



ESTUDIO BIOMECÁNICO DE PROTESIS DE CADERA

Moreno V. Yadira^a, Pérez U Alberto J^a, Espinosa G. Héctor^b, Mendoza C. Ricardo^b.

^aFacultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Médica de Alta Especialidad-

^bHospital de Traumatología y Ortopedia # 21

Resumen

La sustitución de órganos por implantes prostéticos artificiales, es analizada incluyendo los componentes del implante, el abordaje de la cirugía, las técnicas quirúrgicas que se utilizan en la cirugía y los modelos matemáticos que se utilizan para estudiar dichos comportamientos. La distribución de las tensiones, la fuerza ejercida por el tejido muscular para mantener el equilibrio se analizará, de tal forma del estado de esfuerzos en dirección de las componentes representadas por matrices, lo cual utilizaremos las principales características del tensor de esfuerzos cizallantes en una representación grafica en dos dimensiones por un modelo matemático por mecánica de contacto.

En un punto de interés dentro de la articulación de la cadera en contacto a analizar, la magnitud y dirección del esfuerzo resultante (T_n) va a depender de la orientación del plano que contenga al área de contacto. Los experimentos in vivo son muy caros. No obstante un análisis de modelo matemático es barato. Por lo tanto, dicho modelo matemático es una herramienta esencial para el estudio de la cadera reemplazo.

Donde la importancia de la biomecánica de la articulación de la cadera ha sido de gran interés para investigadores, científicos y clínicos desde los primeros días de los estudios anatómicos. J. Wolff se dirigió a la relación entre la arquitectura interna del hueso y la carga funcional y Pauwels Friedrich construyó la base para un enfoque mecánico de entender conjuntos de carga 65 años después. Ya que los investigadores, a pesar de tratar con diferentes cuestiones de la mecánica de fractura o desgaste, son buenos ejemplos para la propagación de la biomecánica del campo. Se puede definir como la ciencia en cuestión con la interna y externa-tal fuerza que actúa sobre el cuerpo humano y los efectos producidos por estas fuerzas. El rango de movimiento y la estabilidad de la articulación son cuestiones decisivas, especialmente en pacientes con altas expectativas en su calidad de vida después de la artroplastia.

Introducción

La sustitución de órganos por implantes prostéticos artificiales, constituye una frontera avanzada de la ingeniería biónica. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la Mecánica, la Ingeniería, la Anatomía, la Fisiología y otras disciplinas. Además, un número creciente de reemplazos de cadera en pacientes jóvenes y adultos, por lo tanto, se imponen cargas más frecuentes e intensas en la articulación, requieren de mejores diseños y de garantizar mayor tiempo de vida útil de las prótesis.



El desgaste es uno de los problemas que más comúnmente se presentan en las prótesis totales de cadera, tanto en las tipo Metal-Metal y Metal-Polietileno. Este desgaste principalmente del polietileno tiene que ver con la calidad del polietileno, peso corporal del paciente, nivel de actividad física y muy especialmente la orientación o posición de la copa. Con mayor frecuencia, los acetábulos con exceso de ante versión ($> 25^\circ$) y exceso de inclinación ($> 45^\circ$) las posibilidades de un desgastamiento a corto plazo son mayores. Los “chasquidos” que en ocasiones refiere el paciente, se atribuye a pinzamiento(choque del cuello con el borde anterior de la copa) y sobrecarga periférica de los componentes del cual se determinara por medio de un modelo que prediga la carga que está soportando y la fricción que se está presentando_[1-2-3].

Las durabilidad de un material protésico dependen de factores , mecánicos y cinéticos, y calidad de manufactura (método de esterilización) .

Un estudio completo de diseño y manufactura de prótesis debe incluir un análisis dinámico, es decir cinemático y cinético de las articulaciones del sistema. Esto con el propósito de conocer el comportamiento mecánico de cada parte u órgano del cuerpo humano que es necesario remplazar, tomando en cuenta las fuerzas externas y efectivas en todo el sistema.

Objetivo general

Desarrollar un modelo predictivo de la vida útil de prótesis en pacientes adultos, con la información intrínseca de la prótesis (Propiedades del Material y su Geometría), así como de Factores Genéticos, Hormonales, Metabólicos y de regeneración de hueso (osteoblastos). Determinar el riesgo de aflojamiento o luxación, en prótesis implantadas; y así proponer el tipo y tamaño de prótesis para cada paciente.

Optimizar por medio de un análisis dinámico, el desempeño de prótesis de cadera.

Objetivos específicos

Desarrollar un método de análisis biomecánico en prótesis de cadera para pacientes adultos (mayores de 60 años)

Desarrollar un modelo dinámico de esfuerzos para el conocimiento del comportamiento mecánico de las articulaciones del cuerpo humano.

Evaluar el desempeño funcional de articulaciones artificiales o prótesis, No Cementadas

Describir por medio de un modelo matemático el comportamiento estructural de las prótesis sometidas a diferentes ciclos de cargas.

Metodología

La evidencia hasta ahora reportada tanto en pruebas de laboratorio como en el estudio de prótesis extraídas en pacientes ha mostrado que el principal mecanismo de desgaste en el Polietileno de ultra alto peso molecular es debido a la formación de partículas delimitadas, debido a los esfuerzos



cizallantes. Debido a lo anterior, se estudiara la formación, magnitud, distribución y posición de los esfuerzos mínimos cortantes [2-4].

Se iniciara con el estado de tensión compresil en condiciones estáticos tal como se muestra en la Figura 1.

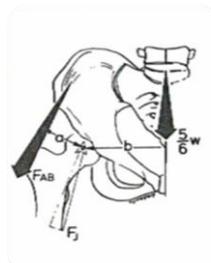


Fig.1

En la Figura 2 se ha descompuesto la carga principal (**P**) en sus componentes Pz (vertical) y Py (horizontal), si se simplifica el estudio a un sistema en 2 dimensiones.

Px se considera 0.

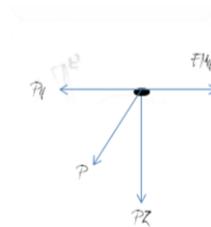


Fig.2

Análisis y modelación de los esfuerzos en articulaciones óseas y en prótesis metálicas, mediante un análisis numérico de acuerdo con la Ley de Hooke y . Generar un modelo que prediga esfuerzos máximos, y rangos de desgaste biomecánico en diferentes geometrías para determinar su vida útil.

En este trabajo se están relacionando las características geométricas de instalación de las prótesis con los campos de concentración de esfuerzos a fin de predecir el posible desgaste biomecánico.

En un punto de interés dentro del cuerpo en contacto a analizar, la magnitud y dirección del esfuerzo resultante (Tn) depende de la orientación del plano que contenga al área de contacto.

Donde:

- h : distancia del punto de estudio al plano del área de contacto.
- A: Área de contacto.
- Fy: Fuerza de contacto en dirección y.



- T_{ny} : esfuerzo de contacto a dirección de y
- Si $h = 0$

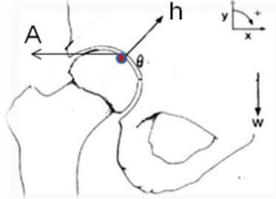


Fig.3 Análisis de Fuerzas

Se analizan las fuerzas en 2 direcciones para así reducir el plano de contacto, esta modelación nos va a permitir estudiar un o dos cuerpos en una posición estática.

$$T_{ny} = \tau_{xy} \cos(n,x) + \sigma_{yy} \cos(n,y) + \tau_{zy} \cos(n,z)$$

Resumido por la mecánica de contacto:

Una vez determinado de esta manera σ_n , T_n puede ser determinada de la relación a la siguiente ecuación [8] :

$$\rightarrow T_n = (\tau_{n^2} - \sigma_{n^2})^{1/2} \quad \text{Eq.1}$$

Se determinan los esfuerzo cizallantes máximos, considerando las condiciones en equilibrio: [1-10-14]

- Simplificando : $\ell^2 + u^2 + v^2 =$
- $T_n^2 = (\sigma_1^2 - \sigma_3^2) (\ell^2 + (\sigma_2^2 - \sigma_3^2) u^2 + \sigma_3^2) - [(\sigma_1 - \sigma_3) (\ell^2 + (\sigma_2 - \sigma_3) u^2 + \sigma_3)]^2$

De estos tres resultados posibles, se obtendrá la mayor magnitud de $\sigma_1 - \sigma_3$ si los esfuerzos principales se ordenan de forma que [8]:

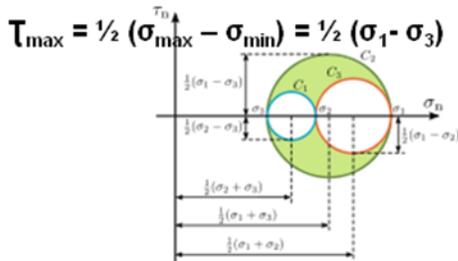


Fig. Mohr's circle for the 3 dimensional state of stress

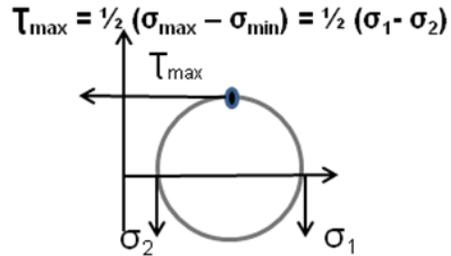


Fig. Mohr's circle for the 2 dimensional state of stress

Resultados

El cizallamiento máximo subraya desempeñar un papel importante en el desgaste de polietileno debido al contacto mecánico en metal-polietileno prótesis. Esto se ha observado en Co-Cr y aleaciones a base de titanio utilizado en la prótesis. Es importante calcular con un alto nivel de precisiones el valor de las tensiones de cizallamiento en condiciones de la mecánica de contacto de diferentes materiales, diferentes geometrías de contacto, con el fin de calcular su dirección y la posición bajo la superficie de contacto. Así, para calcular el ciclo de desgaste del polietileno.

Conclusiones

Un modelo mecánico de contacto 2D está en marcha y está en el proceso de ajuste. Las Prótesis tomadas de los pacientes (o cuerpos) se analizarán. Volumen desgastado se calculará y la profundidad de las principales tensiones de cizallamiento y el máximo se estima. Esta información se comparará con las predichas por el modelo 2D Contacto mecánica. A largo plazo. Se propone un modelo en 3D por Mecánica de Contacto.

Referencias Bibliográficas

- [1] Department of Mathematics, Fsculty of Science, "A Review of Mathematical Modeling in Total Hip Replacement", 2012 Perdo, Che Thailand.
- [2] Bombelli R(1985) Artrosis de la cadera, Clasificació y patogenia, Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente.
- [3] A.I.Kapandji Fisiología Articular 5ta Edición
- [4] B. Peter, N. Ramaniraka, L.R Pakotomanana,Py.Zambelli, and D.P Pioletti. Peri-implant bone remodeling after total hip replacement combond with systemic alendronnate treatment: a finite element analysis. Comput Meth Biomech Biomed Eng, 7(2):73-8,2004.
- [5] Z. Maldonado,J. Bedayán y M. Cerrolaza, "Finite element analysis of geometric parameter variations of cemented Charnley hip prostheses" Second Panamerican Workshop on Applied and Computational Mathematics, Vol I, Gramado, Brazil, (1997).
- [6] Harry B. Skinner, MD, PHD.Diagnostico y tratamiento en Ortopedia.
- [7] Fung YCB; Biomechanics: Mechanical Propieties of Living Tissues, Springer - Verlag, 1981.
- [8] [A. Pérez,et.al Facultad de Ingeniería Mecanica y Electrica, 2011 clases de Biomechanica]

IV CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA
A CIENCIAS DE LA SALUD
"Generación de Nuevas Técnicas de Diagnóstico y Tratamiento"
6, 7 y 8 de Junio de 2013, Tonantzintla, Cholula, Puebla

- [9] S.K. Chowdhury, A. Mishra, B.Pradhan "Wear characteristic and biocompatibility of some polymer compisite acetabular cups"2003, Kharagpur, India.
- [10] M. Frankel VH: Biomechanics of bone. En: Biomechanics of the Musculoskeletal System.
- [11] Hospital de Otopedia y Traumatología UMAHE 21 Dr. Héctor Espinosa, Dr. Ricardo Mendoza 2012-2013
- [12] Fisher J, Dowson D, Hamdzan H, Lee HL. The effect of slinding velicity on the friction and wear on the friction and wear of UHMW-PE for use in total artificial join.
- [13] Proubasta I, GilMur J, Planell J. "Fundamentos de Biomecánica y biomateriales" Valenta J. Biomechanics. Elsevier. 1993
- [14] Weber FA, Charnley J. "A radiological study of fractures of acrylic cement in relation to the stem of a femoral head prosthesis" The Journal of Bone and Joint Surgery 1975. Vol. 57(B) No 3
- [15] Sastre ER, Aza S, San Román J. "Biomateriales" CYTED. ISBN 84 87683 26 6. 2004
- [16] Senapati SK, Pal S. "UHMWPE-Alumina ceramic composite, an improved prótesis materials for an artificial cemented hip joint" Trends Biomaterials Artificial Organs 2002. Vol 16(1) pp 5-7.
- [17] Bilmes PD. "Modos de Falla y Avances en Diseños de Biomateriales para Ortopedia y Traumatología" V CCIM Congreso Cubano de Ingeniería Mecánica (14o Congreso Cubano de Ingeniería y Arquitectura CCIA) Habana, Cuba 2008.
- [18] Liefeth K. "Numerical Methods used in Biomedical Technology" presented at the 2005 International FEMLAB Conference. Frankfurt, Germany.
- [19]Dowson D, El-Hady Diab MM, Gillis BJ, Atkinson R. Influence of couterface topography on the wear of ultra high molecular weight polythylene under wet or dry conditions. In: Lee L-H, editor. Polymer wear and its control. Washintong DC: Amercan Chemical Society,.