

Estudio de los esfuerzos en las extremidades inferiores del cuerpo humano, cuando son sometidas a la operación de controles de pie

Gilberto Piña Piña*, Norma Angelica Guzmán Alanis*, Arturo Abúndez Pliego**, José Maria Rodríguez Lelis*** y José Antonio Arellano Cabrera***

Recepción: 26 de octubre de 2011
Aceptación: 05 de octubre de 2012

* Instituto Tecnológico de Toluca, Estado de México, México.

** Centro de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México.

*** Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México.

Correos electrónicos: gpina@ittoluca.edu.mx; arturo.abundez@uabc.edu.mx; jmlelis@cenidet.edu.mx y aarellanoc@cenidet.edu.mx

Se agradecen los comentarios de los árbitros de la revista.

Resumen. Se desarrolla un modelo analítico para simular el comportamiento mecánico de la articulación de la rodilla humana, la cual está compuesta por una fase sólida. Se presenta la formulación teórica y la descripción de las ecuaciones que representan el modelo, también se proporciona la implementación de las ecuaciones mediante la solución de un problema real.

Palabras clave: fase sólida, articulación de la rodilla, modelo analítico.

Study of the Inferior Extremity Efforts of the Human Body When they are Operated of Foot Control

Abstract. An analytical model is being developed to simulate the mechanical behavior of the human knee joint, which is composed from a solid phase. The theoretical formulation and the description of the equations that represent the model are presented. It also provides the implementation of equations through the solution of a real problem.

Key words: solid phase, joint of the knee, analytical model.

Introducción

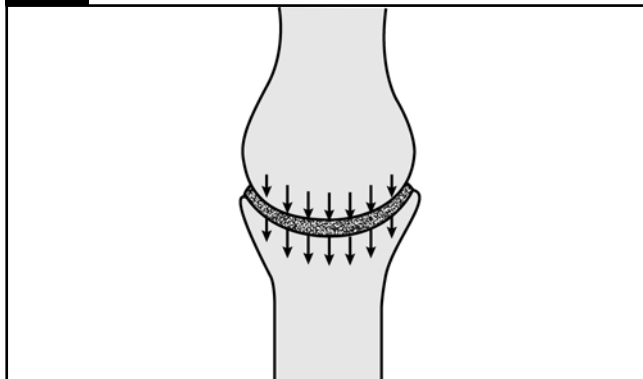
El objetivo básico de la ingeniería de los factores humanos es lograr una funcionalidad efectiva de cualquier equipamiento o ayuda física que utilice el ser humano (McCornick, 1993). La presente investigación enfoca la atención en analizar la biomecánica de aquellas personas que realizan su actividad en una posición de pie al operar máquinas tales como: prensas

manuales, máquinas mecánicas de corte y de formado etc. La articulación de la rodilla es la más comprometida en este tipo de actividades laborales, así que el análisis se hará en dicha articulación. Cabe mencionar que los esfuerzos a que se somete el cuerpo humano en las condiciones de trabajo antes mencionadas es relativamente similar y por esta razón el método que se propone en este análisis, para cuantificar los esfuerzos es el mismo; obviamente, los resultados numéricos variarán en función de la cantidad de fuerza que se tenga que aplicar para cada situación específica. Las ecuaciones que se deducirán son aplicables a todos los casos.

1. Proceso de análisis

Se consideran los puntos de contacto entre los cóndilos femorales y el platillo de la tibia durante la operación de controles de pie. En dichos puntos se incrementa la presión al operar diversas máquinas en diferentes operaciones dentro de la pequeña y mediana industria principalmente. De la figura 1 se observa que los contactos están uniformemente

Figura 1. Contacto entre los cóndilos femorales y la superficie tibial.



distribuidos sobre toda la superficie, tanto en los cóndilos femorales como en la glenoide.

El objetivo es calcular la máxima fuerza permisible que puede resistir la articulación de la rodilla cuando se le somete a cargas externas provocadas por diferentes actividades de tipo laboral.

Ahora se procede a calcular la máxima fuerza en función del módulo elástico del hueso y las características geométricas del mismo. En la figura 2, las flechas muestran la variación de fuerzas en función del ángulo entre el fémur y la tibia.

Se sabe, por la biomecánica de los huesos largos, que la mayor parte de los esfuerzos tienen lugar en las articulaciones (Jay *et al.*, 2004), con esto en mente se procede a calcular los esfuerzos en la articulación formada por el fémur y la tibia.

Debido a la forma semiesférica de la articulación de la rodilla y sabiendo que la epífisis de los huesos está compuesta por hueso trabecular, cuya superficie corresponde al cartílago articular que tiene un espesor aproximado de 3mm, como se muestra en la figura 3. El cartílago articular está en contacto con su contraparte que corresponde al platillo tibial y entre ellos se interpone el menisco que ayuda a amortiguar las presiones. En este estudio se determina una expresión matemática que permita calcular la fuerza máxima externa aplicada que minimice el esfuerzo entre el cóndilo femoral y la glenoide. Para esto, se emplea el método de los cascarones delgados de revolución (Popov, 2000 y Carpenter, 2008).

Considere la figura 4a, la cual representa a una media esfera de la que se toma una parte infinitesimal figura 4b y se obtiene la siguiente geometría.

Ahora se descompone la parte infinitesimal geométrica sobre cada uno de los planos que la forman como se aprecia en la figura 5a, 5b y 5c, respectivamente.

Para definir las expresiones referentes al método propuesto, es necesario recurrir a la figura 4b. Los radios r_0 y r_2 se

Figura 2. Variación de las fuerzas en función del ángulo.



Figura 3. Hueso trabecular rodeado por el cartílago articular.

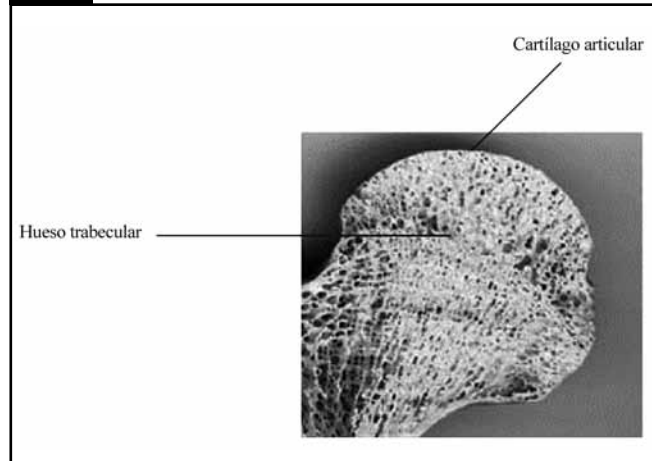
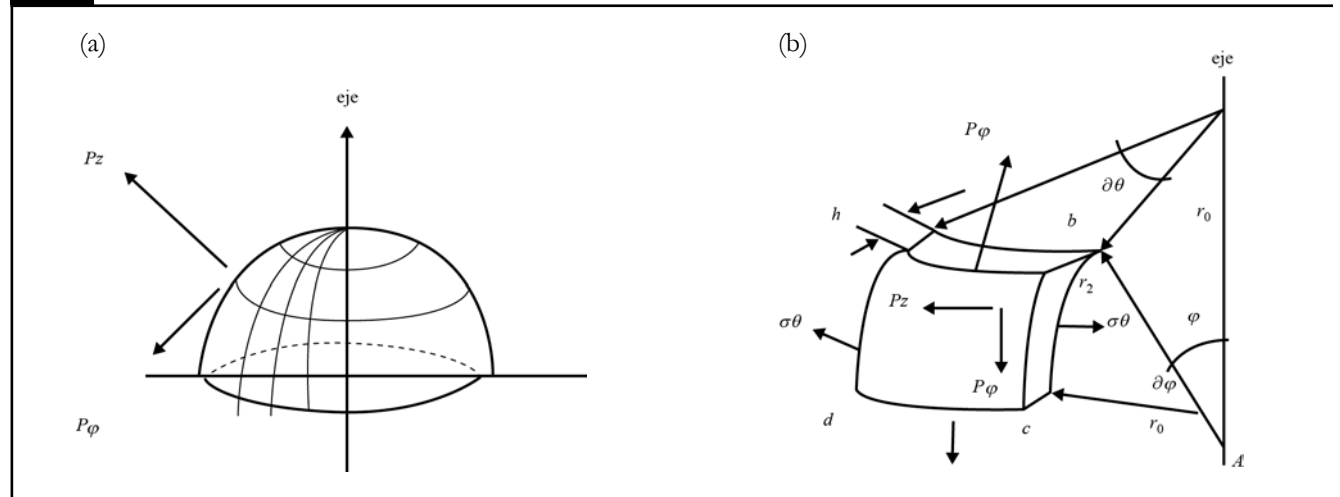


Figura 4. Método de los cascarones delgados de revolución.



relacionan por la expresión: $r_0 = r_2 \text{sen } \varphi$, como se muestra en las figuras 5a, 5b y 5c, respectivamente. Con los radios r_0 y r_1 conocidos y los ángulos infinitesimales subtendidos $\partial\theta$ y $\partial\varphi$ las longitudes de los arcos infinitesimales del elemento curvilíneo del cascarón son: $r_0 \partial\theta$ y $r_1 \partial\varphi$, respectivamente.

Este análisis se limita a cascarones de revolución simétrica cargados. En este caso la carga por unidad de superficie consiste en las cargas P_z normal a la superficie del cascarón y P_φ tangencial al meridiano. Para un ángulo dado φ , estas cantidades permanecen constantes a lo largo de un eje paralelo.

Las ecuaciones que rigen a los esfuerzos $\partial\varphi$ y $\partial\theta$ se establecen a partir de dos condiciones de equilibrio. Una de ellas se obtiene sumando las fuerzas en la dirección normal al plano tangente del elemento infinitesimal. Como el área transversal a lo largo de cada uno de los bordes verticales de un elemento infinitesimal es $hr_1 \partial\varphi$ y el esfuerzo circunferencial transversal que actúa en tales áreas es σ_θ , las fuerzas horizontales que

actúan en el aro infinitesimal son: $\sigma_\theta hr_1 \partial\varphi$, como se ve en la figura 5a. Estas dos fuerzas, inclinadas cada una en un ángulo $\partial\theta/2$, con respecto al plano tangente, producen una componente horizontal igual a $2\sigma_\theta hr_1 \partial\varphi (\partial\theta/2)$ que actúa hacia el eje del cascarón. Tal fuerza horizontal se debe multiplicar por el $\text{sen } \varphi$ para determinar la componente de fuerza normal que actúa hacia el punto A (ver figura 5a).

La componente de fuerza normal originada por los esfuerzos meridianos, se determina por la geometría de cada uno de los planos que forman la parte infinitesimal. Aunque tales esfuerzos, así como la longitud de los bordes del elemento pueden variar desde la parte superior hasta la parte inferior, en esta proyección dichos cambios son cantidades infinitesimales de mayor orden que las otras que la componen y pueden ser despreciadas. El área infinitesimal de la superficie es: $r_0 \partial\theta r_1 \partial\varphi$, la resultante debida a P_z , que actúa en esta superficie, se puede hallar como se indica en la figura 5b. La carga tangencial P_φ no da ninguna fuerza componente a la dirección considerada y por esta razón no se incluye en los diagramas de las figuras 5.

La suma de las fuerzas normales se obtiene a partir de:

Para, $\sum fn = 0$ se tiene:

$$\sigma_\theta hr_1 \partial\varphi \partial\theta \text{sen } \varphi + \sigma_\varphi hr_0 \partial\theta \partial\varphi - P_z r_0 \partial\theta r_1 \partial\varphi \quad (1)$$

Recordando que: $r_0 = r_2 \text{sen } \varphi$, entonces sustituimos esta ecuación en ecuación (1) y se simplifica.

$$h(\sigma_\theta r_1 \partial\varphi \partial\theta \text{sen } \varphi + \sigma_\varphi r_2 \text{sen } \varphi \partial\theta \partial\varphi) = P_z r_0 \partial\theta r_1 \partial\varphi$$

$$\frac{\partial\theta r_1 \partial\varphi \partial\theta \text{sen } \varphi}{r_0 \partial\theta r_1 \partial\varphi} + \frac{\partial\varphi r_2 \text{sen } \varphi \partial\theta \partial\varphi}{r_0 \partial\theta r_1 \partial\varphi} = \frac{P_z}{h}$$

$$\frac{\sigma_\theta \text{sen } \varphi}{r_0} + \frac{\sigma_\varphi r_2 \text{sen } \varphi}{r_0 r_1} = \frac{P_z}{h}$$

$$\frac{\sigma_\theta \text{sen } \varphi}{r_2 \text{sen } \varphi} + \frac{\sigma_\varphi r_2 \text{sen } \varphi}{r_2 \text{sen } \varphi r_1} = \frac{P_z}{h}$$

$$\frac{\sigma_\theta}{r_2} + \frac{\sigma_\varphi}{r_1} = \frac{P_z}{h} \quad (2)$$

Donde:

P_z = Fuerza aplicada

h = Espesor del cascarón

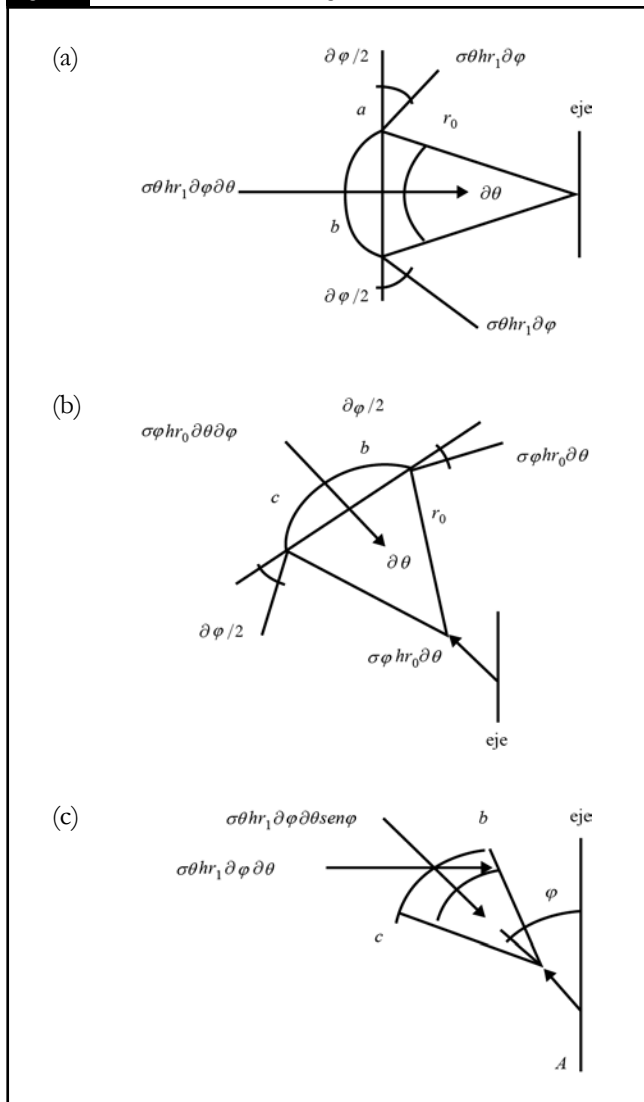
r_1 = Radio interior del cascarón

r_2 = Radio exterior del cascarón

σ_θ = Esfuerzo de aro

σ_φ = Esfuerzo meridional

Figura 5. Método de los cascarones delgados de revolución.



Como el objetivo es determinar la máxima fuerza que puede ser aplicada a través de la articulación de la rodilla, debemos tener en cuenta las propiedades geométricas. De la figura 2, específicamente de las dimensiones de la parte en la cual se concentran los esfuerzos, la concentración tiene lugar en la superficie de la articulación, esto lo podemos apreciar en la figura 6.

De la figura 6 se hace una sección para poder determinar las dimensiones de los radios interior y exterior respectivamente, dichos radios se observan en la figura 7.

Experimentalmente sabemos que el diámetro promedio de la epífisis del fémur es de aproximadamente cuatro centímetros, esto implica que el radio es de dos centímetros; se sabe que la estructura interna del hueso se puede considerar como hueca para efectos de cálculo de esfuerzos, ya que éstos varían linealmente desde el origen, por lo que su pared tiene un espesor de aproximadamente 1 centímetro, esto implica que el radio interno, es de 1 centímetro (Radín, 2008).

Por otro lado, el módulo de elasticidad se relaciona con el esfuerzo y la deformación por la expresión:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3)$$

Esta relación es válida solamente cuando la deformación es menor que la unidad.

Despejando el valor σ de la ecuación (3), sustituyendo en la ecuación 2, simplificando y despejando Pz se tiene:

$$Pz = \frac{hE\varepsilon(r_1 + r_2)}{r_1r_2} \quad (4)$$

La ecuación (4) permite calcular la máxima fuerza que se puede aplicar con la pierna sin que haya lesión en la articulación de la rodilla. Como se mencionó al inicio de la investigación, el valor numérico al aplicar la expresión 4, variará dependiendo de la actividad específica que se realice.

Prospectiva

A pesar de la falta de estudios prospectivos y las diferentes hipótesis en cuanto a los mecanismos que provocan enfermedades de tipo laboral en el sistema músculo-esquelético del ser humano, la evidencia médica indica que éstos son multifactoriales. Es importante la realización de investigaciones que abarquen todos los factores de riesgo biomecánico enfocado a desórdenes músculo-esqueléticos con el fin de prevención o mitigación de tales riesgos y con la finalidad de reducir la presencia de accidentes de trabajo, enfermedades de tipo profesional y ausentismo laboral, lo cual trae como

consecuencia costos elevados por atención médica y pago de incapacidades tanto al sector privado como público.

Existe una confusión en la definición de seguridad e higiene dentro del sector público y privado, ya que sólo se previenen condiciones de incendio, toxicológicas y de manera muy ambigua condiciones ambientales, descuidando por completo el diseño de las estaciones de trabajo individual.

El personal operativo pasa en promedio 7 horas diarias en su estación de trabajo y los factores de riesgo en dicho lugar ocupan un alto índice de ocurrencia principalmente en aspectos biomecánicos, ambientales (ruido, iluminación, temperatura, exposición a vibraciones mecánicas, factores antropométricos) y condiciones fisiológicas; la apatía a estos factores de riesgo incrementa los accidentes de trabajo y las enfermedades de tipo laboral.

Conclusiones

En la actualidad, existen empresas que no han considerado el postulado principal de la ergonomía que se refiere a que el medio de trabajo se debe adaptar al ser humano y no el hombre al medio de trabajo. Tales empresas continúan diseñando sus herramientas, dispositivos y demás ayudas físicas sin tener en cuenta factores humanos. Esto se debe a que los que toman decisiones tienen la idea errónea de que hacer más confortables y seguras las áreas de trabajo es un gasto y no una inversión. Los especialistas en la ingeniería de factores humanos han probado por múltiples métodos que los diseños ergonómicos son rentables y cuentan con un soporte científico en la aplicación de métodos y diseño de implementos de trabajo, aunque la recuperación de la inversión sea a mediano y largo plazo.

Figura 6. Concentración de esfuerzos en el cartilago articular.

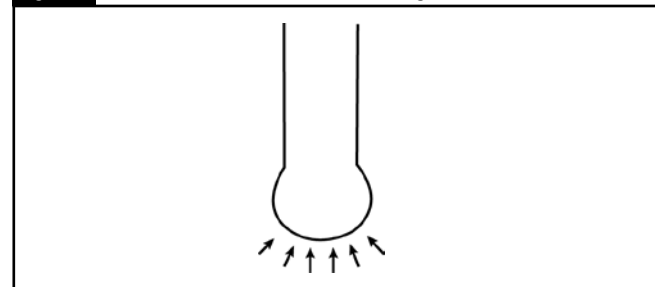
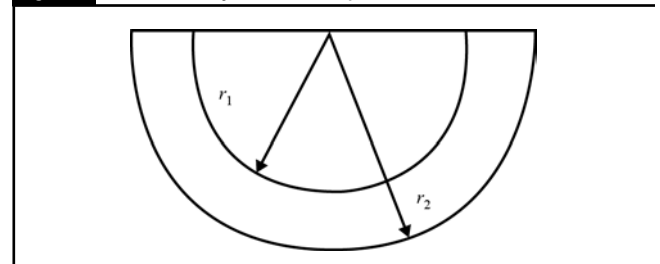


Figura 7. Radios interior y exterior de la epífisis del hueso del fémur.



Bibliografía

- J. McCornick E. (1993). *Human Factors in Engineering and Design*. McGraw-Hill.
- P. Popov E. y A. T. Balan (2000). *Mecánica de sólidos*. Pearson.
- Wooley, G. R. & D. R. Carver, (1971), "Stress Concentration Factors for Bonded Lap Joints", *Journal of Aircraft*. Vol. 8: 817-820.
- Harris, J. A. & R. D. Adams (1984), "Strength Prediction of Bonded Single Lap Joints by Non-Linear Finite Element Methods", *International Journal of Adhesion and Adhesives*. Vol. 4: 65-78.
- Goland M. & E. Reissner (1999). "The Stresses in Cemented Joints", *Journal of Applied Mechanics*. Vol. 66: A17-A27.
- Tsai, M. Y. & J. Morton, (1994), "An Evaluation of Analytical and Numerical Solutions to the Single-Lap Joint", *International Journal of Solids and Structures*. Vol. 31: 2537-2563.
- Harrison N. L. & W. J. Harrison (1972). "The Stresses in an Adhesive Layer", *Journal of Adhesion*. Vol. 3: 195-212.
- Cooper, P. A. & J. W. Sawyer (2006). *A Critical Examination of Stresses in an Elastic Single Lap Joint*. Report. Núm. TP-1507, NASA.
- Adams, R. D. & N. A. Peppiatt (1994). "Stress Analysis of Adhesive-Bonded Lap Joints", *Journal of Strain Analysis*. Vol. 9: 185-196.
- Barker, R. M. & F. Hatt (2005). "Analysis of Bonded Joints in Vehicular Structures", *AIAA Journal*, Vol. 11: 1650-1654.
- Guess, T. R.; R. E. Allred & F. P. Gerstle (2002). "Comparison of Lap Shear Test Specimens", *Journal of Testing and Evaluation*. Vol. 5: 84-93.
- Carpenter, W. C. (2008). "Finite Element Analysis of Bonded Connections", *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. Vol. 6: 450-451.
- Jay D. Humphrey & S. L. Delange (2004). *An Introduction to Biomechanics*. Springer.
- Eric L. Radin y S. R. Simon (2008). *Biomecánica práctica en ortopedia*. Limusa.



Andrea Lelaya Freyman
Paisajes y desnudos



Representaciones retóricas



Título: montes
Soporte: lienzo
Técnica: acrílico



Título: morado
Soporte: madera
Técnica: acrílico



Título: paisaje rocoso
Soporte: madera
Técnica: acrílico



Título: paisaje naranja
Soporte: lienzo
Técnica: acrílico