



**Revista Internacional de Investigación e Innovación
Tecnológica**

Página principal: www.riit.com.mx

**Diseño y simulación de Órtesis de descarga para tratamiento de enfermedad Legg Calvé
Perthes: un enfoque ergonómico**

**Simulation and design of discharge Orthosis for the treatment of Legg Calvé Perthes
disease: an ergonomic approach**

Pérez-Yebra, A.E.^a, De la Cruz-Alejo, J.¹, Demeneghi-Noriega, G.^b, Nava-Carrillo, J.C.^b

^aInstituto Tecnológico Superior de Coatzacoalcos, Coatzacoalcos, Veracruz. México;
e-mail: arbey_aep@hotmail.com

¹Mechatronic Department, Tecnológico de Estudios Superiores de Ecatepec, Ecatepec, Estado de México; e-mail:
jdelacruz@tese.edu.mx

^bCarrera de ingeniería Mecatrónica. ITESCO. Coatzacoalcos, Veracruz. México.

Innovación tecnológica: Ergonomía en órtesis de descarga en abducción para tratamiento conservador de la enfermedad de Legg-Calvé –Perthes.

Área de aplicación industrial: Ortopedia e Ingeniería en Biomedicina.

Recibido: 01 Agosto 2017.

Aceptado: 20 Octubre 2017.

Abstract

Legg-Calvé Perthes is a juvenile disease that appears between 2 and 8 years old, with an incidence rate from 1 to 10 000 persons, affects male children with a relation of 5:1 man-woman and consist of a necrosis in the femoral head, which dies due to the lack of blood irrigation. There are several treatments that go from those in which the child should be kept in bed, plastered, diversity of orthoses, and even surgeries with post-treatment physical therapy. For this reason a mechanical design of an abduction discharge orthosis is developed considering an ergonomic factor to improve the patient's quality of life in his stage of suitable growth, reason why a light structure, maintaining the femur in an abduction position and in a complete rest is essential. The goal is to give optimal conditions through the 5 disease phases so that the femoral head can be formed spherically and well centered in the acetabulum, and especially in the re-ossification phase. Calculations of the manufacture materials mechanics for the orthosis built in CAD are compared with results obtained in the simulation in CAE using SolidWorks.

Keywords: Abduction, ergonomics, material, orthosis, Perthes.

Resumen

Legg – Calvé - Perthes es una enfermedad juvenil que aparece entre los 2 y 8 años de edad, con una frecuencia en la población de 1 de cada 10 000 niños, [14] afecta principalmente a los niños varones con una relación de 5:1 hombre-mujer [11] y consiste en una necrosis en la cabeza femoral, la cual muere por falta de irrigación sanguínea. Existen diversos tratamientos, desde aquellos en que se debe mantener en cama o enyesado; así como también diversas órtesis y hasta cirugías con post-tratamiento de terapia física. Por tal motivo en ésta investigación se presenta el diseño mecánico de una órtesis de descarga en abducción, considerando un factor ergonómico; debido a que el paciente se encuentra en etapa de crecimiento, por lo que es esencial una estructura que pueda ser ajustable y ligera, manteniendo el fémur en posición de abducción y completo reposo. Dando así oportunidad a que durante las 5 fases que comprende la enfermedad; especialmente en la de reosificación, la cabeza femoral se forme esférica y bien centrada en el acetábulo. Cálculos de la mecánica de los materiales de manufactura de la órtesis construida en CAD son comparados con resultados obtenidos en la simulación en CAE utilizando para ello SolidWorks.

Palabras clave: Abducción, ergonomía, material, órtesis, Perthes.

1. Introducción

La Enfermedad de Legg-Calvé Perthes (LCPD) o más comúnmente conocida como Enfermedad de Perthes [1], fue descrita originalmente por Waldestrom, Legg, Calvé y Perthes, entre 1909 y 1910 y corresponde a la osteonecrosis de la cabeza femoral (ONCF) o necrosis avascular (degeneración de un tejido por muerte de sus células) de la epífisis proximal del fémur con posterior infarto del mismo [2]. Los síntomas más importantes de esta patología son el dolor y la claudicación en la marcha [3]. Dependiendo de la etapa o grado de evolución varía el tratamiento, que pueden ser tanto métodos conservadores (yesos u órtesis en abducción) como quirúrgicos (Osteotomía femoral varizante u osteotomía del ilíaco) [4]. El problema principal de la patología es que hasta el momento no existe un tratamiento ideal que calme el dolor, prevenga el deterioro de la cadera y preserve la cabeza femoral [5].

En la actualidad el tratamiento de LCPD se basa en la premisa de si conseguimos una adecuada contención de la cabeza femoral en la cavidad acetabular cuándo esta es vulnerable a la deformidad y mientras dura el proceso de regeneración,

proporcionaremos una cabeza femoral más esférica y congruente [6,7].

Métodos conservadores de tratamiento de LCPD

Debido a la gran variabilidad de la severidad de la afección, existen distintas opciones terapéuticas [8]. Desde la mínima intervención: Manejo sintomático del dolor y mantener la movilidad articular. Otros utilizan algún tipo de aparato ortopédico para tratar de mantener la cabeza femoral cubierta por el acetábulo. Y otros más proponen diversos métodos quirúrgicos para lograr esta cobertura. Una serie de aparatos; entre los cuales destacan: el aparato de Toronto, el de Birmingham, el Newington, el de Tachdjian y el de Atlanta; han sido utilizados con diversos grados de éxito. Aunque hasta la actualidad el aparato de Atlanta continúa siendo utilizado; varios estudios han puesto en duda la efectividad de éste [9], además de la incomodidad de su uso, el tiempo prolongado que se requiere de los mismos, lo difícil que es establecer el momento de iniciar y suspender su uso, y el gran rechazo que existe de parte del paciente y sus familiares para utilizar este tipo de

aparato [10]. Las órtesis de abducción como la de Scottish Rite; conocida como de Atlanta, mantiene ambas caderas en separación mediante una barra a la altura de las rodillas y permite el apoyo directo. Es fácil de confeccionar y es la mejor tolerada por niños hasta los 6 años [11]. La órtesis de Tachdjian, es quizás la que mejor llevan los niños mayores, pero su confección es técnicamente más difícil [12]. No permite un apoyo directo. Consiste en una férula de descarga en abducción, con apoyo isquiático. La contención de la cabeza, al estar más cubierta por el techo cotiloideo, es superior a la férula normal, y está en mejores condiciones para su curación [13]. Mediante un alza en el calzado del lado sano, permite perfectamente la marcha e incluso los juegos habituales en los niños. El tratamiento tiene una duración aproximada entre 6 y 42 meses [14].

Diagnóstico clínico

Una vez realizada una revisión documental de la evolución del aparato de descarga y de los distintos tratamientos de la enfermedad de Legg Calvé Perthes, además de considerar las declaraciones del especialista en la materia, el médico Ortopedista Amado Juan Trejo Bonilla, se concluye que la enfermedad LCPD se diagnóstica en distintas etapas de su evolución [15]; encontrando que el aparato de descarga es la opción eficiente y eficaz para tratar cualquiera de ellas [16], garantizando con el uso adecuado de éste la reosificación de la cabeza femoral [17], protegiendo la cabeza de fémur que se reblandece en la etapa de reconstrucción, evitando como secuela la llamada coxa plana o coxa magna [18], cuya consecuencia es el acortamiento en la longitud del fémur, cojera y desestabilidad del sistema esquelético del paciente [19].

Materiales

Existe un gran número de materiales o materias primas utilizados para la confección de órtesis [20], dando muchas opciones a la hora de la confección de los elementos ortopédicos [21]. Esto tiene una gran importancia, ya que con el uso de cualquier aditamento estamos sumando peso al cuerpo y produciendo un aumento en el gasto energético.

La integridad de la órtesis conlleva a analizar distintos materiales, ligeros y resistentes así como también, a emplear la ergonomía para diseñar una órtesis que pueda ajustarse al crecimiento del niño, evitando con ello días en los cuales el paciente dejaría de usarla debido a la necesidad de que el técnico ortopeda modifique las dimensiones de ésta.

Según el material elegido se tendrá incidencia directa e indirecta en la función, composición y mecanismo de acción de los elementos ortopédicos [22, 23, 24], ya que se puede utilizar las características físico-químicas de estos materiales para brindar un control extra y simplificar los diseños [25, 26, 27].

2. Diseño mecánico de órtesis unilateral en abducción para tratamiento conservador de LCPD

El diseño de la órtesis unilateral en abducción para descarga del peso del paciente que permite la reosificación manteniendo la cabeza femoral esférica bien centrada en el acetábulo, considera los siguientes factores:

- 1) Medir dimensiones físicas del paciente en posición de abducción, tal como se aprecia en la Figura 1 [28, 29].

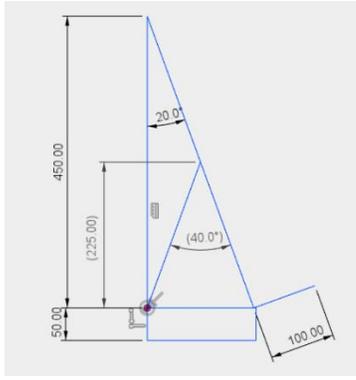


Figura 1. Bosquejo de medidas en mm, de paciente de 5 años afectado por LCPD.

- 2) Mecanismo para elongar o contraer dimensión del segmento isquión-rodilla-pie, que permite el reajuste de la órtesis cuando el paciente crezca y aumenten sus medidas corporales, además de reducir el tiempo en que la órtesis tenga que ser llevada con el técnico ortesista para que éste modifique y haga cambios en las dimensiones del aparato.
- 3) Estructura de la órtesis con un elemento de apoyo para descargar del peso del paciente al piso.
- 4) Calcular esfuerzos normal máximo (σ), esfuerzos de apoyo en los elementos de unión σ_b y deformaciones (δ) en los elementos de la órtesis [30, 31, 32].
- 5) Aplicar criterio de Pugsley para determinar el factor de seguridad [33].

$$N = N_x N_y \quad (\text{Eq. 1})$$

Dónde:

N_x Coeficiente de seguridad que involucra características A, B y C.

A: Calidad de los materiales, destreza, mantenimiento e inspección.

B: Control sobre la carga aplicada al elemento.

C: Exactitud del análisis del esfuerzo.

N_y Coeficiente de seguridad que involucra características D y E.

D: Peligro para el personal.

E: Impacto económico sobre las consecuencias del diseño.

- 6) Seleccionar material considerando las características mecánicas para manufacturar los elementos que conforman los mecanismos de la órtesis.

3. Análisis estático y Mecánica del material

De las referencias [30] y [31], se tienen las condiciones de equilibrio de un cuerpo rígido en dos dimensiones:

$$\sum F_x = 0 \quad (\text{Ec. 2})$$

$$\sum F_y = 0 \quad (\text{Ec. 3})$$

$$\sum M_0 = 0 \quad (\text{Ec. 4})$$

Dónde:

F es el peso del paciente

M momento respecto a un punto.

El peso máximo promedio de pacientes de ambos sexos con edades que oscilan entre 3 a 5 años es de 24 kilogramos (fuente de información OMS), se considera un exceso del 15 %, y ángulo de abducción de 20°, ver Figura 2.

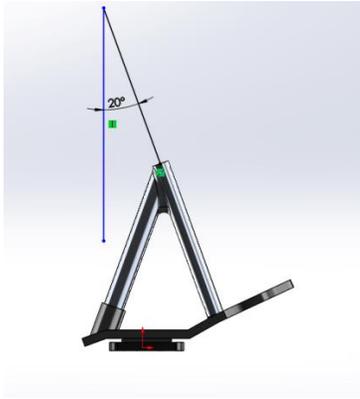


Figura 2. Posición de abducción.

En la Figura 3, se bosqueja estructura de la órtesis con sus dimensiones:
 Peso de paciente = $F = 271 \text{ N}$.

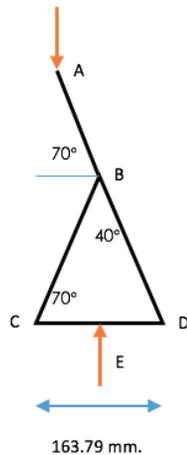


Figura 3. Estructura de la órtesis.

Utilizando el método de los nodos en A [30]:

$$\sum F_y = -271 + AB \sin 70^\circ = 0 \quad (\text{Ec. 5})$$

$$AB = 288.4 \text{ N en C}$$

La reacción en el apoyo E, (R_E):

$$\sum F_y = R_E - 288.4 \sin 70^\circ = 0 \quad (\text{Ec. 6})$$

$$R_E = 271 \text{ N}$$

Los elementos BC y BD:

$$\sum M_C = \frac{163.79}{2}(271) - 163.79BD \sin 70^\circ = 0 \quad (\text{Ec. 7})$$

$$BD = BC = 144.2 \text{ N en C (por simetría)}$$

Aplicando condiciones de equilibrio en el nodo D:

$$\sum F_x = 144.2 \cos 70^\circ - DE \quad (\text{Ec. 8})$$

$$DE = 49.3 \text{ N en T}$$

Por lo tanto, la estructura está sujeta a las fuerzas a tensión y compresión, ver Figura 4.

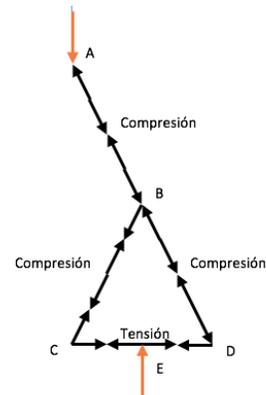


Figura 4. Fuerzas de tensión y compresión.

De las referencias [31] y [32] se tiene:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (\text{Ec. 9})$$

σ esfuerzo axial,

F fuerza aplicada al elemento

A área de la sección transversal.

Teniendo un área transversal elíptica igual a

$$A = 207.35 \text{ mm}^2 = 2.07 * 10^{-4} \text{ m}^2 \quad (\text{Ec. 11})$$

El elemento AB que soporta la máxima fuerza en la estructura tiene un esfuerzo normal:

$$\sigma_{AB} = 1.3932 \text{ MPa} \quad (\text{Ec. 12})$$

Los pernos, pasadores y remaches también crean esfuerzos, en los elementos que conectan, a lo largo de la superficie de apoyo o superficie de contacto, llamado esfuerzo de apoyo σ_b . De la referencia [31]:

$$\sigma_b = \frac{F}{td} \quad (\text{Ec. 13})$$

Donde:

t es el espesor de la placa.

d el diámetro del tornillo u opresor (elementos de unión).

Con $t = 6 \text{ mm.}$, y $d = 10.10 \text{ mm.}$

Entonces:

$$\sigma_b = 4.76 \text{ MPa}$$

Para el cálculo de la deformación total del elemento AB [32], se emplea:

$$\delta = \frac{(F)(L)}{(A)(E)} \quad (\text{Ec. 14})$$

Donde:

L es la longitud de elemento

E es el módulo de elasticidad o Módulo de Young.

Considerando como material para manufactura aluminio 7075-O(SS) cuyo módulo elástico es $E = 7.2 * 10^{10} \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$ y $L = 0.165 \text{ m}$, se calcula la deformación axial en el elemento AB:

$$\delta_{AB} = 3.19 * 10^{-6} \text{ m} = 3.19 \mu\text{m}$$

Seleccionando el criterio de Pugsley [33] para la selección rápida de factor de seguridad (N) en el diseño de elementos mecánicos se obtiene:

$$N = N_x N_y = 2.2 \quad (\text{Ec. 1})$$

Aplicando éste a los cálculos realizados en párrafos anteriores, en la tabla 1 se presentan

los resultados de los máximos esfuerzos generados en la órtesis en abducción.

Tabla 1. Esfuerzos normal y de apoyo máximos.

Factor de seguridad	$N = 2.2$
Esfuerzo normal máximo	$\sigma_{m\acute{a}x} = 3 \text{ MPa}$
Esfuerzo máximo de apoyo	$\sigma_b = 10.47 \text{ MPa}$

4. Discusión y resultados

Se traspassa el bosquejo del diseño al sistema CAD utilizando SolidWorks, ver Figura 5. Ésta consta de 1) Socket situado alrededor de la zona proximal del muslo en posición de abducción a 20° respecto al eje vertical. El borde superior del segmento proximal por su parte anterior se sitúa 1 a 2 cm por debajo del pliegue inguinal. Lateralmente sube hasta alcanzar el punto más alto o igual distancia por encima del trocánter que por debajo del ala ilíaca. Posteriormente, descendiendo siguiendo la forma horizontal del pliegue glúteo, sirve de base de sustentación al isquion. El borde inferior del segmento termina en forma circular sobre el tercio medio del fémur, 2) Porta socket, tiene como objetivo sujetar el socket a barra lateral superior, utilizando para ello tornillos como medio de unión, 3) Barra lateral superior unida al porta socket, baja por el lado medial del segmento proximal, es el primer elemento del mecanismo de autoajuste, se puede deslizar sobre la barra lateral intermedia, 4) Barra lateral intermedia, forma parte del mecanismo para realizar ajuste del aparato de descarga, el espacio entre los botones es de centímetro y medio permitiendo alargar o acortar su longitud a ésta distancia una vez que se recorra un botón en cualquier sentido, ésta acción se realiza previa revisión de funcionalidad que consiste en palpar manualmente el espacio entre el isquion y el socket, 5) Eje, articula la barra lateral superior e intermedia con la inferior, he inmovilizar la órtesis cuando el paciente se encuentre en movimiento, se retira manualmente cuando requiera

sentarse, subir escaleras o flexionar la pierna, 6) el Seguro será manipulado para permitir movimiento entre las barras en rotación en el plano fémur-rodilla-tibia y peroné.

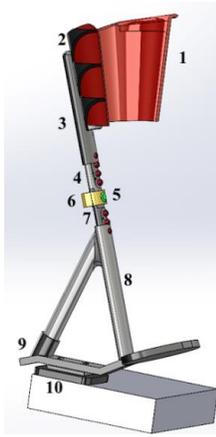


Figura 5. Órtesis de descarga en abducción.

7) Barra lateral inferior, es la parte inferior del mecanismo para realizar ajuste del aparato de descarga, se conecta al 8) Triángulo base, elemento que realiza la descarga del peso del paciente, permitiendo que el fémur permanezca en completo reposo, va unido a una base para hacer ésta acción hacia el piso, el 9) Soporte del triángulo de apoyo, tiene un área circular que servirá de porta-zapato, 10) es el último elemento con el que se realiza apoyo en el suelo, facilitando y posibilitando la marcha del paciente, consta de una Plataforma rectangular reforzada y suela de material antiderrapante. Se tendrá que considerar un alza de calzado bajo la suela y el tacón del pie contra lateral, el cual, debe tener horizontalidad de la pelvis del paciente durante la deambulacion con la órtesis. Cualquiera de los elementos descritos anteriormente podrán ser desensamblados y reemplazados en caso de fisura, ruptura o cuando las dimensiones de la extremidad del paciente aumente debido al crecimiento más de 6.5 cm.

Empleando el material Aluminio 7075-O(SS), se somete la órtesis a condiciones reales de uso y se prueba el diseño utilizando para ello el software SolidWorks, aplicando una fuerza de 271 Newton (peso estimado del usuario) y con un factor de seguridad de 2 empleando el criterio de Von-Mises, figura 3, se tienen en gran parte de la estructura esfuerzos en un intervalo de 0 a 50 MPa excepto en la zona donde se localiza el eje en donde el máximo esfuerzo es de 250 MPa, Figura 6.

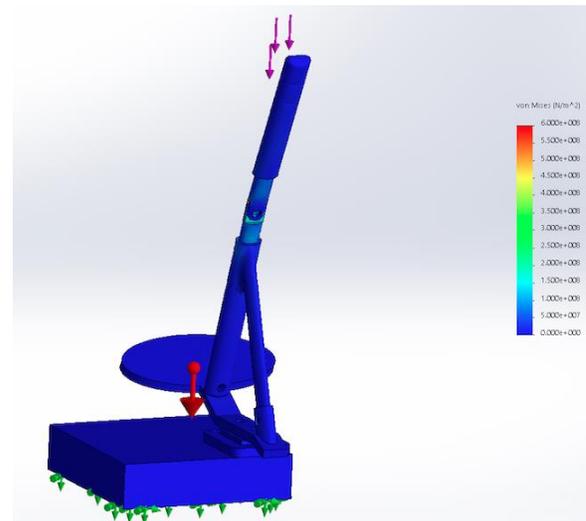


Figura 6. Simulación de esfuerzos en SolidWorks (Al).

Se opta por hacer una segunda simulación utilizando como material el Titanio Ti-6Al-4V, Figura 7, observándose los mismos esfuerzos al aplicar la fuerza de 271 N, sin embargo éste tiene un límite elástico aproximadamente 8 veces mayor.

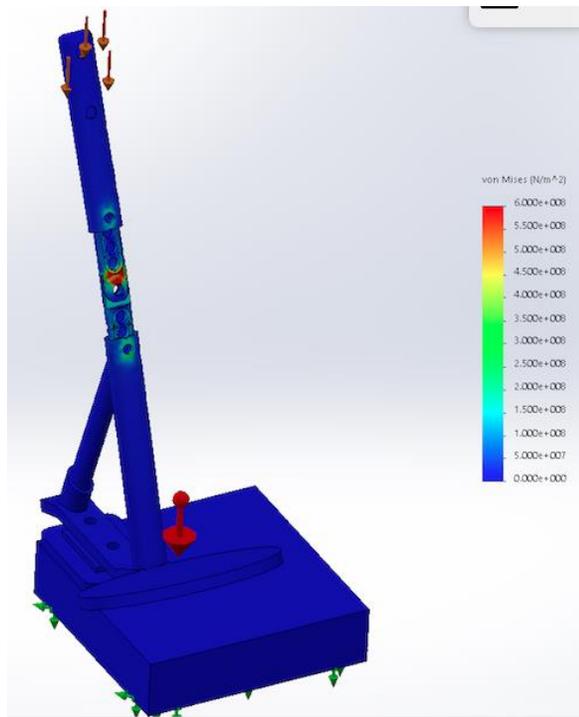


Figura 7. Simulación de esfuerzos en SolidWorks (Al).

En la Tabla 2 se comparan cálculos realizados con los obtenidos en la simulación hecha con aluminio 7075-O (SS) y Titanio Ti-6Al-4V.

Tabla 2. Comparación de resultados.

CÁLCULOS ANALÍTICOS		SIMULACIÓN	
Material:	Aluminio 7075-O(SS)	Aluminio 7075-O(SS)	Titanio Ti-6Al-4V
Límite elástico (MPa)	95	95	827
Esfuerzo máximo (MPa)	3	0 a 50	0 a 50
Esfuerzo máximo de apoyo (MPa)	10.47		
Deformación ($\mu\text{m.}$):	3.19		

La tabla 3 es un cuadro comparativo de ventajas y desventajas de las órtesis en abducción existentes en el mercado con la propuesta en el presente trabajo.

Tabla 3. Ventajas y Desventajas de órtesis en el mercado.

Órtesis	Ventajas	Desventajas
Yeso de Petri	Fácil confección. Fémur en abducción. Casos bilaterales.	Reposo en cama. Terapia física.
Texas Rite Scottish	Fácil confección. Fémur en abducción. Permite apoyo directo.	No descarga peso. Estudios ponen en duda efectividad.
Aparato Tachdjain	Fémur en abducción. Descarga peso. Mejor tolerada por niños mayores.	Confección más difícil. Manufacturado en acero, aporta peso a la órtesis. No hay estudios de análisis de esfuerzos. Para cambiar dimensiones, se interrumpe el tratamiento.
Propuesta de Órtesis de descarga en abducción.	Fémur en abducción. Descarga peso. Manufacturado en Aluminio 7075-O(SS), ligero y resistente. Mecanismo de ajuste al crecimiento del niño. Partes o elementos intercambiables.	Confección más difícil. No se ha implementado en pacientes.

5. Conclusiones

En el presente trabajo se realiza una investigación detallada de la enfermedad Legg Calvé Perthes y de los distintos tratamientos que la medicina moderna y antigua ha realizado para controlar las distintas etapas por las que tiene que pasar el paciente para lograr la reosificación de la cabeza femoral afectada, tratando de mantenerla esférica y centrada en el acetábulo, evitando con ello la coxa plana y en consecuencia el acortamiento del fémur, teniendo como propósito principal brindar

calidad de vida en aquellos niños que la padecen.

Una vez determinada la importancia del tratamiento y conocer la eficacia de la variedad de éstos en la práctica orto pediátrica, comienzan a surgir ideas de mejora en un método conservador, es decir una órtesis de descarga del peso del paciente en abducción a 20° manufacturada con material ligero y resistente, además de introducir al diseño un concepto ergonómico que permita que ésta sea autoajustable al crecimiento de la extremidad inferior del paciente.

Se establecieron como factores para el diseño mecánico, las medidas corporales que permitirán la descarga del peso. Cabe señalar, que es de suma importancia poder realizar esto ya que la enfermedad de Perthes se cura sin ningún medicamento, la clave consiste en permitir que el fémur, específicamente la cabeza femoral este el mayor tiempo posible en reposo y colocada en abducción para permitir que al regenerarse el hueso (al principio es “blandito”) pueda formarse lo más esférica posible y en posición centrada a la cavidad llamada acetábulo. Otro factor, no menos importante, es la ergonomía de la órtesis, considerando que la enfermedad se desarrolla en pacientes entre 2 y 12 años, los cuales cambiarán sus dimensiones constantemente debido al desarrollo físico, por lo que se diseña un mecanismo que permite aumentar o disminuir la dimensión de la órtesis, éste consiste en una serie de botones separados entre sí, de centro a centro un centímetro y medio, y tres barras que pueden deslizarse una dentro de la otra, aumentando o disminuyendo la longitud ajustando la órtesis, evitando con esto, temporadas (tiempo) en que se debiese enviar al técnico para aumentar las dimensiones, cambiando material y agregándole mayor costo al tratamiento.

Otro factor a considerar es la estructura mecánica, la conforman una serie de elementos que en conjunto deberán garantizar la descarga del peso y permitir el reposo de la extremidad el mayor tiempo posible, éste involucra la manufactura de la órtesis por lo que se realiza un análisis para poder hacer una selección de material ligero y resistente a los esfuerzos que se generan al ser utilizada por el paciente; considerando que éste debe hacer actividades como caminar, sentarse, subir escaleras e inclusive correr. Dichos cálculos deben considerar un factor de seguridad para minimizar falla en el material de manufactura.

Los cálculos realizados son comparados con la simulación de la órtesis construida en CAD y simulada en CAE utilizando para ello SolidWorks, obteniéndose las siguientes conclusiones:

La órtesis de descarga en abducción unilateral para el tratamiento con un método convencional de la enfermedad LCP cuya estructura principal debe ser manufactura en Aluminio 7075-O(SS), la cual con un factor de seguridad según el criterio de Von Mises de 2 soportará esfuerzos en tensión y compresión de hasta 50 MPa; debido a que este material tiene un límite elástico de 95 MPa. También se empleará polietileno de alta densidad para fabricar el socket y el seguro, así como acero inoxidable para el eje, con elementos de unión en aluminio que consisten en opresores y tornillos.

Hay otros materiales como el Titanio Ti-6Al-4V, el cual también se simuló ya que soporta esfuerzos mayores, los resultados son más favorables ya que su límite elástico es mayor que el del aluminio sin embargo eso significará un aumento considerable en el costo de manufactura.

6. Agradecimientos

Se agradece la entrevista otorgada por el Médico Ortopedista Amado Juan Trejo Bonilla con 22 años de experiencia.

7. Referencias

- [1] Cubillos, F., y García, C. (2002). Caso clínico-radiológico para diagnóstico, *Rev. Chil. Pediatría*, 73(2), 169–172.
- [2] Jaramillo, N., *et al.* (2000). Enfermedad Legg Calvé-Perthes: Diagnóstico y evaluación del pronóstico por medio de imágenes, *Medunab*, 3(7), 40-46.
- [3] Nava N., *et al.* (2008). Retraso en la madurez esquelética en pacientes mexicanos con Legg-Calvé-Perthes, *Acta ortopédica mexicana*, 22(3), 158.
- [4] “Pediatrics and whatever”, Blogspot, 2011.
(<http://paediatricsandwhatever.blogspot.mx/2011/04/enfermedad-de-legg-calve-perthes.html>, marzo de 2016).
- [5] “Keck Medice of USC”, 2016.
(<https://www.keckmedicine.org>, noviembre de 2016).
- [6] Caballer A. J. P. *Patología del aparato locomotor en ciencias de la salud*. Madrid: Ed. Médica Panamericana, 2004, 53-59 p.
- [7] Cano I. (2011). Evaluación por ultrasonido del paciente pediátrico con dolor de cadera y claudicación. *Radiología*, 4, 215.
- [8] Jaramillo N. y García R. (2000). Enfermedad Legg-Calvé-Perthes: Diagnóstico y evaluación del pronóstico por medio de imágenes, *Medunab*, 3(7), 40-46.
- [9] Capello J. M. (2005). Injerto óseo vascularizado de la cabeza femoral con cresta iliaca con pedículo muscular (músculo sartorio) en pacientes con osteonecrosis de cadera, *Fac Cienc MédAsunción*, 38(3), 9–21.
- [10] “Marlesmon-Kinesis”, Blog, 2011 (<http://marlesmon-kinesis.blogspot.mx>, marzo de 2016).
- [11] Hernández S. y Romero B. (2014). Enfermedad Legg-Calvé-Perthes, *Rev Med Hondur*, 82 (2), 19.
- [12] Cárdenas O., Valdivia N., y Marrero L. (2001). Aplicación de la órtesis dinámica de contención cefálica en la enfermedad Legg Calvé Perthes, *Revista cubana Ortop Traumatol*, 15(1-2), 13-21.
- [13] González-Herranz P., De la Fuente-González C., and Castro-Torre M. (2007). Enfermedad de Perthes, *MEMORIAM*, 3(2), 61–68.
- [14] Miranda L., Bas T., y Martí V. (2005). Enfermedad de Perthes: Conceptos básicos, *An Pediatr Cont.*, 3(5), 317.
- [15] Acosta M., Cañizá M.J., Analía C. y Dr. Araujo M. (2007). Síndrome de Legg calve Perthes. *Revista de Posgrado de la VIa Cátedra de Medicina.*, 169, 10-14.
- [16] Martínez A. (2003). Enfermedad de Legg-Calve_Perthes. Conceptos actuales, *Revista Mexicana de Ortopedia Pediátrica*, 5(1), 5-11.
- [17] Benavente F. (1992). Enfermedad Legg Calve-Perthes: tratamiento con yesos, *Acata médica Peruana*, 16(2), 107-114.
- [18] Gonzalez J., Gasull Rius J.I. and Moriño J. (1978). Tratamiento ambulatorio de la enfermedad de Perthes, *Rev. Esp. de Cir. Ost.*, 13, 79-84.
- [19] Martínez A. (2003). Enfermedad de Legg-Calvé-Perthes: Conceptos actuales. *Revista Mexicana de Ortopedia Pediátrica*, 5(1), 5-11.

- [20] ISPO “International Society for Prosthetics and Orthotics”, (2016). (<http://www.ispoint.org>, marzo 2016).
- [21] E. Valle y H. Corrao. “Órtesis y Prótesis”, 2014. (<http://kinesiouba.com.ar/wp-content/uploads/2014/07/Materiales.pdf> , marzo 2016).
- [22] Gil F.J., y Planell J.A. (2010). Aplicaciones biomédicas del Titanio y sus aleaciones. Barcelona: Biomecánica Originales, 34-35.
- [23] Callejas, M.A. (2015). Análisis y estudio metodológico de las aplicaciones de los materiales con memoria de forma y superelasticidad en arquitectura y urbanismo. Universidad de Sevilla. Escuela técnica Superior de Arquitectura, Sevilla.
- [24] Fontana, L. (1944). Aluminio y aleaciones livianas (Notas para el curso de Materiales, Combustibles y Ensayos), 1.
- [25] Villanueva, J. (2013). Informe de materiales de construcción, Ciencia de los materiales, Universidad de Chile.
- [26] Tecnología de los plásticos, 2014, blog, (<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.mx> , marzo de 2016).
- [27] Vulcano, 2016, (<http://hulravulcano.com.mx/neopropeno/>, marzo de 2016).
- [28] Aguirre, M.E. (2010). Trabajo de graduación para optar al grado de: Técnico en Órtesis y prótesis Categoría II ISPO. Universidad Don Bosco. Facultad de Ciencias de la Rehabilitación, El Salvador.
- [29] Trejo, A.J. 2016. Entrevista personal. Enfermedad Leeg Calvé Perthes: Caso clínico del niño De la Cruz J.F. Especialista en Ortopediatria. Consultorio. Coatzacoalcos, México. 16 de octubre.
- [30] Beer, F. y Jhonston, E. Mecánica vectorial para ingenieros. Estática. México: Mc Graw Hill, 2013. 130-134 p.
- [31] Beer, F. Y Jhonston, E. Mécanica de Materiales. México: Mc Graw Hill, 2013. 6-11,53 p.
- [32] Fitzgerald R. Mécanica de Materiales. México: Alfaomega, 2008. 5-21 p.
- [33] Ríos, L.; Roncancio, E. (2007). Análisis y desarrollo de un programa de selección rápida de factores de seguridad, para diseño de elementos mecánicos: Scientia et Technica., (35), 255-260.