

ANÁLISIS DE LAS DEFORMACIONES DE LA TIBIA HUMANA A CONSECUENCIA DEL GENU VARUM

Ing. Z Javier Macedonio Barral. * Ing. Edgar F Cruz Pérez. ** Dr. Sergio Iriarte Vincenti.
*** Dr. Celestino Arias. ***

RESUMEN

El Genu Varum (piernas arqueadas), corresponde a una alteración en el eje axial que presentan todos los niños durante su desarrollo. Desde el punto de vista de la Ingeniería de los materiales, el genu varum se lo considera como un desplazamiento de la articulación en sentido externo al eje de presión

Esta investigación, mediante un riguroso análisis matemático de la geometría estructural de la tibia y la función física de sus elementos, plantea la determinación de los puntos críticos de flexionamiento. Un diagrama de esfuerzos con sus respectivas coordenadas, el tipo de esfuerzo que sufre y las fuerzas que deberían aplicarse para un alineamiento sin proceder con un corte de la misma.

Este estudio también plantea una metodología de análisis mediante un diagrama vectorial de los vectores fuerza que actúan en los tendones externos (peroneo) e interno como así el vector de reacción de la tibia deformada a consecuencia del genu varum. Con este análisis se plantea una explicación del por qué el genu varum se detiene a causa de la reacción compensativa de la tibia ante el desplazamiento de la articulación.

Para todo lo anteriormente planteado se considera la técnica de Ilizarov para la aplicación de este método de alineamiento

Palabras clave: Ilizarov, Tibia, Genu varum, Biomecánica Mecánica de materiales.

INTRODUCCIÓN.

La tibia es un hueso largo que soporta el peso del cuerpo. El extremo que se articula con el fémur es ancho y tiene los cóndilos medial y lateral que se articulan con los cóndilos del fémur. Tiene una cara superior plana, el platillo tibial se compone de los Cóndilos y una eminencia entre los cóndilos, nombrada "eminencia intercondílea". Esta eminencia encaja en la fosa intercondílea del fémur como una pieza de rompecabezas.

Para el análisis se tomó en cuenta que el cartílago articular con su función de amortiguar y evitar el rozamiento y desgaste de los extremos óseos y que estos encajen de mejor forma entre sí, como a su vez de transmitir y distribuir las fuerzas actuantes y de esta forma convertirlas en esfuerzos.

Además tomando en cuenta que la principal propiedad es su elasticidad, de esta forma



tomando en cuenta esta y su gran capacidad de poder restitirse frente a grandes esfuerzos. También tomando en cuenta que al ser presionado el cartílago secreta un líquido de su propio tejido hacia la cavidad articular y cuando esta presión cesa el líquido es absorbido nuevamente.

El hueso trabecular o esponjoso con sus características físicas de distribución de las fuerzas en toda la estructura del hueso cortical hacen que se llegue a las siguientes conclusiones físicas de comportamiento de la estructura tibial.

Debido a las características físicas anteriormente descritas, del cartílago articular y el hueso esponjoso. Se concluye que el área de contacto de la cabeza de la tibia se lo puede considerar como un sistema de esfuerzo hidrostático, es decir que todas las fuerzas aplicadas en la cabeza de la tibia son distribuidas uniformemente en todo el área de contacto de la cabeza de la tibia.

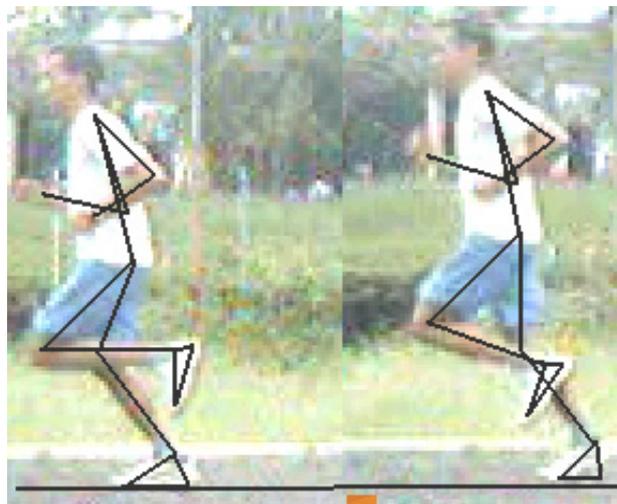
Esta conclusión es importante para el análisis de los esfuerzos, ya que nos permite desestimar la geometría de la cabeza de la tibia y todos los elementos que intervienen en la articulación de la rodilla.

Es importante también mencionar que esta investigación toma en cuenta dos elementos importantes que provocan un efecto de compresión externa de la tibia, como son los tendones externo (peroneo) e interno las cuales ejercen también una fuerza de compresión en la articulación de la rodilla.

De la siguiente fotografía se realiza un análisis dinámico del movimiento de individuo, del cual se obtiene como resultado la relación del peso normal y la multiplicidad de la misma en actividad no forzada como también forzada, ver figura 1 y ecuación 1.

En la figura 2 la línea vertical corresponde a la alineación de la tibia fémur, con la línea de presión correcta, el vector fuerza fht 10, es el resultado de frf, frt que son los vectores fuerza del fémur con un varo de beta 10 grados de desplazamiento, la línea segmentada representa una tibia con deformación compensativa, siendo fv tibia la fuerza de reacción vertical de la tibia deformada, con frf el vector fuerza del fémur, como resultado el ultimo vector horizontal es de menor magnitud, en comparación con el de un varo sin deformación de la tibia.

FIGURA 1



$$R_{fl} := \frac{F_{vd1}}{F_{p1}} \quad \boxed{R_{fl} = 1} \quad \text{Ecuación 1}$$

De esta relación de multiplicidad de las Fuerzas es notoria de 1.765 en actividad no forzada a 3.739, en actividad forzada, de estos resultados se determina que en un individuo con actividad física forzada se presentara una deformación compensativa de la tibia frente al genu varum, como se observa en la figura 2, que ya fue analizada.

FIGURA 2

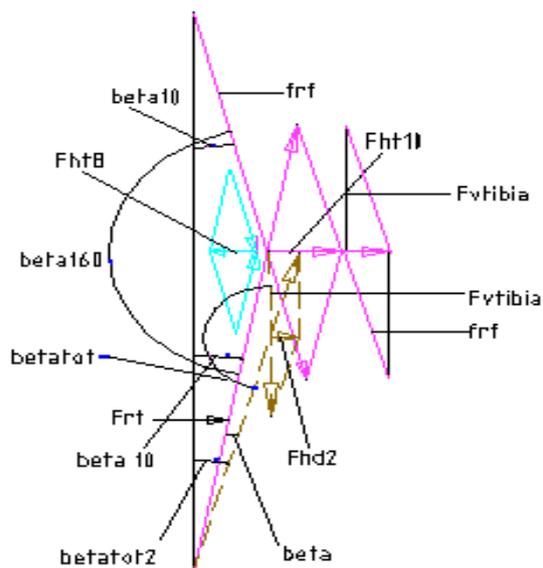


Diagrama vectorial de las fuerzas actuantes en la rodilla y vectores fuerza de la tibia deformada

Cartesiano conocido por el contrario están distribuidas en el espacio.

La determinación de las ecuaciones matemáticas de la estructura tibial son planteadas para darle mayor precisión a los cálculos y de esta determinar los puntos crítico encontrados tengan mayor fiabilidad.

ANÁLISIS DE LA DEFORMACIÓN DE LA TIBIA

Para proceder con el análisis se consideró primeramente que el tipo de impacto que sufre la cabeza de la tibia es un impacto por choque y no así un impacto por fuerza, ya que un impacto por choque es súbito e instantáneo, este sería el tipo de impacto que sufre la cabeza de la tibia en una actividad forzada, produciéndose así la deformación de la misma, por el contrario en un impacto por fuerza, ya que un impacto por choque es súbito e instantáneo, este sería el tipo de impacto que sufre la cabeza de la tibia en una actividad forzada, produciéndose así la deformación de la misma, por el contrario en un impacto por fuerza la aplicación de la misma es gradual y no súbita esta consideración sería válida para un individuo con actividad no forzada y en este caso se presentaría un varo constante en su desplazamiento.

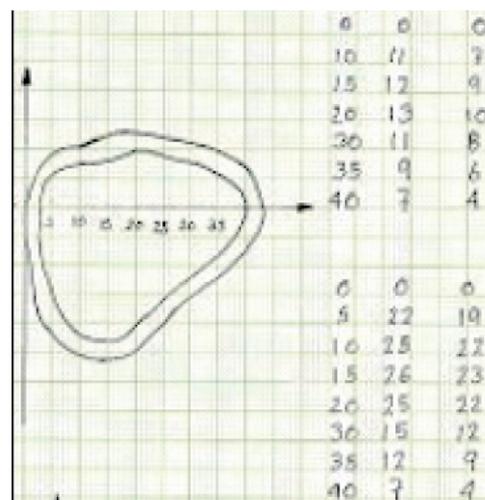
1. Se consideró que la deformación de la tibia no se produce por la fuerza horizontal en la articulación que actúa en la cabeza de la tibia, porque este estaría en contra de la lógica física de la flexión.
2. Un análisis por PANDEO es desestimado por que este está basado en la falla instantánea o súbita, que se produce en función de una fuerza crítica, esta sabido que la tibia falla en función de una fuerza cíclica y no así de una fuerza súbita, entonces lo más adecuado sería hablar de fatiga.
3. Para hablar en términos de fatiga no es solo referirse de la presencia de fisuras, ya que cuando el material empieza a perder algunas propiedades físicas o geométricas, entonces se empezaría a estimar la presencia de fatiga del material. Este concepto es desestimado.
4. La obtención de la fuerza cíclica sería interesante desde el punto de vista matemático, pero no tendría una importancia real y relevante ya que lo importante en este análisis,

es el encontrar la fuerza de traccionamiento la cual deberá ser aplicada gradualmente en el aparato de ILIZAROV.

5. En función a esta fuerza y las ecuaciones geométricas que rigen la estructura geométrica de la tibia, se plantea los puntos aproximados donde se presentan los desplazamientos geométricos de la estructura de la tibia, ya que estos desplazamientos no se producen en un solo plano.

Para tal cometido se planteó el seccionamiento de la tibia axialmente en 20 niveles, para los cuales se esbozó 20 planos axiales y 7 planos transversales con centro de origen determinado, como se observa en la figura 3, uno de los seccionamiento axiales junto a las coordenadas del spline (línea de contorno).

FIGURA 3



Para la determinación de la ecuación matemática de los esplines se utilizó los métodos numéricos mediante el método de Newton Raphson el cual se consideró el más adecuado.

Llegando al siguiente tipo de ecuación 2.

Ecuación 2

$$y = -0.87 + 5.706x - 0.756x^2 + 0.038x^3$$

También se determinó las ecuaciones matemáticas de los perfiles de la tibia. Como en el anterior caso también se recurrió a los métodos numéricos, una vez obtenida las ecuaciones matemáticas de los perfiles. Se determinó mediante el cálculo diferencial las líneas de acción y el punto de mayor concentración de esfuerzos, ecuación 3.

Ecuación 3.

$$x := 2 \quad \frac{d^1}{dx^1} (-0.87 + 5.706x - 0.756x^2 + 0.038x^3) = \blacksquare$$

Dando este análisis como resultado que el mencionado punto está a 156.3 grados del plano de la cara frontal externa de la tibia y a 47mm por debajo de la línea final de la cabeza del hueso cortical, como se ve en las siguientes figuras 4,5.

FIGURA 4

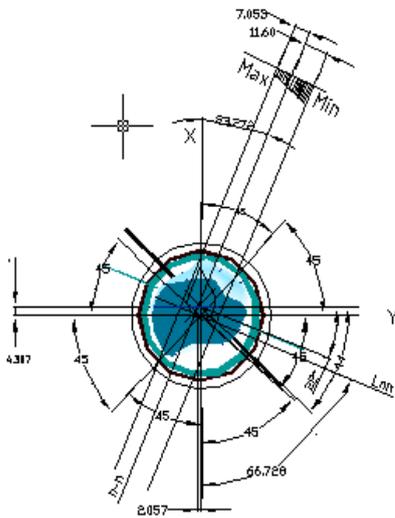
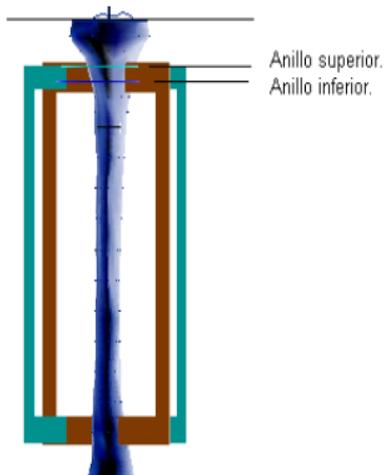


Diagrama de esfuerzos y coordenadas en el área crítica axial de la tibia

n-n: Línea neutra
Lnn: Línea normal a la línea neutra
Min: Esfuerzo mínimo de compresión
Max: Esfuerzo máximo de compresión

FIGURA 5



Anillo superior y margen superior izquierdo, coordenadas de estimación geométrica.

Anillo inferior y margen posterior izquierdo, coordenadas calculadas.

Los diagramas anteriores fueron esquematizados gracias a un modelado virtual tridimensional en base a las ecuaciones matemáticas encontradas y un adecuado manejo de las coordenadas que se realizó para este estudio, el mismo que fue realizado en un software especializado en el diseño mecánico como lo es el MECHANICAL DESKTOP.

Teniendo en cuenta que este software ha sido y es utilizado en investigaciones biomecánicas en el extranjero.

Mediante la utilización del cálculo integral (ecuación 4) se determinó las 20 áreas axiales que representan a la estructura de la tibia.

Ecuación 4

$$\int_0^{26} (a_{014} + a_{114}x + a_{214}x^2 + a_{314}x^3) + (a_{015} + a_{115}x + a_{215}x^2 + a_{315}x^3) dx = \blacksquare$$

Para la determinación del centro de presión en la cabeza de la tibia se recurrió al cálculo integral, como se muestra en la siguiente ecuación 5.

Ecuación 5

$$X = \frac{\int_a^b x \cdot f(x) dx}{\int_a^b f(x) dx} \quad Y = \frac{0.5 \left(\int_a^b f(x)^2 dx \right)}{\int_a^b f(x) dx}$$

A su vez se determinó una constante para la determinación de la variabilidad del área del hueso cortical.

Todo el análisis anteriormente desarrollado es utilizado para determinar la fuerza de compresión concéntrica para comprimir la tibia en 0.01mm.

Con esta fuerza de compresión encontrada se desarrolla, un análisis de esfuerzo de compresión excéntrica, ecuación 6. Este análisis está referido específicamente en el punto de concentración de esfuerzos anteriormente encontrado. Debido a que el área del punto del lugar geométrico tiene vital importancia es que se siguió todo el análisis geométrico de la estructura de la tibia, como así encontrar una constante de la variabilidad del área del hueso cortical

Ecuación 6

$$\sigma_{\max\min} = \frac{F}{Ax_s} + \frac{My}{Wy} + \frac{Mz}{Wz}$$

Debido al área Axs y la complejidad de la sección de la tibia, es que esta se la considera como elíptica para la simplicidad de los cálculos.

Como resultado se determina, que la tibia en ningún momento ni la coordenada geométrica de su estructura sufre un esfuerzo de traccionamiento, solo sufre esfuerzos de compresión, siendo a 156.3 grados la compresión máxima y en el otro extremo de esta coordenada el esfuerzo de compresión mínima, ver ecuaciones 7,8, determinando también las coordenadas de la línea neutra.

Ecuaciones 7-8

$$\sigma_{\max} = \frac{-F_{\text{def}}}{A_{\text{anillo}}} + \frac{My}{W_y} + \frac{Mx}{W_x}$$

$$\sigma_{\max} = \frac{N}{\text{mm}^2}$$

La tensión mínima será:

$$\sigma_{\min} = \frac{-F_{\text{def}}}{A_{\text{anillo}}} - \frac{My}{W_y} - \frac{Mx}{W_x}$$

$$\sigma_{\min} = \frac{N}{\text{mm}^2}$$

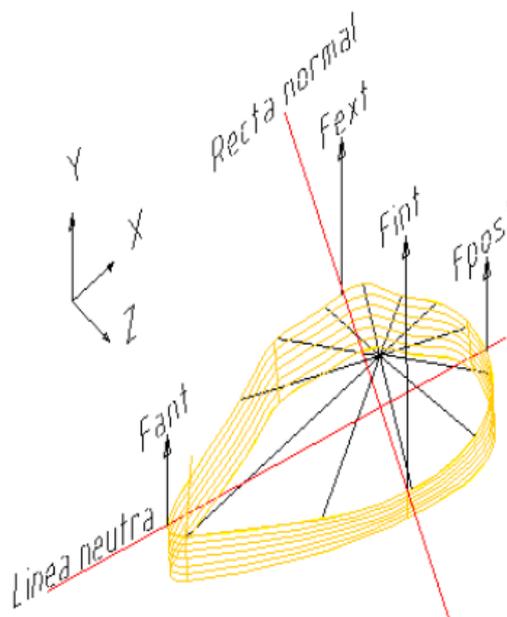
El contenido de toda esta investigación se resume en las figuras 6 y especialmente en el cuadro 1 y figura 7 que se refiere a las coordenadas y las fuerzas que se proponen para ser aplicadas en el aparato de ILIZAROV. Solo se tomó en cuenta cuatro coordenadas para el traccionamiento de la tibia, pudiendo ser esta cantidad de elementos traccionantes mayor, a su vez se hace una descripción de la magnitud de las fuerzas a ser aplicadas con sus respectivas coordenadas de ubicación figura 6,7 y cuadro 1.

Figura 6



Cuadro 1

Fuerza	Posición	Cuadrante	Magnitud
Fint	Cara lateral interna	Segundo y Tercer cuadrante	50,449 N
Fext	Cara lateral externa	Cuarto y Primer cuadrante	26,44 N
Fant	Anterior línea neutra	Tercer y Cuarto cuadrante	21,251 N
Fpost	Posterior línea neutra	Primer y Segundo cuadrante	21,251 N



DISCUSIÓN

Lo que se plantea a la comunidad médica con esta investigación es una aplicación más de la técnica de ILIZAROV, basada en un análisis netamente matemático, en función de la movilidad del individuo y características estructurales de la tibia, la metodología y los resultados de este análisis no son irrefutables, lo único que se intenta con este análisis es dar una explicación del comportamiento óseo desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica. Todo comentario critica u observación es aceptada desde los puntos de vista médicos y de ingeniería.

CONCLUSIONES

En sistemas biomecánicos existen varios errores.

Según Hatze. En las formas reales y las calculadas.

Según Nigg. Es el análisis de la dinámica del sistema biológico real y la planteada biomecánicamente, suponiendo:

1. Que son elementos rígidos.
2. Elementos de revolución y geometría conocida.

3. La cantidad de elementos que intervienen.
Siendo el sistema real de elementos de gran rigidez, masas y tejidos blandos, la geometría de los elementos es totalmente irregular.

Otro problema importante es la de determinar las frecuencias y sus funciones matemáticas.

Es por las anteriores razones que se dio un alto énfasis en la geometría de la tibia como en el comportamiento de los tendones externo e interno.

Se concluye con esta investigación que:

- 1.- Con una actividad cuasi estática el varo es constante en su avance, ya que no sufre la tibia una deformación por impacto de choque solo un impacto por fuerza, que no incide en la deformación de la tibia.
- 2.- Se plantea una forma de determinar la fuerza de restitución de los tendones mediante un análisis de vectores fuerza.
- 3.- Al estudiar la tibia, debido a las características del hueso esponjoso y a los cartílagos, este sistema puede ser considerado como un sistema hidrostático.

4.- Se determinó el punto donde la estructura de la tibia sufre mayor concentración de esfuerzos, planteando la consideración de que este punto debería tener especial cuidado a la hora de practicar algún tipo de intervención quirúrgica, además siendo este punto donde con mayor certeza se produciría fracturas por fatiga en deportistas.

5.- Se determina las fuerzas y coordenadas a ser aplicadas para traccionar la tibia sin recurrir a una intervención quirúrgica.

6.- Al determinar el mapa de comportamiento de los esfuerzos de la tibia y el modelado virtual se podrá apreciar de forma tridimensional los puntos de mayor esfuerzo.

7.- Se concluye que de la interacción entre médicos e ingenieros se podría optimizar ciertos tratamientos, además de encontrar explicaciones técnicas a ciertas malformaciones, a su vez ingresar a la investigación de estas para el desarrollo de equipos que beneficien a la comunidad.

REFERENCIAS

1. Bustos Fernando; *Semiología quirúrgica y diagnóstico*. Ediciones El Ateneo, Buenos Aires 1952.
2. *Memorias del segundo congreso Latinoamericano*; Rodríguez R, Márquez C, Muller Karger, Martínez E. Centro de Bioingeniería Universidad central de Venezuela. Departamento de Mecánica Universidad Simón Bolívar Venezuela. Habana 2001
3. Dr. Suárez Jaime Dr. Marín Manuel; *Resultados del alargamiento tibial con la técnica Ilizarov*. Sección III *Ortopedia Infantil Clínica de los Andes*, Barranquilla Colombia 1997.
4. Dr. García Cristian; *Fracturas por fatiga*. Boletín de la escuela de Medicina, Universidad Católica de Chile 1998.
5. Gedaniy P Ivanov; *Deformidades congénitas y adquiridas*. Centro Científico Ilizarov de Rusia 2007.
6. Buroni Federico, Comiso Pablo, Cisilino Adrián, Sammartino Mario; *Determinación de las constantes Elásticas Anisótropas del Tejido Óseo Utilizando Tomografías Computadas*. Universidad Nacional del Mar del Plata, División de Soldadura y Fractomecánica, Clínica de fracturas y ortopedia. Bariloche Argentina 2001.
7. Mclean W G; *Mecánica técnica*. Editorial Mcgraw Hill Schaum.
8. Aviles Rafael; *Análisis de Fatiga en máquinas*. Editorial Thompson, Madrid España 2005.
9. Norton Robert L; *Diseño de máquinas*. Editorial Pearson Prentice Hall, E.U.A 1999.
10. Byars Edward F, Snyder Robert D; *Editorial Intext Educational Publishers*, Nueva York E.U.A 1975.
11. Pisarenko G S, Yakolev A P, Matvéev V V; *Editorial Mir Moscu*, Moscu 1979.

12. *Problemas de resistencia de materiales; Miroljubov I, Engalichev S, Serguievski N, Almametov F, Kuritsin N, Smirov-Vasiliev K, Yashina L; Editorial Mir Moscu. Moscu 1981.*
13. *Elementos de Métodos Numéricos Para ingeniería; Academia de análisis numérico Departamento de Matemáticas de la Universidad de Guadalajara; Editorial McGraw Hill Mexico 2001.*
14. *Chungara Castro Victor; Calculo I. Editorial COSEL, La Paz Bolivia. Chungara Castro Víctor; Calculo II. Editorial*
15. *Kindle Joseph H; Geometría Analítica. Editorial Mc Graw Hill México 1991.*

Nota: En un próximo avance en este tipo de estudios se buscara el mapa de esfuerzos desde el punto de vista de las isoareas para una mejor interpretación médica de los resultados.