

Diseño de un equipo de bipedestación

Ronald Saavedra, Eduin García, Thalía San Antonio*

Centro de Investigaciones en Mecánica (CIMEC), Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela

Resumen.-

En este trabajo se diseñó un dispositivo que permite realizar terapias de bipedestación, para ello se estudió el movimiento del cuerpo humano al ponerse de pie, y se buscó simular este fenómeno utilizando un mecanismo de paralelogramo deformable. La metodología empleada abarca observación directa, recopilación y análisis bibliográfico, uso de programas de diseño CAD y fabricación de maquetas. El dispositivo diseñado permite los movimientos de sentado a bípedo y de acostado a bípedo, adicionalmente ofrece al usuario la posibilidad de ejercitar los miembros inferiores y superiores, para lo que cuenta con un sistema de palancas y pedales configurados para simular una caminata suave.

Palabras clave: Dispositivo de rehabilitación, terapia de bipedestación, ciclo de marcha, biomecánica

A standing up device desing

Abstract.-

A device that allows enhancing standing therapies was designed; the human body motion when standing up was studied, and simulate with a parallelogram mechanism. The research is based primarily on direct observation, a review of the state of the art, CAD design programs, and prototyping. The device operates in the modalities of sitting to standing, and lying to standing, additionally it offers the possibility of exercising the upper and lower limbs, being equipped with a system of levers and pedals design to simulate a gentle walk.

Keywords: Rehabilitation device, standing up therapy, gait cycle, biomechanics.

Recibido: noviembre 2012

Aceptado: febrero 2013.

1. Introducción

Entre las discapacidades que generalmente afectan a los seres humanos está la imposibilidad de ponerse y mantenerse en pie, esta deficiencia se presenta a raíz de enfermedades y lesiones músculo-esqueléticas. En muchos de estos casos existe un déficit de control del tronco y de las extremidades inferiores que impiden al individuo erguirse por sus propios medios [1]. Las personas con este tipo de discapacidad permanecen excesivos periodos de tiempo sentadas en sillas de ruedas

o acostadas, lo que genera una serie de trastornos asociados a la posición y a la falta de actividad. Entre los principales inconvenientes de este tipo de pacientes están los de tipo vascular, osteo-articular, limitación en las actividades físicas residuales y las relaciones sociales. Para tratar estos casos se recurre a la fisioterapia, donde la bipedestación se plantea como un objetivo primordial en la rehabilitación [2].

Los bipedestadores son equipos mecánicos cuya función principal es ayudar a erguir a una persona que no puede hacerlo por sí misma con el fin de evitar la pérdida de masa ósea, mejorar la circulación sanguínea, mejorar las funciones digestivas, respiratorias, renales y urinarias, permitir el uso de los miembros inferiores y generar el beneficio psicológico asociado a encontrarse a la misma altura de sus interlocutores [3].

*Autor para correspondencia

Correo-e: thalia.sanantonio@gmail.com (Thalía San Antonio)



Figura 1: Equipo tipo camilla basculante [4].

En la mayoría los centros de salud pública en Venezuela los equipos destinados a la fisioterapia de bipedestación, consisten de una estructura metálica con tableros de madera sujetos a ella a manera de mesa (ver Figura 1), donde un terapeuta amarra al paciente y realiza el trabajo de colocarlo en posición vertical al hacer girar la mesa. Este tipo de equipos genera varios inconvenientes para la correcta realización de la terapia como son: (i) se requiere de un gran esfuerzo físico de parte del terapeuta, (ii) se dificulta la colocación del paciente en ángulos intermedios, (iii) no se puede controlar la velocidad de verticalización de acuerdo a la respuesta fisiológica del paciente y (iv) no permite realizar el movimiento natural del cuerpo de flexionar las articulaciones de las piernas y el tronco para levantarse.

1.1. Equipos de Bipedestación

A continuación se resumen los dispositivos bipedestadores que sirvieron de referencias en el diseño del equipo diseñado en esta investigación:

En 1999 Liljedahl Gunnar [5], presentó el diseño de un sistema de ayuda a las personas con discapacidad para ponerse de pie. Esta invención consiste en una grúa de elevación móvil que



Figura 2: Bipedestador tipo grúa [5].

levanta al paciente desde su silla hasta la posición de pie con un arnés tipo onda a la altura de las axilas como se aprecia en la Figura 2.

En 2009 Hunzikier Kurt [6], diseñó un prototipo de una silla para terapias de rehabilitación y reeducación física de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo, que permite llevar al paciente de posición sentado a de pie. El dispositivo se muestra en la Figura 3.

En 2009 Perk Heinrich [7], presentó el diseño de un dispositivo ajustable a una silla de ruedas, para bipedestación que comprende un mecanismo de paralelogramo (ver Figura 4), provisto de un asiento y un respaldo anclados al mecanismo motriz y un actuador dispuesto desde la base hasta la articulación del respaldo. El asiento provee el empuje necesario para mover la silla y

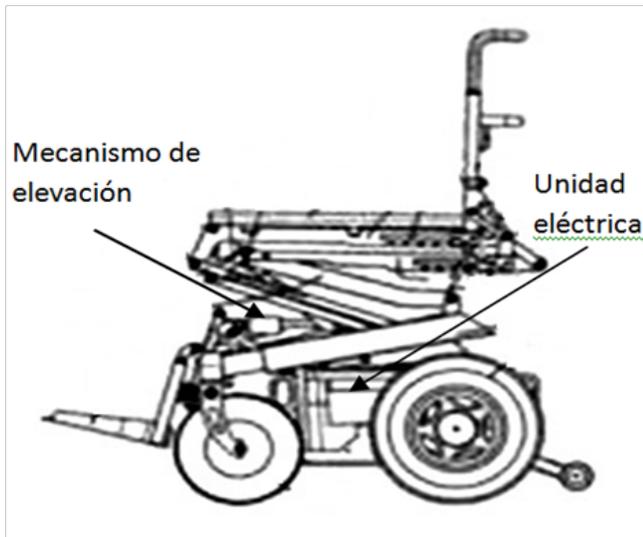


Figura 3: Silla de Ruedas con Mecanismo de Bipedestación [6].

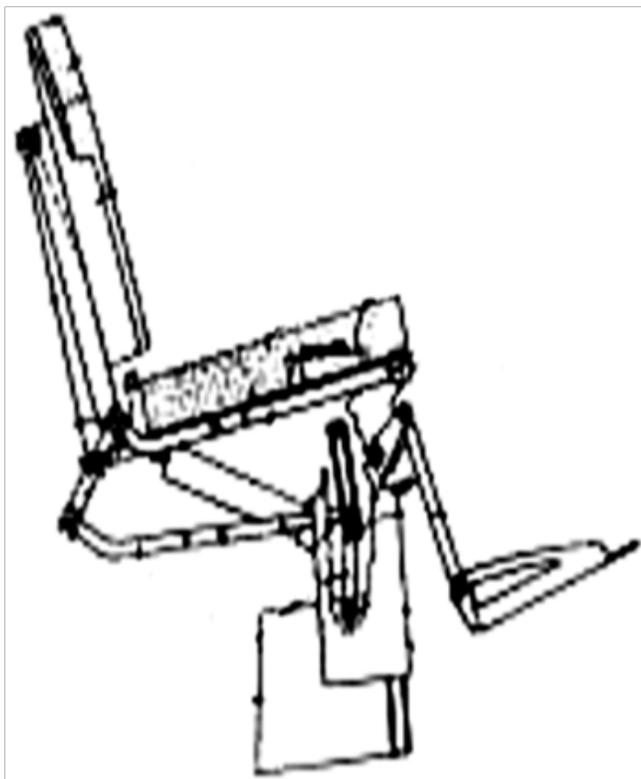


Figura 4: Bipedestador de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo [7].

realizar el trabajo de poner en pie a una persona, también incorpora un reposapiés instalado de forma independiente a la silla, pudiéndose instalar

en el armazón de la silla de rueda el mecanismo de paralelogramo para ajustar según se requiera.

1.2. Biomecánica de la bipedestación y la marcha humana

Para el estudio y análisis del movimiento humano se aplican los principios de la mecánica y biomecánica al cuerpo humano, la mecánica se utiliza en el estudio de fuerzas y sus efectos, mientras que la biomecánica se apoya en la aplicación de los principios de la mecánica, la anatomía, la antropometría, y la fisiología para analizar a la persona tanto en movimiento como en reposo [8].

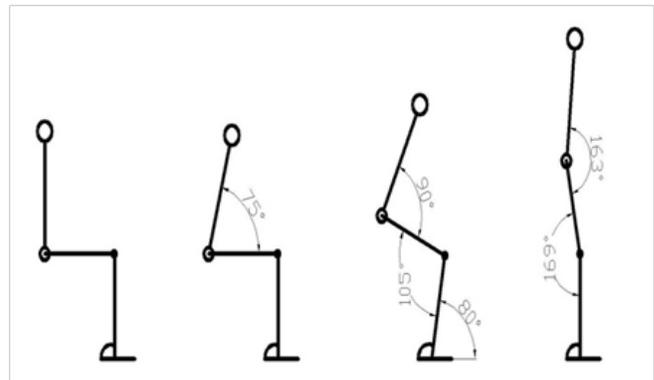


Figura 5: Biomecánica de la Bipedestación [1].

El cambio de posición de sentado a de pie involucra la interacción entre las articulaciones del tobillo, la rodilla, la cadera y la columna vertebral, como se observa en la Figura 5. La información que proporciona el estudio biomecánico, será de utilidad como parámetros de diseño que se usarán más adelante en la síntesis del mecanismo principal del prototipo [9].

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad. El ciclo de la marcha (ver Figura 6) comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo. El tiempo estimado de cada fase del ciclo a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es de 40 % en la fase de apoyo,

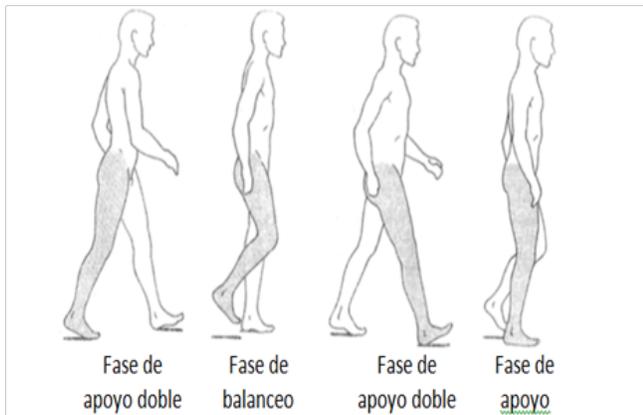


Figura 6: Fases del ciclo de marcha [1].

de 40 % en la fase de balanceo y del 20 % en la fase de apoyo doble.

2. Metodología

Luego de recopilar información referente a la mecánica de la bipedestación, la marcha y los equipos disponibles en el mercado europeo y americano y con miras a producir un equipo económico y que pueda ser fabricado con materiales de fácil adquisición en el país se diseñó un equipo de bipedestación multifuncional en varias etapas que se describen a continuación.

2.1. Modelo del primer bipedestador (EBI 1)

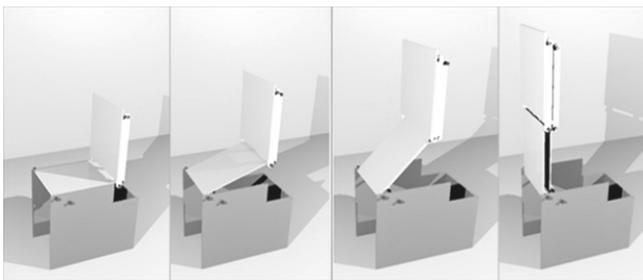


Figura 7: Maqueta sintetizada a partir del análisis preliminar (EBI 1) [10].

En base al análisis hecho a equipos de rehabilitación existentes y aplicando ingeniería inversa se sintetizó un primer modelo a escala 1:10 el cual se llamó **EBI 1** (Equipo de Bipedestación # 1) y que se muestra en la Figura 7.

El mecanismo principal funcionó de acuerdo a las especificaciones y los requerimientos de movilidad. El hecho de emplear mecanismos de cuatro barras para simular el movimiento del cuerpo humano al ponerse de pie, es una solución simple y de ella se derivan muchos de los modelos comerciales actuales. Una vez comprobada la funcionalidad del mecanismo se proponen diseños que puedan satisfacer las necesidades y restricciones del problema, para ello como primer paso, se construyó un modelo a escala con el fin de realizar pruebas encaminadas a detectar problemas en la interacción entre los componentes móviles [10].

2.2. Modelo del segundo bipedestador (EBI 2)

Al nuevo modelo se incorporan atributos para satisfacer las restricciones de operación, entre ellas está la posibilidad de que el sistema funcione como camilla y así poder abarcar a pacientes que no puedan articular los miembros inferiores pero que van a realizar la terapia de bipedestación, aumentando la versatilidad del equipo.

Este desarrollo experimental permitió poner en práctica varias ideas de diseño y construcción, también permitió detectar la necesidad de agregar elementos a este primer prototipo como lo son:

- El sistema de sujeción de las piernas.
- El mecanismo del espaldar, para el ajuste del equipo a la estatura del paciente.
- Un mecanismo que simule el caminar natural de una persona.

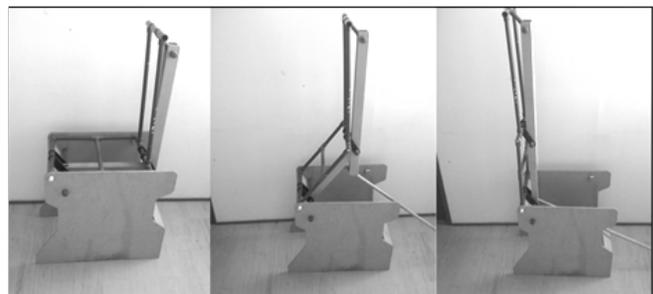


Figura 8: Modelo EBI 2 (modo silla- bípodo) [10].

Se construyó un prototipo que permitió realizar pruebas cinemáticas al mecanismo e identificar

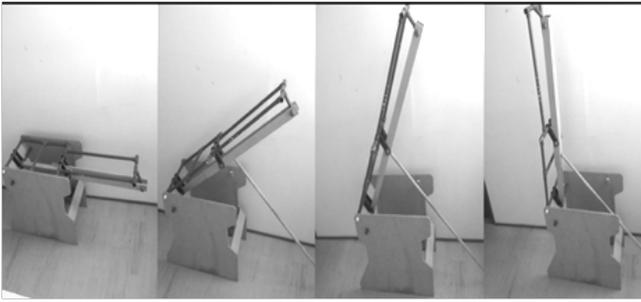


Figura 9: Modelo EBI 2 (modo camilla- bípedo) [10].

que la condición de operación más crítica es cuando el dispositivo cambia de la configuración de camilla a bípedo, adicionalmente se estimó que el material de construcción podrían ser perfiles metálicos de sección rectangular y/o circular con miras a facilitar su construcción y ensamblaje (ver Figuras 8 y 9).

2.3. Modelo del tercer bipedestador (EBI 3)

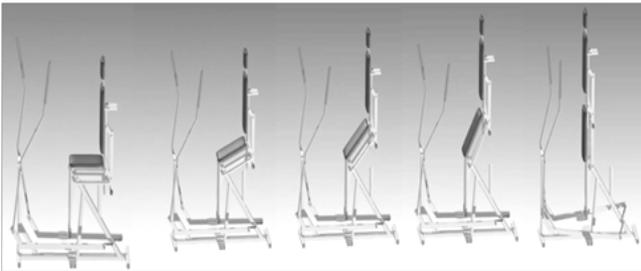


Figura 10: Simulación de operación del modelo EBI 3 modo Silla-Bípedo [10].

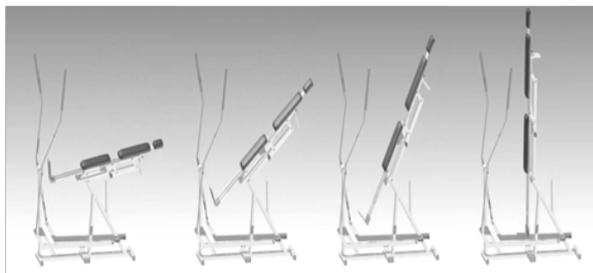


Figura 11: Simulación de operación del modelo EBI 3 modo Camilla- Bípedo [10].

Una vez realizado el estudio del modelo EBI 2, tanto en interacción de componentes como en fun-

cionamiento, se incorporaron todos los parámetros de diseño a un prototipo digital con ayuda de un programa de diseño asistido por computador. El mecanismo para simular la marcha se desarrolló en base al funcionamiento de una máquina de ejercitación orbital. Las Figuras 10 y 11) muestra al prototipo digital con la adaptación del mecanismo simulador de caminata pasando de la posición silla a bípedo y camilla a bípedo respectivamente.

3. Resultados

Una vez realizadas las simulaciones y verificado su funcionamiento de forma virtual, se selecciona un material y se realizan los análisis de esfuerzos a fin de completar el diseño.

3.1. Características del sistema diseñado

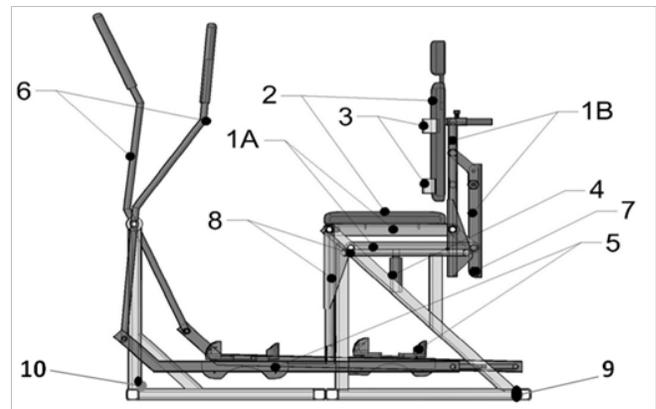


Figura 12: Esquema del sistema diseñado (modelo EBI 3) [10].

Un esquema del equipo para terapias de bipedestación propuesto se muestra en la Figura 12, consta de dos mecanismos de cuatro barras (1A y 1B), colocados de manera tal que forman el soporte de una silla (2), la cual tiene un arnés de seguridad (3), cuya función es mantener al paciente sujeto al equipo, el primer mecanismo (1A) se ubica debajo del asiento, el segundo (1B) que está conectado al primero va detrás del respaldo de la silla. Con el objeto de que el equipo pueda ejecutar la terapia de bipedestación, cuenta con un actuador hidráulico (4) encargado de inducir el movimiento al mecanismo 1A, el

cual lo transmite al mecanismo 1B, hasta lograr que ambos formen un ángulo de 180° entre ellos; es importante destacar que el actuador puede ser manejado por el paciente. Al llegar a este punto el paciente realiza la terapia de bipedestación y si le es requerido puede utilizar los pedales (5) y palancas (6) para ejercitar sus miembros inferiores y superiores respectivamente [10].

3.2. Análisis de esfuerzos cálculo analítico y elementos finitos.

El equipo estará destinado a pacientes con un peso comprendido entre 50 y 150 kg según los datos suministrados por el personal encargado del área de rehabilitación del IVSS. En el diseño se establece como carga crítica de trabajo 150 kg a fin de abarcar el rango de operación e incorporar un factor de seguridad. No se realizaron cálculos por fatiga debido a que la velocidad de operación es muy baja por lo que los componentes se comportan más como elementos estáticos que dinámicos.

Dado que el equipo de rehabilitación se asemeja a una máquina de entrenamiento físico de gimnasio, se espera que este expuesto a golpes, maltratos y muchos ciclos de terapias, por ello se seleccionó como material de construcción tubos de acero. Los más comunes y por ende más usados para este tipo de equipo en el mercado nacional son los perfiles de acero estructural.

El equipo tiene partes móviles que permiten cambiar su configuración, esto implica que la carga que deberá soportar, cambia de ubicación respecto a cada uno de las partes que conforman a este equipo, razón por la cual sus piezas estarán sometidas a distintos estados de esfuerzos. Por tal motivo el cálculo de esfuerzos se realiza en la posición de trabajo crítica para garantizar que ninguna de las piezas del equipo fallará al trabajar con las cargas que el resto de las posiciones del equipo genere sobre éstas.

A continuación se muestra el cálculo analítico y de elementos finitos de la base del equipo (ver Figura 13) y se presentan los resultados de un análisis equivalente para la barra motriz por ser éstos los elementos más críticos del diseño.

Se considera que cuando el equipo esté configurado como camilla y deba soportar una carga de

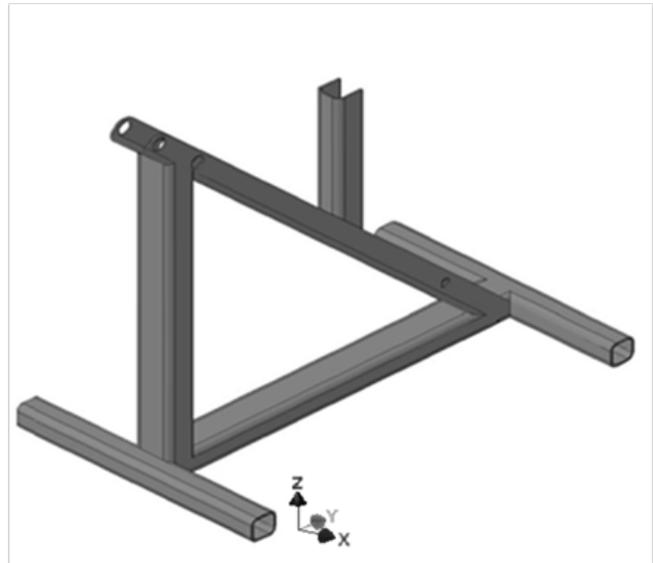


Figura 13: Base principal [10]

1500 N, las principales piezas del equipo se ven sometidas a los máximos esfuerzos que se pueden generar respecto al resto de las posiciones. Por tal motivo esta posición es considerada la posición de trabajo crítica.

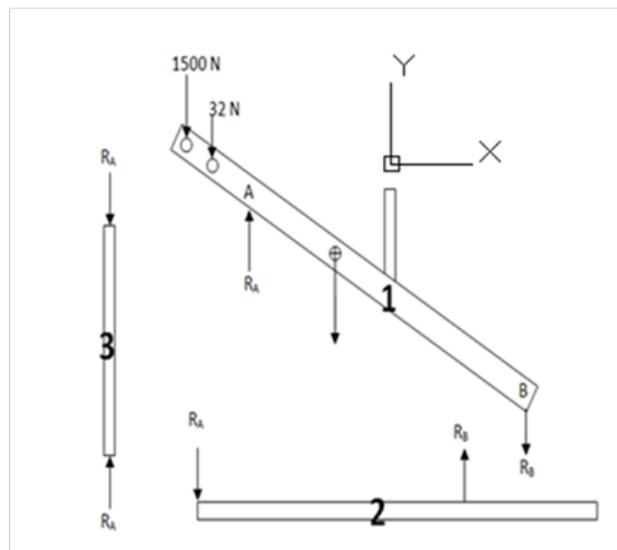


Figura 14: Diagrama de cuerpo libre de la base.

La base principal está conformada por perfiles estructurales de acero A500 grado C, de sección $80 \text{ mm} \times 40 \text{ mm}$. Para la estructura triangular y $40 \text{ mm} \times 40 \text{ mm}$ para las patas. La Figura 14 muestra

los diagramas de cuerpo libre de las barras que conforman la base.

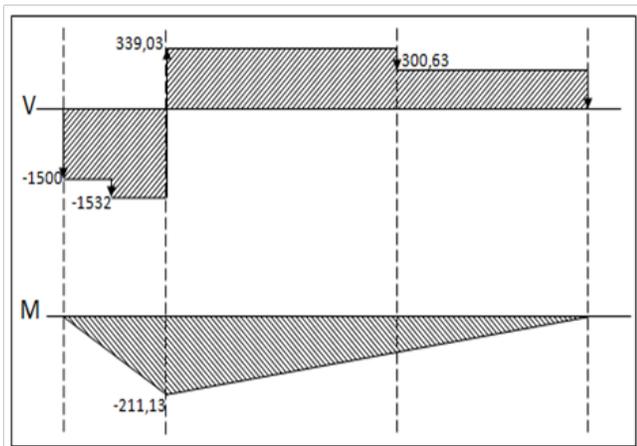


Figura 15: Diagrama de corte y momento de la barra 1 de la base.

El cálculo de los valores de las reacciones que se generan se obtiene haciendo sumatorias de fuerzas y momentos cada uno de los elementos. La barra 1 (ver Figura 14) trabaja en un estado combinado de esfuerzos donde predominan el esfuerzo cortante y momento flector. Es necesario calcular el esfuerzo crítico y para ello se debe ubicar en el diagrama de corte y momento (Figura 15) el punto más esforzado. Posteriormente se determina el valor del esfuerzo por flexión y esfuerzo por corte mediante las Ecuaciones 1 y 2 respectivamente [11, 12]

$$\sigma_f = \frac{M_f x Y}{I}, \quad (1)$$

donde: σ_f : Esfuerzo por flexión (MPa); M_f : Momento flector (Nm); Y : Distancia entre eje neutro y la fibra más alejada (m); I : Inercia de la barra (m^4).

$$\tau = \frac{V}{A}, \quad (2)$$

donde: τ : Esfuerzo cortante (MPa); V : Fuerza cortante (N); A : Área de la sección transversal donde actúa la fuerza cortante (m^2).

Luego de analizar los diagramas de corte y momento de la Figura 15 se obtienen los siguientes resultados: $\sigma_f = 56$ MPa y $\tau = 5$ MPa.

Es necesario determinar el valor del esfuerzo crítico para ello se aplica la Ecuación 3.

$$\sigma_{Crit} = \sqrt{\sigma_{xy}^2 + \sigma_{yz}^2 - \sigma_{xy} \times \sigma_{yz} + 3 \times \tau_{xy}^2}, \quad (3)$$

donde: σ_{Crit} : Esfuerzo crítico (MPa); σ_{xy} : Esfuerzo flector en el plano xy (MPa); σ_{yz} : Esfuerzo flector en el plano yz (MPa); τ_{xy} : Esfuerzo cortante en el plano xy (MPa).

Tras resolver la ecuación se obtiene un valor para el esfuerzo crítico de $\sigma_{Crit} = 56,64$ MPa, y se procede a calcular el factor de seguridad por medio de la Ecuación 4.

$$N = \frac{\sigma_{Fluencia}}{\sigma_{Crit}}, \quad (4)$$

donde: $\sigma_{Fluencia}$: Esfuerzo de fluencia del material (MPa); σ_{Crit} : Esfuerzo crítico de trabajo (MPa).

El valor del factor de seguridad es de 6 lo cual indica que la pieza en el punto crítico de carga trabaja por debajo del límite de fluencia, además indica que puede soportar una carga superior sin llegar a dicho límite.

La barra 3 (ver Figura 14) trabaja a compresión, por esta razón se requiere aplicar el Criterio de Fluencia de Von Mises (Ecuación 5)

$$\sigma_{Comp} = \frac{2}{\sqrt{3}} \times \sigma_{Fluencia}, \quad (5)$$

donde: σ_{Comp} : Esfuerzo máximo de compresión del material (MPa); $\sigma_{Fluencia}$: Esfuerzo de fluencia del material (MPa).

De este criterio ha de obtenerse el valor del máximo esfuerzo que puede soportar el material es de $\sigma_{Comp} = 398.475$ MPa

Ahora se debe calcular el esfuerzo a compresión que genera el estado de cargas al que se encuentra sometida la barra 3, para ello es necesario aplicar la Ecuación 6

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (6)$$

donde: σ : Esfuerzo a compresión (Mpa); F : Carga (MN); A : Área de la sección transversal (m^2).

$$\sigma = 4MPa$$

Al momento de realizar el análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos se considera a la base principal como una estructura con las siguientes condiciones de borde

1. Estará fija al suelo a lo largo de barras de soporte o patas (esta condición se representa con flechas cortas en la Figura 16).

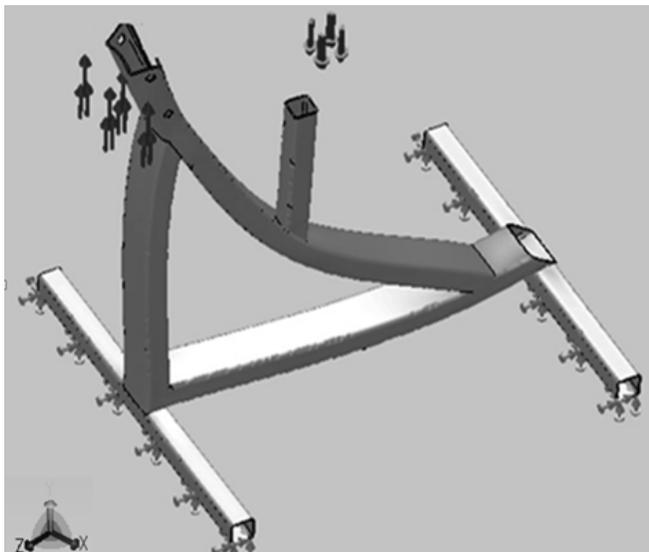


Figura 16: Condiciones de borde de la base [10].

- La carga que esta soporta en la condición crítica está ubicada en dos lugares en el agujero del extremo superior y en el apoyo para la barra motriz (condición representada con las flechas largas en la Figura 16).

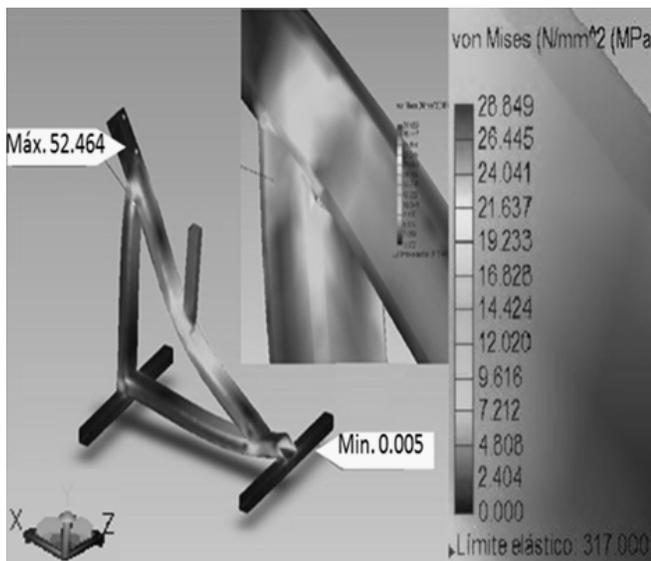


Figura 17: Resultados del estudio de elementos finitos de la base [10].

Luego de realizar un análisis de convergencia se tiene que el valor del esfuerzo máximo de von Mises en la base principal, cuando está sometida a la

Tabla 1: Resultados del estudio utilizando MEF en la base principal del dispositivo.

Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad	U_x mm	U_y mm	U_z mm
56,2	5,64	0,12	0,17	0

carga crítica, tiene un valor de 56,2 MPa al utilizar una malla con 21.434 elementos (ver Figura 17). En factor de seguridad y los desplazamientos obtenidos del estudio también presentan una tendencia similar a la del esfuerzo, y se detallan en la Tabla 1.

La barra motriz es uno de los componentes más importantes del equipo pues es el encargado de transmitir la fuerza del actuador hidráulico al mecanismo que permite realizar la bipedestación. Al igual que a la base se le realizó el estudio analítico de esfuerzos y se obtuvo un esfuerzo $\sigma_f = 91.56$ MPa y un factor de seguridad de 3.01.

Tabla 2: Resultados del estudio de esfuerzos en la barra motriz.

Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad	U_x mm	U_y mm	U_z mm
96,45	3,28	0,07	0,25	0

Al igual que en el estudio de la base principal las demás variables como son el factor de seguridad y los desplazamientos presentan una tendencia constante a partir de los 12.901 elementos y sus valores se presentan en la Tabla 2.

El estudio mecánico realizado mostró que el esfuerzo al que está sometida la base bajo las cargas críticas aplicadas es mucho menor que el máximo esfuerzo a compresión que ésta puede soportar. El resto de las barras que conforman el asiento y el espaldar tienen el mismo comportamiento que la barra 3, por tal motivo se asume que todas éstas se comportan de la misma manera y no fallan.

El factor de seguridad de la base fue alto en comparación con los factores de seguridad que se emplean normalmente, ya que éstos tienen valores entre 2 y 3, sin embargo por ser un equipo a emplearse en terapias de rehabilitación, el que tenga factor seguridad de 5,64 le da un grado

extra de confiabilidad. Esto indica que el material seleccionado es apropiado para su fabricación y operación.

El factor de seguridad de la barra motriz fue de 3,28 que es satisfactorio por ser la barra motriz un elemento de vital importancia para el correcto funcionamiento del quipo, con lo que se garantiza que la barra trabajará sin presentar fallas al ser utilizada por un paciente de 150 kg.

Al igual que en los otros elementos del equipo, estos resultados indican que el cálculo por elementos finitos fue preciso. La mayor discrepancia se presentó en el caso de la base donde la diferencia fue de 0,36 lo que representa un error de solo el 6 %.

4. Conclusiones

Los cálculos analíticos fueron consistentes con el modelo de elementos finitos utilizado para el diseño del dispositivo EBI 3, con lo cual se puede validar la utilización de la herramienta computacional para el diseño de este tipo de equipos bajo las condiciones de operación críticas.

El equipo se desempeñó muy bien, desde el punto de vista de diseño, las propiedades mecánicas del material (esfuerzos de fluencia, dureza, % de deformación) están muy por encima de los estados de esfuerzos calculados para la condición crítica de trabajo, lo cual según los médicos puede ayudar a generar sensación de seguridad, que es un factor importante de la terapia.

Se estima que el prototipo EBI 3 ayudará a reducir de forma significativa el tiempo y esfuerzo que se requiere en las terapias de bipedestación, permitirá maximizar el aprovechamiento de espacios en las áreas de fisioterapia al incorporar al menos tres terapias que se realizaban de manera individual en un mismo dispositivo, y reducirá el número de terapeutas necesarios para la terapia (al menos cuatro), a máximo un operador y el terapeuta.

Reconocimiento

Este artículo fue seleccionado por la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería

de la Universidad de Carabobo, como premio a uno de los mejores Trabajos Especial de Grado del año 2012.

Referencias

- [1] Océano Grupo Editorial, S.A. Diccionario de Medicina 4ta Edición.
- [2] Kendaall, F y Otros. Musculos, Pruebas, Funciones y Dolor Postural, 4ta Edición. Editorial Mediterráneo, Chile.
- [3] Wireszen, N (2003-2005). Análisis de la Actividad Muscular en Posición Bípeda y Durante la Marcha. Universidad del País Vasco. Disponible en internet: www.sinergiaweb.com/
- [4] <http://www.ortopediabioblab.cl/>
- [5] Liljedahl Gunnar (1999). Patente WO/2000/054722 (Aid for Disabled Persons to Stand Up). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/
- [6] Hunzikier Kurt (2009). Patente WO/2009/009913 (Stand Up Unit for Stand Up Wheel Chairs and Chairs Particular Therapy Chairs). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/
- [7] Perk Heinrich (2006). Patente WO/2006/036737 (Stand Up Wheel Chair). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/WO/2009/036737.
- [8] Hernandez, M y Ortega, E. (1995). Fundamentos de Fisioterapia. Editorial Síntesis.
- [9] Wireszen N. (2006) Biomecánica de la Marcha Humana. Mc Graw Hill, Mexico.
- [10] E. García y R. Saavedra, "Diseño y construcción de un equipo de bipedestación". Tesis de grado. Escuela de Ing. Mecánica. Universidad de Carabobo. Venezuela. 2011.
- [11] Norton, R. (1999). Diseño de Maquinas. Prentice Hall, México.
- [12] Shigley, J. y Mischke, C. (2002) Diseño en Ingeniería Mecánica, Sexta Edición en Español. Mc Graw Hill/Interamericana Editores, S.A de C.V.