

Diseño y construcción de un prototipo de ortesis para el tratamiento de la plagiocefalia occipital posicional

Design and construction of a prototype orthosis device for the positional occipital plagiocephaly treatment.

MARÍA EUGENIA GONZÁLEZ BOTERO¹, CATALINA VALLEJO GIRALDO², SANTIAGO CORREA VÉLEZ³, YESID MONTOYA GÓMEZ⁴

Forma de citar: González ME, Vallejo C, Correa S, Montoya Y. Diseño y construcción de un prototipo de ortesis para el tratamiento de la plagiocefalia occipital posicional. Rev CES Med 2007; 21 (2): 41-50

RESUMEN

Este artículo presenta el desarrollo de un prototipo de dispositivo ortésico para cráneo de pacientes con plagiocefalia occipital posicional, con el fin de aplicarlo en la rehabilitación de infantes entre los cuatro y doce meses de edad. La geometría del dispositivo se obtuvo a partir de las medidas estadísticas estándar de cráneo para infantes de 6 meses de edad de acuerdo con La Academia Americana de Pediatría y por medio del software GID 8. Los esfuerzos y las deformaciones sufridas por el dispositivo durante su aplicación fueron simuladas por medio de elementos finitos usando el software ANSYS® 10.0. Para estandarizar el tratamiento y conocer la presión aplicada por el dispositivo ortésico en el cráneo del paciente, se elaboró un sensor de presión de aire que trabaja en un intervalo de 0 mm Hg a 55 mm Hg. Los resultados muestran que el dispositivo

¹ Ingeniera Biomédica EIA-CES Grupo de Investigación en Bioingeniería (GIB) CES-EAFIT. E-mail: mariae244@gmail.com

² Ingeniera Biomédica EIA-CES Grupo de Ingeniería Biomédica EIA-CES, Línea de Biotecnología y Biomateriales.

³ PhD. Ing. Mecánica. Docente programa Ingeniería de Diseño de Producto Universidad EAFIT. Grupo de Investigación en Bioingeniería (GIB) CES-EAFIT.

⁴ MSc. Ing. Civil, Docente programa Ingeniería Biomédica, Laboratorio de Biomateriales (EIA – CES).

Recibido: 27 julio / 2007. Revisado: 21 agosto /2007. Aceptado: 16 octubre 2007

cumple las especificaciones tanto desde el punto de vista de una validación matemática, como desde las especificaciones del diseño en cuanto a la resolución mínima para las medidas de presión sensadas, confort y resistencia.

PALABRAS CLAVE

Ortesis

Plagiocefalia

Occipital

Rehabilitación

Presión

KEY WORDS

Orthesis

Plagiocephaly

Occipital

Rehabilitation

Pressure

INTRODUCCIÓN

La plagiocefalia es la deformidad en forma oblicua de la cabeza (cráneo) ocasionada por una presión constante ejercida en una misma región de ésta. La plagiocefalia puede ser debida a un cierre precoz de las suturas craneanas (craneosinostosis) o a deformidad por posición (Plagiocefalia Posicional) cuando la cabeza del bebé permanece en un mismo sentido durante largos períodos, el cráneo se aplana debido a la presión externa. En otros casos, el bebé nace con este aplanamiento debido a una estrechez pélvica materna, como ocurre en casos de embarazos múltiples, pelvis materna pequeña o posición de nalgas. De acuerdo con el Departamento de Salud de los Estados Unidos, otros factores que pueden aumentar el riesgo de plagiocefalia posicional son los siguientes (1):

- *Tortícolis muscular*: se caracteriza porque uno o más músculos del cuello se encuentran extremadamente tensos, lo que provoca que la cabeza se incline en una misma dirección. En general, la tortícolis está relacionada con el desarrollo de la plagiocefalia posicional, dado que el bebé mantiene la cabeza en una misma posición cuando está acostado.
- *Prematurez*: Los prematuros corren mayor riesgo de plagiocefalia posicional dado que los huesos de sus cráneos no se han fortalecido lo suficiente cuando nacen. Además, algunos de ellos deben utilizar un respirador artificial du-

SUMMARY

This paper presents the development of a prototype orthosis device for the cranium of patients with positional occipital plagiocephaly. This device will allow the rehabilitation of infants between four months and twelve months old. The device geometry was obtained from statistical cranium measurements evaluated in children of 6 months old by the American Academy of Pediatrics as well through software called GID 8.

The stress and strain results were taken from the device during activity, or while the equipment applied some forces on the head; simulations were made by the software of finite element called ANSYS® 10.0.

An implementation of air sensor to the device made it possible to know the levels of pressure in a range of 0mm Hg a 55mm Hg. This implementation was done in order to get the standardization of the treatment. The mathematic results as well as the design specifications (minimum resolution of the pressure measurements, comfort and resistance) showed that the device may be used in rehabilitation.

rante largos períodos en la unidad de cuidados intensivos neonatales y sus cabezas permanecen en la misma posición por largos períodos, lo que aumenta el riesgo de este trastorno.

- **Posición boca arriba durante el sueño:** Los bebés que duermen boca arriba o en asientos de seguridad para automóviles sin cambiar de posición durante períodos prolongados tienen mayor riesgo de padecer plagiocefalia posicional.

El tratamiento específico para esta patología, está determinado por la severidad de la deformidad y por la edad del niño. En casos no muy severos y en los primeros meses de vida se recomienda el reposicionamiento; es decir, la colocación de la cabeza y del niño en posiciones contrarias a las que llevaron a la deformidad durante los períodos de sueño y de reposo en la cama (2). Para niños mayores a seis meses de edad o cuando no se ha logrado una corrección adecuada con el reposicionamiento, se pueden utilizar ortesis de cráneo que colaboran, resisten, alinean y simulan las funciones de una parte del cuerpo (3) y tienden a corregir las deformidades aplicando fuerzas contrarias en forma gradual hasta lograr la corrección definitiva en varios meses (2). En casos

excepcionales de plagiocefalia posicional y cuando el tratamiento con el reposicionamiento o con ortesis craneana fallan, puede utilizarse el tratamiento quirúrgico para su corrección (2).

El uso de dispositivos de rehabilitación craneal es poco frecuente en nuestro medio siendo en su totalidad importados, lo cual explica el interés en la elaboración de dicho elemento rehabilitador. Adicionalmente, las estadísticas de pacientes con plagiocefalia occipital posicional no se manejan en nuestro país, pero la necesidad se concibe dado que los afectados no poseen un acceso directo al tratamiento de rehabilitación adecuado, añadiendo a esto los grandes costos que el dispositivo implica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la construcción del dispositivo rehabilitador se usaron los materiales presentados en la tabla 1. Éstos se escogieron de acuerdo con sus propiedades mecánicas, relativo bajo peso y costos reducidos. Para el ensamblaje del dispositivo se utilizó un cráneo adulto de sexo femenino de 35 años de edad, para darle la forma y copia fiel del cráneo.

Tabla 1. PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES DEL DISPOSITIVO

Material	E (Mpa)	Densidad (g/cm ³)	Módulo de Poisson	Aplicación
Polietileno de Alta densidad (HDPE) (17, 18)	1150 (40)	0.946 (38)	0.46 (37)	Concha Exterior, elemento que da rigidez del dispositivo
Etileno Acetato de Vinilo (EVA) en espuma (19)	70 (40)	0.930 - 0.935 (39)	0 (48,49); 0.01 (Aproximación)	Disipar esfuerzos y proporcionar confort al cráneo
Cremallera de VELCRO®	—	—	—	Sujetar el prototipo a la cabeza

El prototipo cuenta con sensado de las presiones ejercidas por el dispositivo al cráneo por medio de un sensor MPX2010GP, con rango máximo de respuesta de 75 mmHg y un voltaje máximo de 25 mV (41,52), que mide presiones de aire. Este sensor se calibró mediante una bolsa de aire usada en la medición de presión arterial en neonatos, que está directamente conectada con el sensor y presurizada a 20mmHg. Esta calibración fue realizada con cuatro repeticiones entre los valores 20 mmHg a 75 mmHg, donde 20 mmHg es el cero absoluto para el sensor y 75 mmHg es equivalente a 55 mmHg, debido a la presurización aplicada (Ver figura 5).

Validación del dispositivo.

El modelo geométrico del dispositivo se realizó sobre medidas antropométricas de cabeza y cara en bebés de 6 meses de edad (16) Ver figura 1.

Por medio de los software GID 8 y ANSYS 10.0, se realizó el modelo geométrico y la obtención de esfuerzos y deformaciones, respectivamente. El modelo de elementos finitos simuló la estructura craneal y el dispositivo, para ello se modelaron el cerebro y el líquido cefalorraquídeo utilizando elementos tetraedros sólidos de 10 nodos. De la misma forma se simularon el HDPE y el EVA como componentes del dispositivo de ortesis, además del compartimiento de aire que es parte activa del sensado y que por tanto hace parte del prototipo final.

Los datos para el proceso de validación fueron obtenidos de literatura en donde se reportan valores de propiedades mecánicas de nuestro interés, como módulo de Young (E) y relación de Poisson de la bóveda craneana y sus componentes (hueso craneal (28), suturas (28), líquido cefalorraquídeo (28), cerebro (28) y el aire (48,50)) como se muestra en la tabla 2.

La malla del modelo de validación contó con 30521 elementos y 41044 nodos (Ver figura 2).

Figura 1. MEDIDAS ESTÁNDAR EN LA EVALUACIÓN DE CABEZA Y CARA (16)

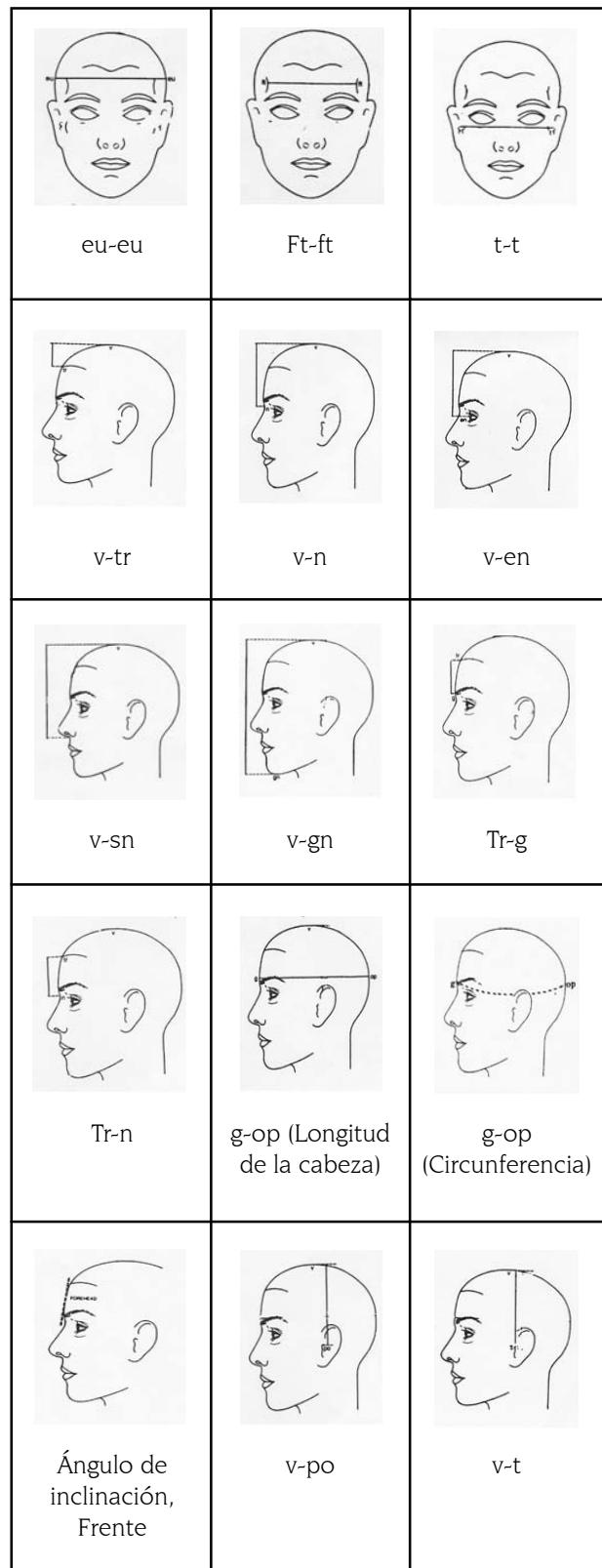
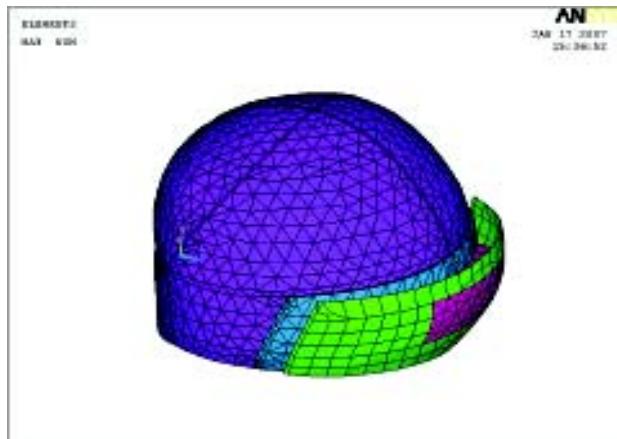


Tabla 2. PROPIEDADES MECÁNICAS DEL COMPARTIMIENTO DE AIRE, LA BÓVEDA CRANEANA Y SUS COMPONENTES

Material	E (MPa)	ρ (Kg/m ³)	Módulo de Poisson (v)
Hueso Craneal	1300 (28)	2150 (28)	0.28 (28)
Suturas	200 (28)	1130 (28)	0.28 (28)
Cerebro	2110 (Módulo de compresibilidad)	—	0.45
Líquido Cefalo Raquídeo	0.012	1.04	0.49
Compartimiento de Aire	0.14 (48)	1.21 (48)	0.34 (50)

Figura 2. MODELO DE MALLA DEL PROTOTIPO POR ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

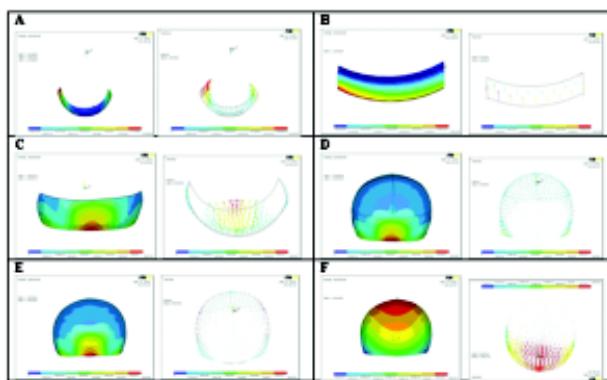
Validación por elementos finitos

Para el caso de estudio, es importante observar el comportamiento de desplazamiento, tanto de

los materiales que conforman el dispositivo, como del cráneo, debido a que lo que se requiere no es la magnitud de la fuerza aplicada por el dispositivo al cráneo en sí, sino la manera cómo el dispositivo actúa sobre la cabeza.

En la figura 3 se muestra el desplazamiento y direccionamiento de la fuerza aplicada en los diferentes componentes del dispositivo y del cráneo, teniendo en cuenta que se aplicó una fuerza unitaria para evaluar cualitativamente el trabajo realizado por el dispositivo, por ende no son relevantes la magnitud de los desplazamientos sino su dirección de tal forma que se pueda evaluar el comportamiento del dispositivo y el cumplimiento del objetivo rehabilitador del dispositivo.

Figura 3. A: HDPE, B: COMPARTIMIENTO DE AIRE, C: EVA, D: HUESO CRANEAL Y SUTURAS, E: LCR, F: CEREBRO.



En la figura 3A se aprecia un mayor desplazamiento en los extremos del HDPE debido a que allí es donde se aplican las fuerzas.

La figura 3B evidencia en la parte inferior, el desplazamiento transmitido por el HDPE al compartimiento de aire que se va atenuando a medida que se approxima al cráneo. Este compartimiento de aire muestra una gran disipación de energía comparando con lo recibido del HDPE y lo transmitido al EVA.

Con la Figura 3C se refleja un desplazamiento del EVA constante y básicamente, transmite la misma energía que él recibe.

En la Figura 3D se evidencia la transmisión de desplazamiento recibido desde el EVA, donde el hueso craneal responde con un comportamiento de desplazamiento aproximadamente igual al del compartimiento de aire, indicando que el EVA tiene poca absorción de energía en el sistema. En las figuras siguientes (Ver figura 3E y 3F), que representan los desplazamientos recibidos por el cerebro y el Líquido Céfalo Raquídeo (LCR), se evidencia que las deformaciones en el cerebro son muy pequeñas; debido a que el LCR absorbe casi todo el desplazamiento transmitido por el hueso craneal.

Con todo el análisis anterior, se observa que es el compartimiento de aire quien disipa la mayor parte de la energía en todo el sistema y cómo el EVA lo distribuye en el cráneo; en el cual, el cerebro no sufre deformaciones excesivas, dado que el LCR las disipa.

Prototipo Final

En la figura 4, se muestra el prototipo de ortesis de cráneo para pacientes con plagiocefalia occipital posicional logrado. El peso del dispositivo es de 200g, la relación de peso entre el dispositivo y la cabeza del bebé se muestra como sigue:

$$\text{Peso Promedio Bebe} = 6000 \text{ g}$$

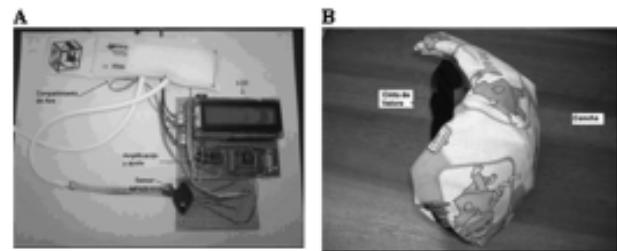
$$\text{Peso Promedio Cabeza} = \frac{6000 \text{ g}}{4} = 1500 \text{ g}$$

$$\text{Peso Dispositivo} = 200 \text{ g}$$

$$\text{Relación} = \frac{200 \text{ g}}{1500 \text{ g}} = 0.013 * 100 \% = 13 \%$$

Lo anterior quiere decir que el dispositivo pesa un 13 % del peso de la cabeza.

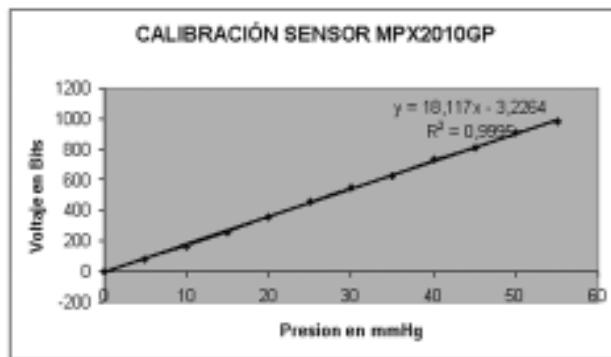
Figura 4. PROTOTIPO FINAL



Sensor de Presión

El resultado obtenido en la calibración del sensor se aprecia en la figura 5, observando la buena linealidad y grado de sensibilidad del sensor en los rangos evaluados. En la literatura científica se encontró que los rangos de presión para cráneo en los infantes están entre 30 mm Hg y 35 mm Hg (21), valores que abarca el sensor.

Figura 5. LÍNEA DE TENDENCIA DEL SENSOR MPX2010GP



CONCLUSIONES

Se construyó un prototipo que cumple con las especificaciones inicialmente propuestas en el diseño, éste no deforma el cráneo sino que se opone al crecimiento de la parte prominente.

El dispositivo realiza un buen trabajo mecánico expresado en el comportamiento por parte del HPDE, EVA y el compartimiento de aire, los cuales disipan la mayor parte de la energía que el dispositivo aplica a la cabeza.

Los materiales de fácil consecución que conforman el dispositivo permiten augurarle el uso de los pacientes que padeczan la enfermedad, dado que la construcción de esta ortesis en nuestro medio trae ventajas de adaptabilidad y accesibilidad, que fueron desde un principio motivación de los autores, el poder propiciar este elemento rehabilitador al medio.

Con respecto a la propuesta para la determinación de los esfuerzos inducidos por el dispositivo para la corrección de la forma craneana, se utilizó un sistema de sensado de presiones, llevado a cabo con el sensor Motorola MPX2010GP. Con su utilización se puede diferenciar rangos pequeños de presión y con reproducibilidad en su respuesta.

El dispositivo logrado, tiene un peso de 200 gramos con una relación del 13 % del peso promedio de la cabeza del infante, éste fue obtenido tomando como referencia la posición supina que el infante adopta, pues cuando él cambia de posición recibe un apoyo externo de sus padres.

Se tiene conciencia que para la fabricación de un dispositivo ortésico, sin contar con su objetivo rehabilitador, son requeridas finalmente, pruebas en pacientes que validen la funcionalidad del mismo, garantizando así la eficacia que el dispositivo arroja en el ámbito de diseño y tratamiento.

REFERENCIAS

1. Departamento de salud US. [Último acceso en octubre 24 de 2005]. Disponible en: <http://mchealth.org/Greyston/speds/craniofacial/dfrmplag.html>.
2. Littlefield TR, Reiff JL, Rekate HL. Diagnosis and Management of Deformational Plagiocephaly. *J Craniofac Surg* 2001; 17(4):18-25.
3. Kottke, FJ, Krusen FH, Lehmann JF. Medicina Física y Rehabilitación. 3.a ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana; 1990.
4. Littlefield TR. Cranial remodeling devices: Treatment of deformational plagiocephaly and postsurgical applications. *Semin Pediatr Neurol*, Elsevier 2004; 11 (4): 268-277.
5. Organización Mundial de Propiedad Intelectual. [Último acceso octubre 24 de 2005]. Disponible en: <http://www.wipo.int/ipdl/es/>.
6. Persing J, James H, Swanson J, Kattwinkel J. Prevention and Management of positional skull Deformities in infants. Committee on practice and ambulatory medicine, Section on Plastic Surgery and Section on Neurological Surgery. *Pediatrics* 2003; 112: 199-202.
7. Kelly KM, Littlefield TR, Pomatto JK, Ripley CE, Beals SP, Joganic EF. Importance of early recognition and treatment of deformational plagiocephaly with orthotic cranioplasty. *Cleft Palate Craniofac J* 1998; 36(2): 127-130.
8. Aliberti F, Pittore L, Ruggiero C, Cinalli G, Maggi G. The treatment of the positional plagiocephaly with a new thermoplastic orthotic device. *Child's Nerve Syst* 2002; 18: 337-339.
9. Whitehorse Article. [Último acceso febrero 15 de 2006] Disponible en: <http://www.come-over.to/FAS/Whitehorse/WhitehorseArticleSC1.htm>.
10. Lee WT, Richards K, Redhed J, Papay FA. A Pneumatic Orthotic Cranial Holding Helmet for correcting Positional Plagiocephaly. *J Craniofac Surg* 2006; 17(1): 139-144.
11. Cefalometría. [Último acceso en marzo 31 de 2006] Disponible en: <http://odontologiaa.mx.tripod.com/cefalometria.html>.
12. Van Vlimmeren LA, Takken T, Van Adrichem LN, Van der Graaf Y, Helders PJ, Engelbert RH. Plagiocephalometry: a non-invasive method to quantify asymmetry of the skull; a reliability study. *Eur J Pediatr* 2006; 165(3): 149-157.

13. Captier G, Leboucq N, Bigorre M, Canovas F, Bonnel F, Bonnafé A, et al. Plagiocephaly: morphometry of skull base asymmetry. *Surg Radiol Anat* 2003; 25: 226-233.
14. Dixon AD, Hoyte DA, Ronning O. *Fundamental of craneofacial Growth*. Estados Unidos: Editorial CRC Press; 1997.
15. Goodman MR, Gorlin JR. *Malformaciones en el lactante y en el niño guía ilustrada*. Barcelona, España: Salvat Editores S.A; 1986. p. 431-442.
16. Farkas MD, Leslie G. *Antropometry of the head and face*. 2.a ed. New York, USA: Editorial Kaven Press; 1994. p. 245-251.
17. Recycling Operators of New Zealand Inc (RONZ). [Último acceso en Septiembre 4 de 2006]. Disponible en: http://www.ronz.org.nz/pdf/HDPE_Fact_Sheet_15_April.pdf#search=%22HDPE%22.
18. Food and Drug Administration US. [Último acceso en septiembre 4 de 2006] Disponible en: <http://www.fda.gov/oc/spanish/#biologics>.
19. Mailxmail la formación más sencilla. [Último acceso en septiembre 4 de 2006] Disponible en: <http://www.mailxmail.com/curso/vida/trabajarefoamy/capitulo1.htm>.
20. Cross N. *Métodos de diseño estrategias para el diseño de productos*. México D.F: Editorial limusa; 2002.
21. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de Fisiología Médica*. 10 ed. Madrid, España: McGraw Hill Interamericana; 2001.
22. Departamento de Física de la Materia Condensada, Cristalografía y Mineralogía de la Universidad de Valladolid. [Último acceso en octubre 18 de 2006]. Disponible en: <http://caos.eis.uva.es/conversor/unidades.asp?unidad=994>.
23. Departamento del Física de la Universidad Nacional de Colombia, sede Bogota. [Último acceso en octubre 26 de 2006] Disponible en: <http://www.fisica.unal.edu.co/paginas/enlaces/mecanica.html>.
24. Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog. [Último acceso en Septiembre 6 de 2006] Disponible en <http://www.interlinkelectronics.com/library/media/papers/pdf/fsrguide.pdf>. Manual de usuario disponible en: www.interlinkelectronics.com.
25. Honeywell sensing and control. [Último acceso en octubre 27 de 2006] Disponible en: <http://catalog.sensing.honeywell.com/datasheet.asp?FAM=Pressure&ITEMLIST=277629,277838,277839,277854,277855,873079,873097&P=3252,10749&CURRITM=0>.
26. Tekcien. [Último acceso en octubre 28 de 2006] Disponible en: http://www.tekcien.com/productos/integrados/CI_presion.htm. Manual del Usuario <http://www.tekcien.com/hojasTe/Motorola/MPX.pdf>.
27. Revista hacer familia. [Último acceso en octubre 16 de 2006] Disponible en: <http://www.hacerfamilia.net/revista/index.asp>
28. Margulies SS, Thibault KL. Infant Skull and Suture Properties: Measurements and Implications for Mechanisms of Pediatric Brain Injury. *J Biomech Eng*. 2000 Aug;122(4):364-71.
29. Coats B, Margulies SS. Material Properties of Human Infant Skull and Suture at High Rates. *J Neurotrauma* 2006; 23(8): 1222-1232.
30. Gefen A, Margulies SS. Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar? *J Biomech Eng*. 2004; 37: 1339-1352.
31. Remmler D, Olson L, Ekstrom R, Duke D, Matamoros A, Matthews D, et al. Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. Method-

- dology, development, and validation of the cranial finite element model. *Med Eng Phys.* 1998; 20: 607-619.
32. Lapeer RJ, Prager, RW. Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. *J Biomech Eng.* 2001; 34: 1125-1133.
33. Loder RT. Skull Thickness and Halo-Pin Placement in Children: The Effects of Race, Gender, and Laterality. *J Pediatr Orthop* 1996; 16(3): 340-343.
34. Beall MS, Copley LA, Niemann JJ, Lankachandra K, Williams JL. Biomechanical evaluation of fetal calf skull as a model for testing halo-pin designs for use in children. *J Biomech Eng.* 2006.
35. Henderson JH, Longaker MT, Carter DR. Sutural bone deposition rate and strain magnitude during cranial development. *Bone.* 2004 Feb; 34(2):271-80.
36. Willinger R, Kang HS, Diaw BM. Développement et validation d'un modèle mécanique de la tête humaine. *Biomécanique* 1999; Série II b: 125-131.
37. Goodfellow. [Último acceso en octubre 5 de 2006] Disponible en: http://www.goodfellow.com/csp/active/STATIC/S/Polietileno_-_Alta_Densidad.HTML.
38. Wikipedia. [Último acceso octubre 5 de 2006] Disponible en: <http://es.wikipedia.org/wiki/Polietileno>.
39. Infoagro. [Último acceso en octubre 5 de 2006] Disponible en: http://www.infoagro.com/hortalizas/materiales_cubierta_invernaderos.htm#5.2.%20 Copolímero
40. DBI Plastics. [Último acceso en octubre 5 de 2006] Disponible en: <http://www.dbiplastics.com/spanish/products/materials.asp>.
41. Neumática: Conceptos y aplicaciones. [Último acceso en enero 2 de 2007] Disponible en: <http://www.sapiensman.com/neumatica/>
42. Yu JC, Borke JL, Zhang G. Brief Synopsis of Cranial Sutures: Optimization by Adaptation. *Semin Pediatr Neurol.* 2004 Dec;11(4):249-55.
43. Vij K, Mao JJ. Geometry and cell density of rat craniofacial sutures during early postnatal development and upon in vivo cyclic loading. *Bone* 2006; 38: 722-730.
44. Proff P, Weingärtner J, Bayerlein T, Reicheneder C, Fanghänel J, Bill J. Histological and histomorphometric study of growth-related changes of cranial sutures in the animal model. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006 Sep;34 Suppl 2:96-100.
45. Wikipedia. [Último acceso en enero 9 de 2007] Disponible en: http://es.wikipedia.org/wiki/L%C3%ADquido_cefalorraqu%C3%ADdeo.
46. Armstrong DL, Bagnall C, Harding JE, Teele RL. Measurement of the subarachnoid space by ultrasound in preterm infants. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed.* 2002 Mar;86(2): F124-126.
47. Libicher M, Troger J. US Measurement of the Subarachnoid Space in Infants: Normal Values. *Radiology.* 1992 Sep;184(3):749-51.
48. Brandel B, Lakes RS."Negative Poisson's ratio polyethylene foams". *J Mater Sci.* 2001; 36: 5885-5893.

49. Verdejo R, Mills N. Performance of EVA foam in running shoes. *The Engineering of Sport* 2002; 4: 580-587.
50. Wu J, Pike RT, Sitaraman SK, Wong CP. New Reworkable High Temperature Low Modulus (in excess of 400-500 °C) Adhesives for MCM.D Assembly. *Journal of Electronic Packaging* 2002; 122(1): 55-60.
51. W J, Wan L. Understanding Brain Mechanics Through Computer Simulation. *WIHIR Health Informatics Research Seminar 2006*.
52. Motorola Semiconductor Technical Data by MPX2010/D 2002. [Último acceso en diciembre 15 de 2006] Disponible en: <http://motorola.com/sps/>.

