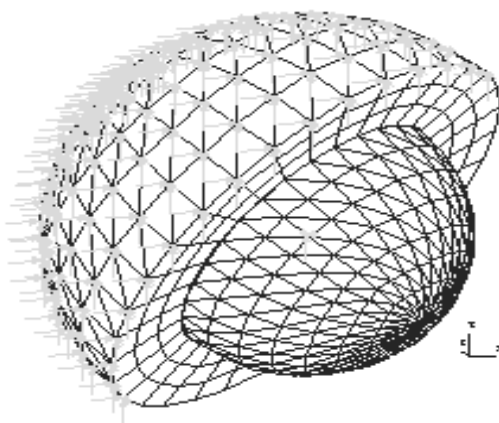


Figura 3: Modelo de elementos finitos del acetábulo y el componente femoral.

Se modelaron ambos componentes en tres dimensiones independientes en el espacio, usando

elementos PM6 para los dos componentes. Las características de los materiales fueron:

- Componente femoral (Cr-Co)
 módulo de elasticidad $E = 210 \text{ GPa}$
 coeficiente de Poisson $\eta = 0,3$
 (según las normas ISO/DIS 5832/IV y DIN 58800).
 -Acetábulo
 módulo de elasticidad $E = 1400 \text{ MPa}$
 coeficiente de Poisson $\eta = 0,35$
 (según las normas DIN 58834, considerado un comportamiento lineal elástico para todos los materiales)

La carga fue aplicada en el centro de la esfera del componente femoral y todos los grados de libertad se eliminaron en la superficie externa del polietileno (Figura 3).

Primeramente, fueron aplicadas las fuerzas resultantes que actúan en la cadera en 16 posiciones del ciclo de caminar, iniciando con el toque del calcañar en la tierra hasta del contacto de los dedos del pie en el extremo del ciclo. También fueron aplicados casos extremos de carga [10], como subir y bajar escaleras, levantarse de una silla, etc. Estas fuerzas pueden observarse en la Tabla 1.

Tabla 1 - Casos de fuerzas extremas, para un paciente de 760 N de peso corporal.

| Movimiento | F _x (N) | F _y (N) | F _z (N) | Cantidad de nodos en contacto | Tensión equivalente máxima (MPa) |
|---|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------------------|----------------------------------|
| Golpe del calcañar | -1247 | 3223 | 346 | 83 | 10,71 |
| Distancia media | -917 | 2438 | -131 | 74 | 9,13 |
| Levantar el pie | -1002 | 3072 | 323 | 70 | 10,19 |
| Subir escaleras | -2760 | 4313 | 2645 | 94 | 16,05 |
| Flexión con la articulación extendida | -2530 | 4774 | -2013 | 99 | 14,81 |
| Abducción con la articulación aducida | 57,51 | 5751,9 | 230 | 80 | 16,87 |
| Rotación externa de la articulación neutra | -2358 | 5234 | -115 | 103 | 16,81 |

En la Figura 4 se presentan los contornos de la tensión Von-Mises para la superficie de contacto del acetábulo de polietileno para tres casos de carga. En la Tabla 1 se presentan las tensiones equivalentes máximas y la cantidad de nodos que entran en contacto para cada caso de carga.

El desgaste del acetábulo de polietileno puede ser determinado según la ecuación de desgaste abrasivo brindada por Archard:

$$H_d = K_w \cdot P \cdot s$$

Donde:

H_d profundidad de desgaste
 K_w coeficiente de desgaste (depende del material y del estado de la superficie).
 P tensión de contacto
 s distancia de deslizamiento

La tasa de desgaste instantáneo puede expresarse por:

$$W(\phi, \theta) = \int_{\text{ciclo}} K_w \sigma(\phi, \theta, t) v(\phi, \theta, t) dt$$

donde:

$V(\phi, \theta, t)$ - velocidad instantánea de deslizamiento.
 dt - incremento infinitesimal de tiempo.

$\sigma(\phi, \theta, t)$ - tensión instantánea de contacto.

Utilizando esta ecuación puede ser determinado en cada punto de la superficie de polietileno, el campo de profundidad de desgaste representado por $W(\theta, \phi)$ donde (θ, ϕ) , son los ángulos que determinan la posición de un punto en la cúpula acetabular en coordenadas esféricas. En este caso, se considera el centro de la cúpula acetabular como el centro del sistema de coordenadas esféricas.

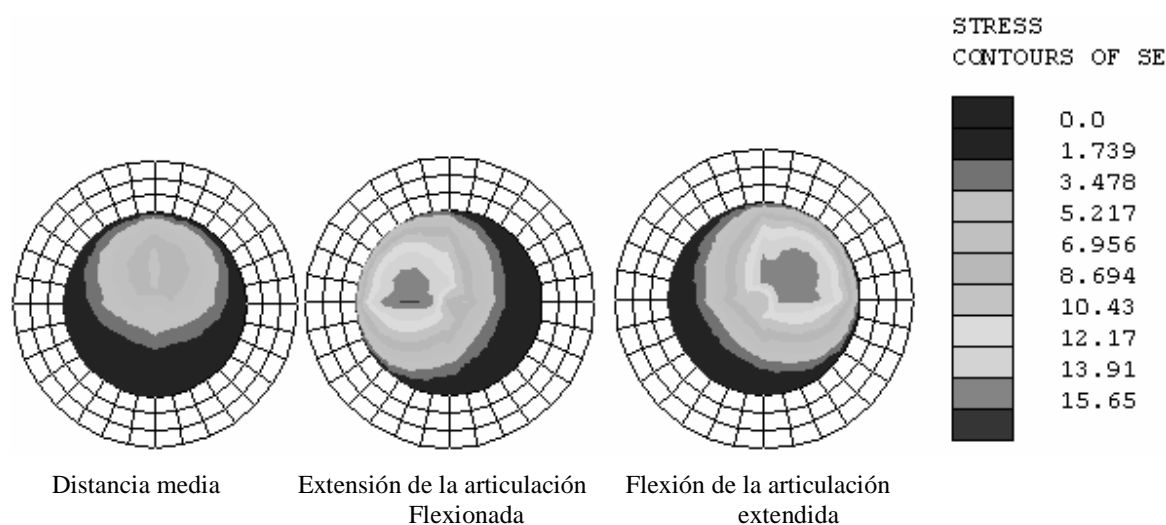


Figura 4 - Distribución de las tensiones en la superficie de contacto del acetábulo de polietileno para los casos extremos de carga.

En el trabajo fue utilizado un coeficiente de desgaste $K_w = 1.0066 \times 10^{-6} \text{ mm}^3 \text{ N}^{-1} \text{ m}^{-1}$ de la aleación de CrCo pulido en polietileno, determinado por las mediciones de desgaste de vástago sobre disco, de la aleación CrCo contra polietileno de ultra alto peso [12]. Determinando el campo de tensiones normales de contacto $\sigma(\theta, \phi, t)$ y la velocidad de deslizamiento $V(\theta, \phi, t)$, fue precisado el campo de profundidad de desgaste.

3. Resultados.

Como fueron analizados varios casos de carga fue necesario la creación de varias rutinas en lenguaje "C", que evaluaran y organizaran los datos para un análisis estadístico posterior. Se obtuvo un modelo para predecir la cantidad de partículas de desgaste de polietileno en función del incremento de la tensión con el aumento de la fuerza, dado por el aumento del peso corporal o actividad física.

En la Tabla 2 puede observarse la tensión máxima de contacto originada en la superficie del acetábulo de polietileno, para cada tipo de peso del cuerpo y para una de las posiciones del ciclo de caminar. Después que los datos fueron procesados por regresión múltiple se obtuvo la ecuación siguiente:

$$S_c = 1,5431e^{-2}w - 4,7e^{-6}w^2$$

Donde:

S_c = tensión máxima de contacto en la superficie del acetábulo de polietileno (MPa).

w = peso del cuerpo (N).

En la Figura 5 se puede observar el gráfico correspondiente al modelo anterior utilizando los datos de la Tabla 2. Los parámetros estadísticos que representan la validez del modelo, dados por el programa "ESTATISTIC", son:

$R = 0.99957562$, $R^2 = 0.99915142$ con $p < 0.00000$ y Std. Error: 0.027929.

Tabla 2 - Componentes de la fuerza de la articulación y tensión de contacto máxima (S_c) en función del peso del cuerpo (w).

| $w(N)$ | $F_x(N)$ | $F_y(N)$ | $F_z(N)$ | Tensión equivalente máxima (MPa) | Tensión de contacto máxima (MPa) |
|--------|----------|----------|----------|----------------------------------|----------------------------------|
| 400 | -480 | 1280 | -60 | 5,82 | 5,137 |
| 460 | -552 | 1472 | -69 | 6,38 | 5,94 |
| 500 | -600 | 1600 | -75 | 6,76 | 6,187 |
| 560 | -672 | 1792 | -84 | 7,32 | 6,78 |
| 600 | -720 | 1920 | -90 | 7,88 | 7,03 |
| 660 | -792 | 2112 | -99 | 8,21 | 7,91 |
| 700 | -840 | 2240 | -105 | 8,57 | 8,12 |
| 760 | -917 | 2438 | -131 | 9,13 | 8,7 |
| 800 | -960 | 2560 | -140 | 9,45 | 9,05 |
| 860 | -1032 | 2752 | -150,5 | 9,94 | 9,61 |
| 900 | -1080 | 2880 | -157,5 | 10,28 | 9,98 |
| 960 | -1152 | 3072 | -168 | 10,75 | 10,52 |
| 1000 | -1200 | 3200 | -175 | 11,9 | 10,87 |

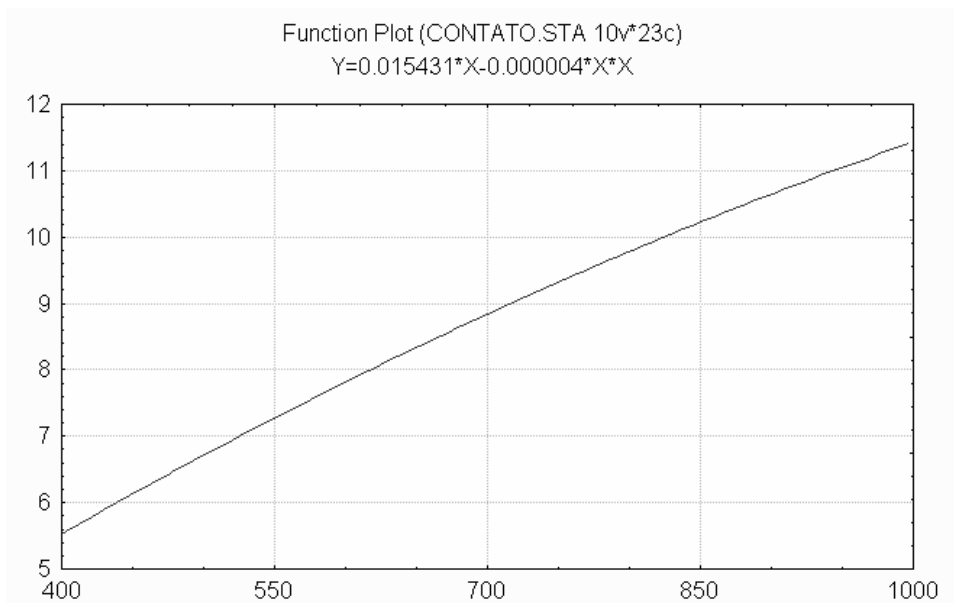


Figura 5 – Representación del modelo de la influencia del peso del cuerpo (N) en la transmisión de tensión equivalente máxima (MPa) en la superficie de contacto del acetábulo de polietileno.

4. Conclusiones.

A través de los resultados del trabajo se pudo comprobar que el MEF es una magnífica herramienta para predecir y determinar el desgaste en prótesis totales de cadera. Se pudo establecer la ley o modelo teórico del aumento de las tensiones y por lo tanto del desgaste en función del incremento del peso del paciente y de las actividades físicas que realiza. Concluyéndose que en pacientes jóvenes (actividad física más elevada) con mayor peso corporal, el desgaste del acetábulo aumenta y, por consiguiente, la producción de partículas de desgaste sería uno de los factores más importantes a minimizar.

A través de este análisis pudo verificarse que cuando el ángulo del eje del acetábulo aumenta por encima de 45° se incrementan los puntos de contacto y la profundidad del desgaste disminuye, pero aumenta la cantidad de partículas de desgaste. Para el caso de ángulos menores de 45° disminuyen los puntos de contacto, y la cantidad de partículas, pero aumenta la profundidad del desgaste y, por consiguiente el tamaño de estas partículas.

5. Bibliografía.

- [1] RICHARD A. B. Comparison of the hip force calculations and measurements in the same patient. *The Journal of Arthroplasty*, v. 9, n. 1, 1994
- [2] BARTEL, D.L. et al. The Effect of Conformity, Thickness, and Material on stresses in Ultra High

Molecular Weight components for Total Joint Replacement, *Journal of bone and joint surgery*, 1986.

- [3] TINA, A.M. Dimensional sliding/contact computational simulation of total hip wear, *Clinical Orthopaedic and Related Research*, n. 333, 1996.

- [4] KAPANDJI, I.A. Fisiología articular, esquemas comentados de mecánica humana, v. 2, editora Manole, 1990.

- [5] KUMMER, F.J. et al. The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation, *The Journal of Arthroplasty*, v. 14, n. 4, p. 509-513, 1999.

- [6] RICHAR, D.K. et al. In vivo determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions, ed. Rose musculoskeletal research laboratory, 1999.

- [7] GARELLICK, G., et al. The Charnley versus the spectron Hip Prosthesis, *The Journal of Arthroplasty (AAHKS)*, v. 14, n. 4, p. 414 – 425, 1999.

- [8] DANTAS, R. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril utilizando o método dos elementos finitos de simulação computarizada. Dissertação de Mestrado, Escola Paulista de Medicina, 1999.

- [9] Manual do código de Elementos Finitos “LUSAS”, Surrey, United Kingdom, 1998.

- [10] CROWNSHIELD, R. D. et al. A biomechanical investigation of the human hip, *Journal of Biomechanics*, v. 11, p. 75-85, 1978.

- [11] ARCHARD, J.F. Contact and rubbing of flat surfaces. *J. Appl. Physiology*, v. 24, p. 981-988, 1953.

[12] STREICHER, R.M. and SCHON, R. Tribological behaviour of various materials and surfaces against polietilene. Trans. 17th Ann. Mtg Soc. Biomaterials, p. 289, 1991.

[13] GARCIA, C.E. Porous-coated cementless acetabular cups in revision surgery, The Journal of Arthroplasty, v. 14, n. 4, p. 397-407, 1999.

Wear determination of acetabular component in total hip prosthesis.

Abstract.

A wear study of acetabular component during the marching cycle, considering some extreme loads cases as: ascend and descend stairways, get up from a seat, etc , by means of Finite Elements Method (FEM), is carried out. The acetabular and femoral component of the total hip prosthesis were independently modeled and placed in contact lastly. Several acetabular positions were studied as well as different load cases, simulating patients with different body weight and different physical activities. To evaluate the results routines in C language were created in order to organized the same ones for a later statistical treatment.

Key words. biomechanics, ortophedy, finite elements, modelation, wear, hip bone prosthesis.