



núcleo de ingeniería biomédica
facultades de medicina e ingeniería



universidad de la república

Especificación de plataformas para estudios de equilibrio y propuesta de plataforma basada en tres celdas de carga: comparación de características.

Imanol Calvo

Estudiante de grado de la asignatura SEMINARIO DE INGENIERIA BIOMEDICA 2011, asignatura de grado, de posgrado y de actualización de la Facultad de Ingeniería. **nib** – Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería.
www.nib.fmed.edu.uy
calvolan@hotmail.com

Darío Geisinger

MedicaA Ltda. “Equipamiento para la evaluación del equilibrio”, 15 de marzo de 2011.
dario.geisinger@gmail.com

Franco Simini, Daniel Geido, Jorge Lobo y Eduardo Santos

Docentes del **nib**, Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República, URUGUAY. www.nib.fmed.edu.uy
simini@fing.edu.uy, ldgeido@fing.edu.uy, jlobo@fing.edu.uy, esantos@fing.edu.uy

Resumen. El centro de presión de un individuo es un parámetro relacionado con su centro de masa y su estudio, mediante el análisis de su velocidad de sway, el área donde se desplaza, así como los límites de estabilidad del individuo permiten estudiar su sistema de control postural. La plataforma actualmente utilizada en Medicaa se basa en 4 transductores presión-voltaje, su modelo puede ser modificado, ya que las mismas medidas del CDP se pueden realizar con 3 transductores. Si bien la forma de la plataforma también puede variar, el actual modelo de forma cuadrada optimiza su área y por lo tanto su peso. Existen nuevas alternativas para detectar las respuestas del sistema de control postural basadas en acelerómetros que podrían sustituir a las plataformas de fuerza.

Introducción. Las plataformas de fuerza son una herramienta de análisis utilizadas para determinar el Centro de Presión de los pacientes (COP), punto donde se encuentra de la suma de las fuerzas aplicadas por un individuo a la superficie de apoyo. En la medicina moderna estos dispositivos se utilizan en una amplia variedad de especialidades, desde fisioterapia, como herramienta a la hora de colocarle una prótesis a un paciente, hasta para mejorar la performance de los deportistas de alto rendimiento [1].

En Medicina dichas plataformas se utilizan como parte de un equipo llamado Balance Rehabilitation Unit (BRU), destinado tanto al estudio de las respuestas de la postura corporal a la estimulación opto cinética y visual-vestibular, así como a la creación de programas de rehabilitación para pacientes con deficiencias en dichas respuestas.

Utilizando tecnología de realidad virtual, los pacientes son expuestos a un entorno simulado, multi-dimensional e interactivo con el objetivo de estimular sus reflejos óculo-motor, vestibulo-ocular y vestibulo-espinal. La plataforma de fuerza es la herramienta que permite estudiar las respuestas de los pacientes a dichos estímulos mediante el análisis del comportamiento del COP. Los parámetros que se estudian son los Límites de Estabilidad del paciente (LDE), el área donde se distribuye el COP así como la velocidad de balanceo del paciente, o también llamada velocidad de sway. El paciente es sometido a distintas pruebas para discretizar en que factores su sistema de control postural posee falencias. Mediante rutinas y programas interactivos de realidad virtual, se procede con la rehabilitación del paciente estimulando dichos sistemas (óculo-motor, estimulación opto cinética y/o visual-vestibular) que no funcionan correctamente.

Centro de presión. Cuando se busca estudiar las respuestas del sistema de postura corporal, lo que se desea estudiar es cómo se comporta el centro de masa (CDM), lugar donde estaría concentrada la masa de la persona si esta se considerara como una masa puntual, o centro de gravedad (CDG) del individuo en los planos Antero-Posterior y Medio-Lateral. Sin embargo, esto resulta un procedimiento muy engorroso ya que se debe conocer el centro de masa de cada segmento del cuerpo y luego hallar el centro de masa del cuerpo ponderando sumando el de cada segmento ponderado por su masa. Sin embargo, una solución más práctica al problema es estudiar su Centro de Presión, punto de aplicación de las fuerzas del individuo sobre la superficie de apoyo [2]. Estos dos puntos, si bien son distintos, existe una relación que los vincula y permite fácilmente determinar el CDM a partir del COP, determinado mediante la utilización una plataforma de fuerza. Para encontrar dicha relación se propone utilizar el modelo de péndulo invertido para modelar el cuerpo humano (Figura 1), donde los pies siempre permanecen en contacto con el piso, y los movimientos surgen de la articulación de los tobillos. Para que este modelo sea válido, el paciente debe seguir estrictamente las restricciones de movimiento impuesta por el modelo.

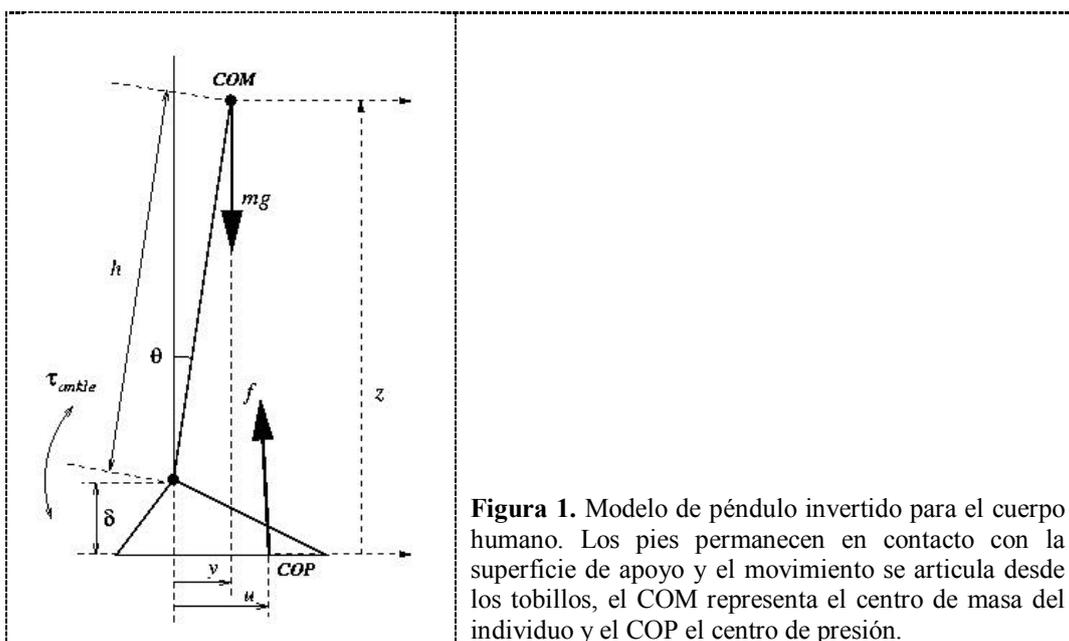


Figura 1. Modelo de péndulo invertido para el cuerpo humano. Los pies permanecen en contacto con la superficie de apoyo y el movimiento se articula desde los tobillos, el COM representa el centro de masa del individuo y el COP el centro de presión.

Analizando el modelo y aplicando la segunda ley de Newton [3] al modelo del individuo se obtiene:

$$\begin{aligned} f_V - mg &= m\ddot{z} \approx 0 \\ f_H &= m\ddot{y} \end{aligned} \quad (1)$$

Donde f_V y f_H son las componente verticales y horizontales de la reacción de la superficie de apoyo, y las coordenadas z e y son la posición del CDM con respecto al piso y al tobillo respectivamente. Se asume que la variación del CDM en el eje vertical será despreciable y por lo tanto $m\ddot{z} \approx 0$ (en este análisis se toma el cuerpo sin los pies, $m = m_{\text{cuerpo}} - m_{\text{pies}}$).

Estudiando el momento angular del cuerpo respecto al tobillo se obtiene:

$$\tau_{\text{tobillo}} + mgy = \frac{d}{dt}(I\dot{\theta}) \approx I\ddot{\theta} \approx mh^2k_s\frac{\ddot{y}}{h} = m h k_s \ddot{y} \quad (2)$$

Donde τ_{tobillo} es el torque del tobillo provocado por los músculos, I es el momento de inercia del cuerpo (sin tomar en cuenta los pies) respecto a los tobillos y se considera invariante en el tiempo. El término k_s es un factor de forma que depende de la distribución de la masa corporal en el individuo (se encontró que $k_s \approx 1.33$ para el cuerpo humano). Además, para pequeñas variaciones del ángulo θ se tiene que:

$$\sin \theta \approx \theta \text{ y } \sin \theta = \frac{y}{h}$$

Arribando a que $\ddot{\theta} \approx \frac{\ddot{y}}{h}$ para pequeñas variaciones de θ .

El momento angular del individuo respecto al tobillo también se obtiene:

$$f_H \delta + f_V u + \tau_{\text{tobillo}} = 0 \quad (3)$$

Donde δ y u son las distancias del tobillo a la superficie y del tobillo al CDP respectivamente. Combinando las ecuaciones 1, 2 y 3, se arriba a la ecuación 4 que vincula el CDP con el CDG en el plano Antero-Posterior, lo que permite estudiar el movimiento del cuerpo en dicho utilizando una plataforma de fuerza. Para el plano Medio-Lateral, se realiza el estudio del modelo de forma muy similar [4].

$$\ddot{y} = \frac{g}{h \cdot k_s} (y - u) \quad (4)$$

Medidas. Como fue mencionado anteriormente, para evaluar las repuestas del sistema postural del paciente se miden y estudian distintos parámetros asociados al centro de presión. Uno de estos primeros parámetros medido son los Límites de estabilidad (LDE). El paciente debe intentar lograr la mayor inclinación posible en las cuatro direcciones (adelante, atrás y hacia los lados), con las restricciones de movimiento impuestas por el modelo de péndulo invertido, y se determinan los desplazamientos máximos del CDP en los planos antero-posterior, A, y en el medio-lateral, B. Luego el área del LDE se determina hallando el área de una elipse de semiejes A y B.

Otro de los parámetros es el Área del centro de presión, que indica la superficie sobre la cual se desplaza el CDP durante las simulaciones. Para hallar este parámetro, se calcula el área de la elipse de confianza al 95%. Por lo tanto se arriba a la siguiente ecuación:

$$Area = 2\pi F_{0.05[2, N-1]} \sqrt{\sigma_X^2 \sigma_Y^2 - \sigma_{XY}^2}$$

Donde $F_{0.05}$ es la distribución F para $\alpha = 0.05$, N es el números de puntos sampleados y σ es la desviación [5].

Por último, el otro parámetro de interés para la evaluación del control postural del paciente es la velocidad de sway o velocidad de balanceo. Este parámetro se determina inmediatamente ya que, conocida la velocidad de muestreo y con las distancias en el eje x e y de las muestras consecutivas se puede determinar la velocidad de sway media para cada intervalo.

La plataforma. Como se explicó, la plataforma es el dispositivo que permite computar el CDP. La empleada en el BRU fue hecha a pedido por la compañía uruguaya “Negri, Quartino y Ferrario”, empresa especializada en balanzas y sistemas de pesaje. Esta consistía en una base metálica cuadrada de 50 cm de lado, sobre la cual se colocaban los transductores presión-voltaje en los extremos. Los transductores utilizados son celdas de carta del tipo sensores de viga fabricados por “Mettler y Toledo”, modelo 793, cuya carga máxima es de 5000 lb [6]. Finalmente, sobre esta estructura se colocó una lámina de chapa cuadrada suficientemente gruesa para que no sufra deformaciones o se curve ante el peso de una persona.

El método utilizado para determinar el COP utilizando una plataforma de fuerza surge de analizar las fuerzas aplicadas en la plataforma, peso del individuo y normales en los puntos de apoyo (en las celdas de carga) como se detalla en las figuras 2 y 3.

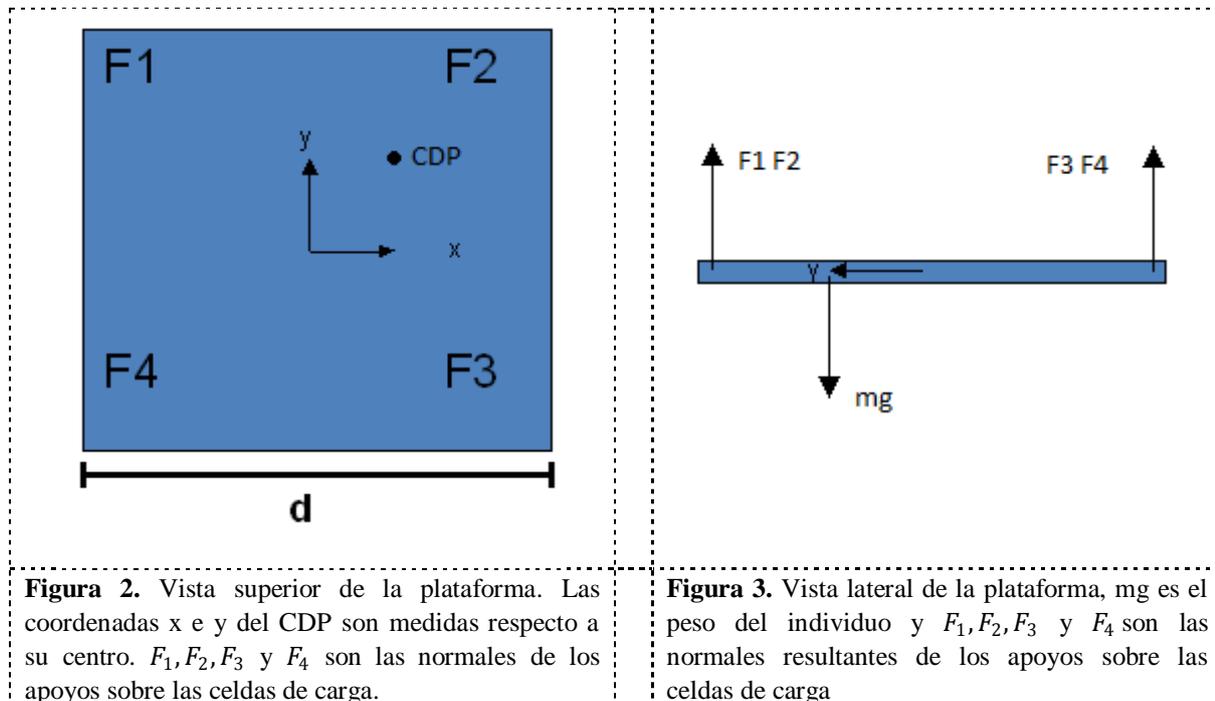


Figura 2. Vista superior de la plataforma. Las coordenadas x e y del CDP son medidas respecto a su centro. F_1, F_2, F_3 y F_4 son las normales de los apoyos sobre las celdas de carga.

Figura 3. Vista lateral de la plataforma, mg es el peso del individuo y F_1, F_2, F_3 y F_4 son las normales resultantes de los apoyos sobre las celdas de carga

F_1, F_2, F_3 y F_4 son las normales que resultan de los apoyos de la plataforma y mg el peso del individuo. Por lo tanto, aplicando las ecuaciones del equilibrio para la placa, segunda ley de Newton en el eje z y momento angular del individuo en el eje x e y, se arriba a las siguientes ecuaciones:

$$\sum_1^3 F_i = mg$$

$$y_{COP} \cdot mg = \frac{d}{2} [(F_1 + F_2) - (F_4 + F_3)]$$

$$x_{COP} \cdot mg = \frac{d}{2} [(F_2 + F_3) - (F_1 + F_4)]$$

La salida de cada celda es sensada por separado, luego, se determina de forma inmediata la posición del CDP con respecto al centro de la plataforma luego de unos simples cálculos.

Plataforma de 3 celdas de carga. Durante el proceso de desarrollo del BRU, los involucrados en el diseño del proyecto se plantearon la posibilidad de modificar la plataforma de fuerza, buscando modelos alternativos. En este documento se estudiará la posibilidad de variar la forma de la plataforma y cantidad de sensores para estudiar su funcionalidad, ventajas y desventajas contra el modelo utilizado en el BRU. El modelo de estudio adoptado fue una plataforma de forma triangular equilátera de lado d y con las celdas de carga ubicadas en los vértices (figuras 4 y 5).

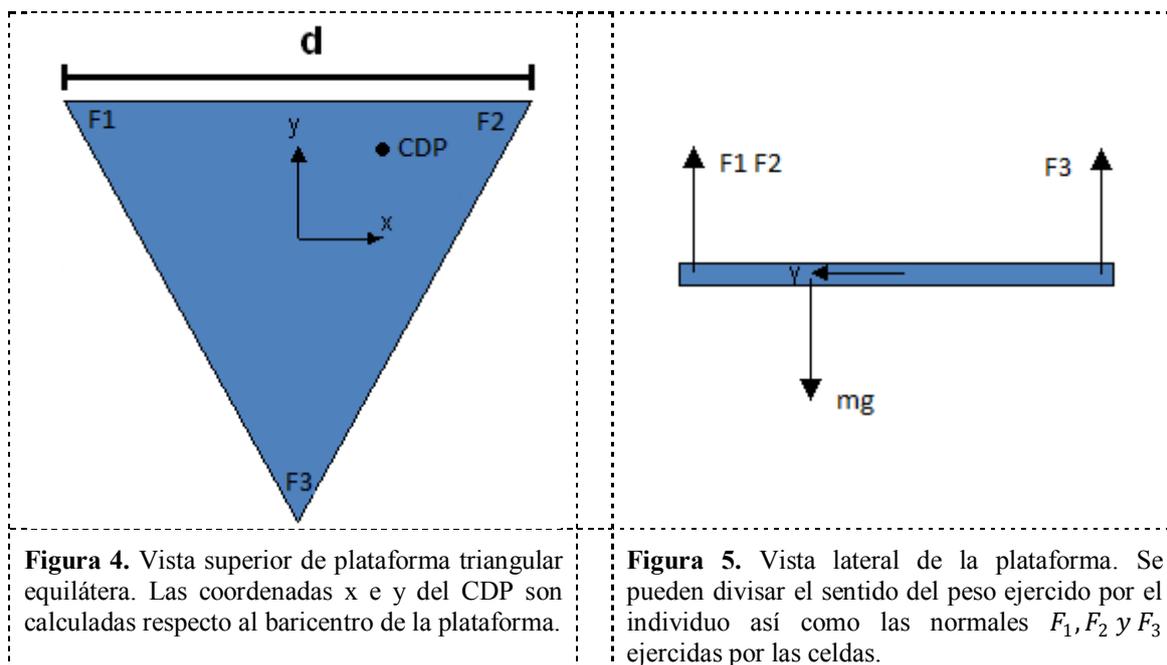


Figura 4. Vista superior de plataforma triangular equilátera. Las coordenadas x e y del CDP son calculadas respecto al baricentro de la plataforma.

Figura 5. Vista lateral de la plataforma. Se pueden divisar el sentido del peso ejercido por el individuo así como las normales F_1, F_2 y F_3 ejercidas por las celdas.

Realizando un análisis análogo, aplicando la segunda ley de Newton en el eje z y el momento angular según el eje x e y se arriba a las siguientes ecuaciones:

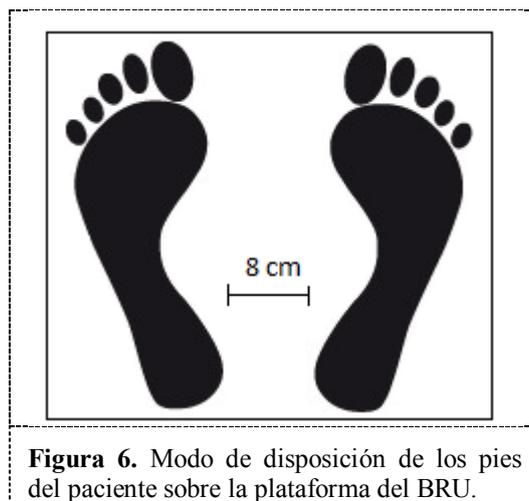
$$\sum_1^3 F_i = mg$$

$$y_{COP} \cdot mg = \frac{d}{2\sqrt{3}}(F_1 + F_2) - \frac{d}{\sqrt{3}}F_3$$

$$x_{COP} \cdot mg = \frac{d}{2}(F_1 - F_2)$$

Estos cálculos muestran que es posible prescindir de un transductor a la hora de hallar las dos coordenadas que determinan la posición del centro de presión, solamente se deben cambiar las constantes por las que se ponderan las señales proporcionadas por las celdas de carga. Sin embargo, utilizar solo tres transductores induce a un cambio en la elección de los transductores ya que el peso que debía repartirse entre cuatro transductores, en este modelo debe ser soportado entre tres transductores solamente. Para el modelo de celda de carga utilizado, existen distintas variantes que pueden soportar diferentes cargas máximas pero de todas maneras, el precio no varía entre estos distintos tipos de celda [6]. Por lo tanto, se podría producir disminuir el precio de fabricación de la plataforma si se diseña con tres transductores.

El hecho que la plataforma reduce su precio de fabricación sin perder funcionalidad si su diseño se basa en la utilización de tres celdas de carga abre las puertas a analizar la morfología de la plataforma. Dentro de los posibles diseños se podría optar por triangulares, circulares y otros polígonos. Los requerimientos exigidos para la plataforma es que su área sea suficientemente grande como para abarcar el área de apoyo de los pies. Para el estudio realizado, los pacientes deben separar sus pies una distancia de 8 centímetros y se busca que la plataforma pueda ser suficientemente grande como para cualquier tipo de pies, por lo tanto, se estima que la plataforma debe poder incluir un área cuadrada similar a la figura 6.



Buscando minimizar el área de la plataforma, se arriba a que su forma óptima es cuadrada, ya que si esta fuera circular o triangular, estas serían de mayor tamaño para poder incluir dicha área cuadrada (Figuras 7 y 8). Esto provocaría un aumento considerable de la cantidad de material utilizado, aumentando su costo de fabricación, provocando un aumento considerable del peso de la plataforma provocando limitaciones a la hora de almacenarla en un depósito, su transporte luego de realizada la venta del equipo y futuros movimientos.



El peso de la plataforma de fuerza es una de sus mayores limitaciones y desventajas. Generalmente estas son muy pesadas e incapaces de transportar, y una vez instaladas, su movilidad se vuelve prácticamente nula. Por ello, para remplazar estos dispositivos, se han buscado nuevas alternativas para el estudio del movimiento del centro de masa, y uno de los las metodologías que parece sustituir tanto a las plataformas de fuerza como a la posturografía computada es la utilización de acelerómetros ubicados en ciertos puntos específicos del cuerpo. Recientemente se descubrió que utilizando un acelerómetro de dos direcciones, medio-lateral y antero-posterior,

adosado a la pelvis del paciente para computar el movimiento del CDM, los datos recabados tienen una buena correlación con los recabados por medio de la plataforma de fuerza o posturografía computada. Los estudios realizados hasta el momento con acelerómetros solo se realizaron con personas sanas y en paralelo con equipos de posturografía dinámica computada, pero estos avances son prometedores dadas las ventajas que presenta los acelerómetros, que son dispositivos pequeños y de relativamente bajo costo en comparación con el resto de los equipos que generalmente tienen un elevado precio y requieren en espacio del laboratorio o clínica específicamente para ellos [7].

Conclusiones. Se observó cómo se puede estudiar el centro de masa de un individuo a través del centro de presión que este ejerce a la superficie donde la cual se encuentra parado, si se comporta como modelo de péndulo invertido. Se analizaron los distintos parámetros asociados al centro de presión y que se pueden determinar utilizando una plataforma de fuerza utilizando hardware y software sencillos. Se estudió la plataforma fabricada por encargo de MedicaA y se encontró que se podría prescindir del uso de un transductor y utilizar una plataforma con 3 transductores en lugar de cuatro, sin afectar su funcionamiento. También se halló que la forma de la plataforma es la óptima, minimizando la superficie de la plataforma, reduciendo sus costos y peso. Sin embargo, dado las recientes investigaciones realizadas en el área de la posturografía, se puede concluir que si se ha de modificar de alguna manera del método de la detección del CDP, la estrategia más conveniente será reemplazar la plataforma de fuerza por un acelerómetro ubicado en la pelvis del paciente.

Referencias:

- [1] “CgMed: Diseño y construcción de plataforma para determinar posición del centro de gravedad en bipedestación”. Cuesta L F, Lema J D, diciembre 2009, págs. 26-36, Medellín, Colombia.
- [2] “Drugs and Postural Sway, Quantifying Balance as a Tool to Measure Drug Effects.” Samer S. Hasan, Deborah W. Robin and Richard G Shiavi. Department of Biomedical Engineering Department of Medicine, Vanderbilt University, December 1992.
- [3] “Apuntes de Mecánica Newtoniana: Sistemas de Partículas, Cinemática y Dinámica del Rígido”. Fernández A, Marta D, Instituto de Física, Facultad de Ingeniería, Universidad de la República.
- [4] “Computing the COM from the COP in postural sway movements”. Morasso P, Spada G and Capra R. University of Genova - Dept. of Informatics, Systems and Telecommunication, Italy and Center of Bioengineering, Rehabilitation Hospital la Colletta, Arenzano, Italy. Human Movement Science 18, 759-67, 1999
- [5] “Postural control and sensory perception in patients with Parkinson’s Disease”. Suarez H, Geisinger F, Suarez A, Carrera X, Buzo R y Amorin I, 2008.
- [6] “0793 Load Cell Specifications”, proporcionada por “Negri, Quartino y Ferrario”.
- [7] “A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance”. Whitney S L, Roche J L, Marchetti G F, Lin C C, Steed D P, Furman G R, Musolino M C, Redfern M S, 25 January 2011.