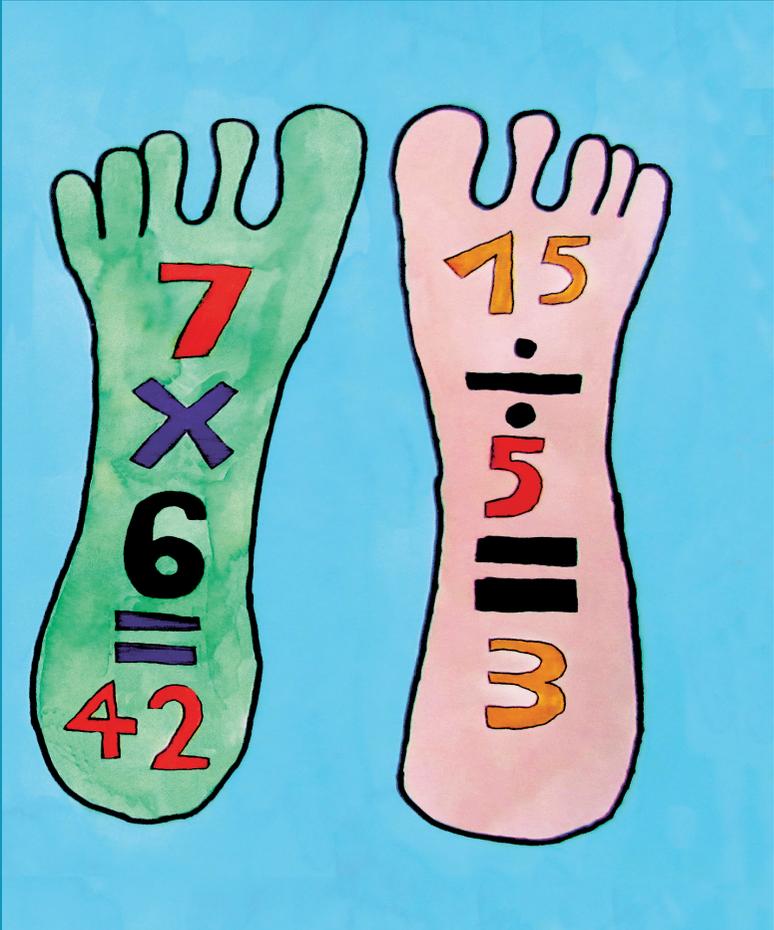




Juán Camilo Puentes - Arte sin Fronteras - Programa Talentos Especiales



Rosy Paola Cárdenas Sandoval  
Magister en ingeniería biomédica  
rpcardenass@unal.edu.co

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN  
Grupo de investigación movimiento corporal: salud,  
discapacidad y educación

# MODELO MATEMÁTICO PARA CALCULAR EL CENTRO DE PRESIÓN PLANTAR SOBRE UNA SUPERFICIE DINÁMICA

## Mathematical Model To Calculate The Plantar Centre Pressure Over An Unstable Surface

*Fecha de Recepción: 6 de Julio de 2011 - Fecha de Aprobación: 31 de Agosto de 2011*

### RESUMEN

El balance postural es la capacidad para mantener los segmentos corporales ante la acción de la fuerza de gravedad. Es una cualidad compleja del movimiento corporal, la cual depende de la interacción de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo. Una descripción cuantitativa del balance postural se realiza mediante el cálculo del centro de presión plantar, considerado como el punto en el cual se concentra el promedio de todas las presiones ejercidas por el cuerpo sobre una superficie. Los estudios se han centrado en el análisis del balance postural bajo una superficie estática, sin embargo, las diversas praxias motoras del ser humano, como la marcha, la práctica lúdica y deportiva, la carrera y el mantenimiento de la postura exigen conservar el equilibrio ante terrenos inestables. Por ello, el objetivo del siguiente trabajo de investigación consistió en proponer un modelo matemático para calcular el centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos articulares en dos dimensiones bajo una superficie inestable como indicadores de la estabilidad postural. Se fundamentó en elementos de la mecánica clásica como la condición de equilibrio estático y la condición de momento inicial para el cálculo del centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos articulares. Los resultados mostraron las ecuaciones para el cálculo del centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos en dos dimensiones. En conclusión, este trabajo es la base para el desarrollo de trabajos futuros como la construcción de un estabilómetro y la evaluación de tratamientos relacionados con la optimización del balance.

### PALABRAS CLAVE

balance postural, estabilometría, centro de presión plantar, momentos articulares, fuerzas de reacción.

### ABSTRACT

The postural balance is the capacity of maintain the corporal segments to the gravity force. It's a complex quality of corporal movement and it has dependence to the visual, vestibular and proprioceptive system. A quantitative description of the corporal balance could be made through calculating the plantar pressure centre. It's a concentrated point of average pressures exerted over a surface. The research had studied the postural balance in a static surface; however, the various motor activities of humans as gait, run and maintain the posture are developed in unstable surfaces. For this reason, the aim of this work was to propose a mathematical model to calculate the plantar pressure centre, the reaction forces and the joint moments in two dimensions into an unstable surface like indicators about postural stability. It based in the static equilibrium and the initial moment condition. The results showed equations to calculate the plantar pressure centre, the reaction forces and the joint moments. In conclusion, this work allows the development of next works to make a stabilometer to measure quantitatively the postural balance and to make comparative studies about many topics of treatment in the balance optimization.

### KEYWORDS

postural balance, stabilometry, plantar pressure centre, reaction forces, joint moments.

Una de las cualidades del movimiento corporal humano es la habilidad para alcanzar y mantener el equilibrio durante todas las actividades de la vida diaria. Esta cualidad es conocida también como estabilidad postural o control postural, la cual puede definirse como la capacidad para mantener el centro de masa corporal dentro de una base de sustentación ante desplazamientos impredecibles (1, 2, 3).

El centro de masa corporal se refiere al punto en el cuerpo en el cual toda la fuerza de gravedad actúa y es proyectada dentro de una superficie de soporte (4, 5). Se produce por la interacción entre los sistemas visual, vestibular y propioceptivo (6, 7). Dicha base de soporte en la posición bípeda, corresponde a los pies. Normalmente, en esta posición el cuerpo no es estático, existe un movimiento continuo el cual hace referencia al balance postural y está originado por los constantes cambios de las fuerzas verticales y su permanente corrección (4).

Dichas fuerzas verticales incluyen la fuerza de reacción, una fuerza de igual magnitud pero opuesta a la fuerza de gravedad, su proyección dentro de la superficie de soporte se considera como el centro de presión plantar, punto en el cual se concentra el promedio de todas las presiones ejercidas por el cuerpo sobre una superficie (5).

La descripción de las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y la ubicación de los centros de proyección de dichas fuerzas en una superficie se realiza de manera cuantitativa a través de la condición de equilibrio estático y la condición de momento, elementos de la mecánica clásica (5, 8).

La condición de equilibrio estático estipula “para que un objeto se encuentre en equilibrio estático, la suma vectorial de todas las fuerzas que actúan sobre el objeto ha de valer cero (primera ley de Newton) y la suma de todos los momentos que se ejercen sobre el mismo ha de valer cero.” (8)

La condición del momento dicta “para que un objeto esté en equilibrio rotacional, la suma de los momentos producidos por todas las fuerzas que actúan sobre el objeto ha de ser nula” (8).

La mayoría de trabajos que han estudiado la estabilidad postural, la describen de forma cualitativa y estática, así lo refiere S. Dejardin en su artículo la investigación clínica del balance estático y dinámico (10). Por ello, es común encontrar en la clínica la utilización de la prueba de Romberg, la cual consiste en cerrar los ojos y mantener la posición bípeda, si existe algún balanceo lateral evidente se considera una alteración del equilibrio (1, 11). No obstante, debido a la naturaleza dinámica de la generalidad de acciones motoras del ser humano, es preciso valorarla de manera cuantitativa y dentro del contexto dinámico (12, 13).

Avelar, Bastone, Alcântara y Gomes han evaluado el balance dinámico utilizando la prueba “Tandemgait test”, ésta consiste en caminar en línea recta de tal manera que el talón del pie no dominante sea ubicado en frente de la punta del otro pie (14). El rendimiento de

esta prueba se considera bueno cuando la persona es capaz de dar 10 pasos o más en línea recta. Se considera regular cuando camina entre 2 y 10 pasos y el rendimiento es pobre cuando realiza menos de dos pasos en línea recta.

Gribble y Hertel evaluaron el balance postural dinámico utilizando la prueba denominada “StartExcursion Balance Test (SEBT)” (12). Esta prueba se realiza con los participantes de pie en medio de una cuadrícula formada ocho líneas que se extienden a 45° una de cada otra indicando las direcciones antero-posterior, latero-medial, antero lateral-postero medial y antero medial-postero lateral. Los participantes deben reaccionar tan pronto como sea posible en las ocho direcciones y retornar a la posición central mientras mantienen el apoyo en una sola pierna, la otra pierna se mantiene en el centro de la cuadrícula. La prueba normaliza y analiza estadísticamente, la longitud de excursión, la altura y la longitud del miembro inferior mientras se mantiene el balance en apoyo unipodal (12). Los autores de esta prueba, reconocen que deben normalizarse las distancias de excursión a la longitud del miembro de los participantes.

Si bien los anteriores instrumentos evalúan algunos componentes del balance postural como la presencia de compensaciones o estrategias para mantener el equilibrio mientras se desarrolla la prueba y se consideran dinámicos al crear algún tipo de perturbación externa (12,15, 16), aún lo realizan bajo superficie estática y persiste la necesidad de medir con precisión las variables asociadas al balance postural, tales como, el centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos articulares (4, 17). Por esta razón, se han desarrollado diversos instrumentos tecnológicos.

El estabilómetro o posturógrafo computarizado más nombrado en la literatura internacional es el SMART Balance Master, desarrollado por NeuroCom International Inc, Clackamas, OR, USA (18, 19, 20, 21, 22). Esta herramienta provee información acerca de los tres sistemas sensoriales que contribuyen en el control postural: somatosensorial\*, visual y vestibular, mediante la cuantificación del centro de gravedad y el centro de presión plantar en relación con la base de soporte utilizada, siguiendo el protocolo de evaluación “Sensory Organization Test (SOT)” (3, 18, 19, 20, 21, 22).

Emam (2), lo utilizó en pacientes diabéticos con neuropatía para detectar de forma temprana fallas en el sistema del control postural. El estudio sugiere la presencia de inestabilidad postural en pacientes diabéticos asociada con el daño severo de algunos nervios debido a los largos períodos de presencia de hiperglucemia y por tanto, una disfunción del sistema somato sensorial.

Liaw (23), lo empleó para comparar el balance postural estático y dinámico en personas saludables jóvenes, de edad media y ancianos. En resumen encontró que los sujetos evaluados utilizan tres estrategias de movimiento para mantener el balance antero-posterior, la estrategia de acomodación en tobillo, en cadera y la de salto unipodal.

Bakirhan (6), empleó la herramienta para evaluar el balance postural dinámico en pacientes con artroplastia total de rodilla unilateral y bilateral. En la evaluación se midió la habilidad para ba-

lansearse de manera voluntaria en ocho localizaciones predefinidas en el espacio. Se midió cuantitativamente, la máxima distancia que puede apoyar un paciente en una dirección dada sin perder el balance. Los datos recopilados durante la prueba en las ocho posiciones fueron promediados para el tiempo de reacción (segundos), velocidad del movimiento (grados/segundo), punto de excursión final (%), máxima excursión (%) y control direccional (% de dirección). En este estudio también se midió la habilidad para controlar los movimientos latero-laterales y antero-posteriores recíprocamente con el centro de gravedad sobre la base de sustentación y la modificación en la coordinación del movimiento en tres pasos de tiempo. Los datos arrojan información acerca de la velocidad (grados/segundo) y control direccional (% de dirección).

Otros diseños han sido documentados para medir cuantitativamente la estabilidad postural. Felicetti (14), diseñó un estabilómetro electrónico computarizado ó posturógrafo compuesto de una plataforma móvil y un pistón dinámico con tubos de soporte para los miembros superiores para evaluar la propiocepción. En su investigación, validaron un método para evaluar la propiocepción en pacientes a los que se les ha practicado artroplastia total de rodilla.

En Colombia, se ha referenciado un trabajo para medir la propiocepción en miembros inferiores utilizando el propioceptómetro DLJ diseñado por la Universidad del Cauca (16). Este dispositivo tiene la capacidad de informar el número de desestabilizaciones en las direcciones: anterior, anterior-derecha, derecha, posterior-derecha, posterior, posterior-izquierda, izquierda y anterior-izquierda mientras el deportista sostiene cuatro posiciones: apoyo bipodal, apoyo unipodal derecho e izquierdo y apoyo bipodal anulando la vía visual.

Aunque este instrumento permite evaluar la propiocepción de manera objetiva indicando el número de desestabilizaciones, los autores reconocen la necesidad de validar el instrumento y el protocolo en diferentes poblaciones. Por otra parte, evalúa los desplazamientos en diferentes direcciones pero no los relaciona con otras variables asociadas al balance postural como el centro de presión plantar, los momentos y las fuerzas de reacción.

Por tanto, el diseño de un instrumento tecnológico que evalúe las variables: Centro de presión plantar, fuerzas de reacción y momentos, asociadas con la estabilidad postural de un individuo permitirá la detección temprana de alteraciones en el equilibrio que podrían resultar en un déficit funcional a largo plazo si no son tratadas oportunamente. Lo cual es un logro en el desarrollo de la fisioterapia preventiva en Colombia.

Adicionalmente, facilitará el conocimiento y la explicación de las compensaciones visuales, vestibulares o propioceptivas que realiza un sujeto con inestabilidad postural a través de la realización de pruebas estáticas y dinámicas sobre el estabilómetro de superficie inestable. Cuantificará el desequilibrio y permitirá determinar la aptitud para ejecutar trabajos de riesgo.

Posibilitará el avance de la evaluación fisioterapéutica, aportando una herramienta para la evaluación objetiva, lo cual conformará la formulación de diagnósticos más certeros.

Favorecerá el desarrollo de trabajos de investigación comparativos sobre diferentes planes de tratamiento o entrenamiento no sólo en el área de la fisioterapia, sino también en otras áreas de la salud que deseen correlacionar los componentes de la estabilidad postural dinámica con otros sistemas corporales del ser humano.

Teniendo en cuenta lo anterior, y de acuerdo con las actividades que debe desarrollar un fisioterapeuta: 1) Evaluar cuantitativamente la estabilidad postural en la población colombiana como medida preventiva 2) Evaluar planes de tratamiento relacionados con el mejoramiento del balance postural 3) Los desarrollos tecnológicos ejecutados a la fecha en el país aún no han sido validados y presentan dificultades para comparar sus resultados con investigaciones científicas internacionales 4) Dificultad para importar equipos de posturografía o estabilometría de alto costo, el presente trabajo tiene como propósito formular un modelo matemático para calcular el centro de presión plantar sobre una superficie inestable para cuantificar la estabilidad postural en adultos.

## METODOLOGÍA

De acuerdo con el manual Frascati de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico (OCDE), el presente estudio corresponde a la primera fase de una investigación de desarrollo tecnológico, la cual consiste en “trabajos sistemáticos fundamentados en los conocimientos existentes obtenidos por la investigación o la experiencia práctica, que se dirigen a la fabricación de nuevos materiales, productos o dispositivos, a establecer nuevos procedimientos, sistemas y servicios, o a mejorar considerablemente los que ya existen” (24), (25).

Así, el modelo presentado obtiene algunos elementos matemáticos existentes desde la mecánica clásica para diseñar ecuaciones que permitan calcular el centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos articulares, como indicadores cuantitativos de la estabilidad postural (17). Elementos que servirán de soporte para la construcción de un equipo de estabilometría para medir el balance postural sobre una superficie dinámica.

El primer paso es definir las variables que permiten describir cuantitativamente el balance postural. La definición conceptual de estas variables se muestra en la Tabla 1, se fundamenta en lo reportado por Winter (8) y corroborado por Vuillerme (26).

En segundo lugar, debe proponerse el conjunto de ecuaciones matemáticas que permitirán calcular las variables presentadas en la Tabla 1. Su formulación se realizará con base en la condición de equilibrio estático y en la condición de momento inicial, elementos que responden a la mecánica clásica.

Tercero, para resolver las ecuaciones se requiere conocer el valor de las fuerzas que se generan sobre la superficie, para ello debe implementarse una plataforma de fuerza que registre estos valores mediante células de carga.

Cuarto, el cálculo numérico de las variables se debe realizar mediante la construcción de un software que introduzca las ecuaciones que se proponen en este trabajo.

Quinto, la visualización de los indicadores de la estabilidad postural en el tiempo debe ser recreada mediante la construcción de una interfaz gráfica que le permita al usuario analizar la información obtenida de las ecuaciones.

En este trabajo solamente se presentarán los dos primeros pasos para diseñar un estabilómetro, lo cual corresponde a la definición de variables y a la formulación de las ecuaciones matemáticas que permiten calcular dichas variables.

## RESULTADOS

El centro de presión plantar depende de las fuerzas de reacción y de los momentos producidos en el sujeto en posición bipedeste (8, 26). Sobre una superficie inestable como la que se muestra en la Figura 1, se calculará el centro de presión plantar en el plano frontal y sagital. En este modelo, la inestabilidad antero-posterior y medio-lateral depende de los resortes ubicados en cada extremo de la plataforma. En adición, es posible conocer el valor del peso soportado en el plato superior mediante cuatro células de carga, posicionadas en forma paralela a los resortes, (ver Figura 1).

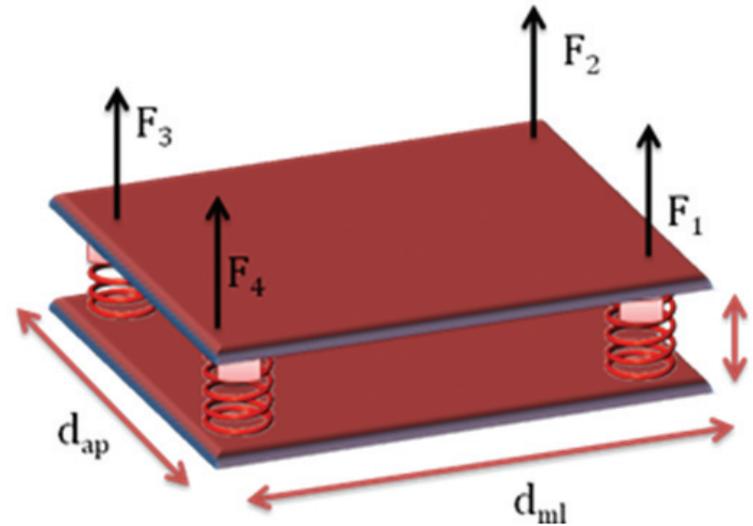


Figura 1. Plataforma de fuerza dinámica. Las fuerzas  $F_1, F_2, F_3$  y  $F_4$  soportadas por el plato superior son calculadas por medio de cuatro células de carga. La inestabilidad depende de los cuatro resortes con una altura  $x$ . Aquí,  $d_{ml}$  es la distancia medio-lateral y  $d_{ap}$  es la distancia antero-posterior de la plataforma.

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	UNIDAD DE MEDIDA	
Centro de presión plantar	Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todas las presiones sobre la superficie de contacto con el suelo. Es totalmente independiente del centro de masa. Su unidad se expresa en metros. En la literatura se emplea incorrectamente el término centro de presión cuando se refiere al centro de gravedad.	(m)	
Fuerza de reacción vertical	Es equivalente y opuesta a la magnitud del peso corporal.	(Kg) ó (N)	
Momentos	Momento de la fuerza de reacción	Al asumir el cuerpo como un péndulo invertido con pivote en el tobillo, se produce un momento en sentido de las manecillas del reloj igual a la fuerza de reacción por la distancia entre el vector de fuerza y la articulación del tobillo.	(Kg m <sup>2</sup> )
	Momento del peso	También, se produce un momento en sentido de las manecillas del reloj igual al peso multiplicado por la distancia entre la articulación del tobillo y el vector del peso corporal.	
	Momento de Inercia	Corresponde al momento total del cuerpo alrededor de la articulación del tobillo. Su unidad se expresa en kilogramos por metro cuadrado.	

Tabla 1. Definición conceptual de las variables

De acuerdo con lo expuesto en la definición de variables, la fuerza de reacción es equivalente y opuesta a la magnitud del peso corporal, no obstante, en la posición de apoyo bipedeste, se produce una fuerza de reacción tanto en el pie derecho como en el izquierdo, lo cual implica un centro de presión para cada pie, como se ilustra en la Figura 2.

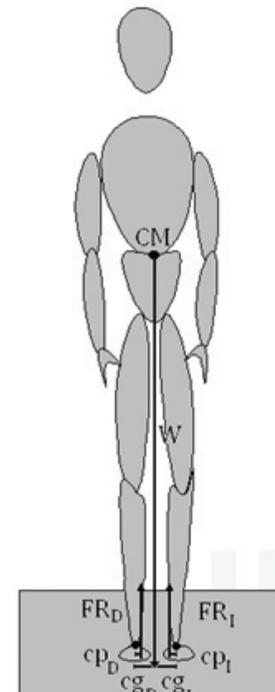


Figura 2. Posición bipedeste sobre la plataforma vista en el plano frontal

La magnitud del vector de peso  $W$  produce fuerzas de reacción  $FR_D$  y  $FR_I$  en el pie derecho e izquierdo respectivamente. El módulo

de las fuerzas de reacción es conocido por medio de las células de carga, así:

$$FR_D - F_3 + F_4 \tag{Ecuación 1}$$

Y

$$FR_I - F_1 + F_2 \tag{Ecuación 2}$$

El cálculo de los momentos puede ser realizado con respecto al centro articular del tobillo izquierdo o derecho utilizando la condición de momento inicial (17), como se muestra en la Ecuación 3.

$$M_1 + M_2 + M_3 - O \tag{Ecuación 3}$$

Los momentos generados sobre la articulación del tobillo izquierdo, corresponden a  $M_1$ , equivalente a la fuerza de reacción vertical producida en el pie izquierdo  $FR_I$  por la distancia al centro articular  $cp_i$ ;  $M_2$ , equivale a la fuerza de reacción vertical producida en el pie derecho  $FR_D$  por la distancia al centro articular y  $M_3$ , equivalente a la fuerza del vector del peso por la distancia al centro articular, la cual es desconocida .

$$FR_I \cdot cp_i + FR_D \cdot (cg_i + cg_D - cp_D) - W \cdot cg_i - O \tag{Ecuación 4}$$

Los momentos generados sobre la articulación del tobillo derecho, se expresan mediante la Ecuación 5.

$$FR_D \cdot cp_D + FR_I \cdot (cg_i + cg_D - cp_i) - W \cdot cg_D - O \tag{Ecuación 5}$$

Las células de carga ubicadas en la plataforma son capaces de transducir la magnitud de la presión ejercida por cada pie,  $FR_D$  y  $FR_I$ , y de calcular la localización del vector de fuerza de reacción en cada pie, es decir, el centro de presión plantar derecho e izquierdo,  $cp_D$  y  $cp_i$ , respectivamente. Conociéndose estas magnitudes, el cálculo del centro de gravedad del lado izquierdo,  $cg_i$ , y del lado derecho  $cg_D$ , es posible despejando la Ecuación 4 y la Ecuación 5, respectivamente.

El cálculo de la posición del centro de presión resultante, equivale a la trayectoria de los centros de presión en cada pie (8, 26), siguiendo la relación:

$$CPP - cp_D \frac{FR_D}{FR_D + FR_I} + cp_i \frac{FR_I}{FR_D + FR_I} \tag{Ecuación 6}$$

En el plano sagital, ver la Figura 3, el cálculo del centro de presión plantar obedece a la Ecuación 6, no obstante, los centros de presión plantar derecho e izquierdo,  $cp_D$  y  $cp_i$ , se calculan de manera independiente de acuerdo con la Ecuación 7 y la Ecuación 8, siguiendo lo postulado por Winter (8) y por la condición de momento inicial (5, 9), así.

$$FR_D \cdot cp_D + W \cdot cg_D - O \tag{Ecuación 7}$$

$$FR_I \cdot cp_i + W \cdot cg_i - O \tag{Ecuación 8}$$

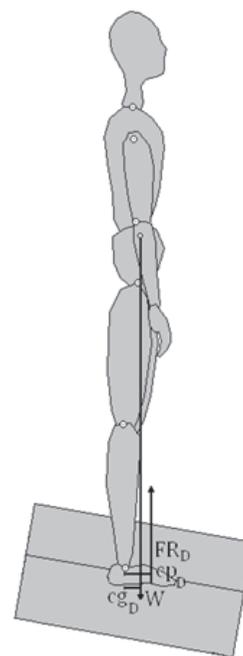


Figura 3. Posición bipedesta sobre la plataforma vista lateral derecha en el plano sagital.

Adicionalmente, es preciso señalar una fuerza que puede existir entre dos cuerpos incluso sin que se presente un movimiento relativo entre ellos, la fuerza de rozamiento estática. Según el modelo de fricción propuesto por Amontons y Coulumb (27), esta fuerza es proporcional al coeficiente de fricción y a la fuerza normal, tal y como se expresada en la Ecuación 9.

$$f_i - \mu \cdot N \tag{Ecuación 9}$$

De acuerdo con el trabajo realizado por Pérez, Arroya y Acevedo (27), el coeficiente de fricción estático o la constante de proporcionalidad estática es equivalente a la tangente del ángulo  $\theta$  formado por la superficie, la cual puede inclinarse con respecto a la horizontal, en la Ecuación 10,  $P$ , es el peso del cuerpo ubicado sobre la superficie:

$$\mu - \frac{P_{sen\theta}}{P_{cos\theta}} - tan \theta \tag{Ecuación 10}$$

### DISCUSIÓN

El proceso de medición consiste en “obtener experimentalmente uno o varios valores que pueden atribuirse razonablemente a una magnitud” así lo expresa el VIM (28). Así, la obtención de los valores del centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos, pueden atribuirse razonablemente a la magnitud de la estabilidad postural (17).

La medición de la estabilidad postural puede ser realizada de manera cualitativa y cuantitativa (29). Esta última permite el planteamiento de diagnósticos y la evaluación de los tratamientos de manera más objetiva. La mayoría de trabajos se han dedicado al estudio de la estabilidad postural bajo una superficie estática (10,12,14), no obstante, el desarrollo de actividades de la vida diaria, implica en gran parte el mantenimiento de las estructuras corporales ante la fuerza de gravedad bajo terrenos inestables.

Por esta razón, en este trabajo se ha presentado un modelo matemático para el cálculo de las variables que pueden describir cuantitativamente el balance postural bajo una superficie inestable, a saber, centro de presión plantar, fuerzas de reacción y momentos articulares. Las ecuaciones están fundamentadas en la mecánica clásica y recurren a la condición de equilibrio estático y a la condición de momento inicial para la formulación matemática (5, 9).

El modelo presentado, también, señala la fuerza de rozamiento estático como una magnitud vectorial que puede influir en el balance postural, de acuerdo con lo planteado matemáticamente por Pérez, Arroya y Acevedo (27), dicha fuerza puede existir incluso si el cuerpo y la superficie se encuentren sin movimiento relativo.

Una ventaja del modelo comparada con otros trabajos como los realizados por Cuesta y Lema (30) y por Browne y O'Hare (4), es la capacidad para diferenciar claramente el centro de presión plantar del centro de gravedad. En las ecuaciones no sólo se establece la relación entre las fuerzas de reacción y la localización del vector de estas fuerzas sobre la superficie, es decir, el centro de presión plantar, también, establece la relación entre la fuerza de gravedad y la proyección del centro de masa en la superficie.

Lo anterior, concuerda con los fundamentos teóricos y con el modelo general de balance presentado por Winter en 1995 (8), en el cual, se establece al centro de presión plantar como una variable precisa para describir cuantitativamente el balance postural y matemáticamente, depende del cálculo del centro de presión plantar derecho e izquierdo y de las fuerzas de reacción en ambos pies, tal y como se ha expresado en este modelo, ver la Ecuación 6.

Su aplicación directa se aprecia en la implementación de un estabilómetro, el cual se compone de una plataforma de fuerza dinámica y un software que permita implementar las ecuaciones formuladas en este trabajo para calcular las variables asociadas con la estabilidad postural. El modelo, ha presentado un diseño básico de una plataforma de fuerza dinámica para enunciar las variables implicadas en el modelo matemático y de esta forma se corresponde con modelos implementados en la actualidad y mencionados previamente (2,6,15,18).

Otra ventaja del modelo es su capacidad para describir las variables relacionadas con la estabilidad postural en una superficie dinámica en dos dimensiones. Considera un diseño mecánico inédito para otorgar la inestabilidad a la superficie de soporte mediante el uso de resortes.

Una limitación del modelo matemático, se observa en las ecuaciones, las cuales por sí mismas no pueden diferenciar el sistema influyente en la estabilidad postural, para lograrlo, se debería diseñar un protocolo de valoración sobre la plataforma para inhibir la información de los sistemas visual y vestibular, así, se podría valorar de manera independiente el sistema propioceptivo. De otro lado, una limitación del modelo mecánico es la incapacidad para predecir la ubicación del centro de masa, para ello, habría que recurrirse al análisis de la cinemática corporal mediante el uso de alta tecnología, como cámaras infrarrojas de alta frecuencia para la captura de imágenes.

Se puede resaltar que este trabajo es la base para desarrollar trabajos futuros, como la construcción e implementación de un estabilómetro. De esta forma, las ecuaciones expresadas en el modelo matemático podrán ser codificadas posteriormente, en un lenguaje de programación para su cálculo numérico a través de un software especializado. El valor de las variables de las fuerzas de reacción en cada pie y la magnitud de la masa corporal se obtendrán mediante señales eléctricas transmitidas por los componentes electrónicos de la plataforma.

No obstante, se sugiere para la construcción de un estabilómetro, la precisión de medida y la identificación de los diferentes tipos de errores. En concordancia con lo establecido por el Vocabulario Internacional de Metrología (VIM), se requiere "proximidad entre los valores medidos obtenidos en mediciones repetidas de un mismo objeto bajo condiciones específicas. Así mismo, debe haber una diferencia clara entre el error de medida, sistemático de medida y el aleatorio de medida.

Adicionalmente, en el campo de la fisioterapia, será posible medir la estabilidad postural dinámica a través del cálculo del centro de presión plantar, las fuerzas de reacción y los momentos. Estas variables podrán describirse en el tiempo y compararse bajo diferentes estímulos, sin retroalimentación visual, con cambios en la posición de la cabeza para inhibir la información vestibular, calibrar los resortes de la plataforma en diferentes alturas para variar la inestabilidad en el sujeto, y así, garantizar mediciones objetivas para el planteamiento de diagnósticos y de tratamientos certeros.

# Referencia:

Las referencias a otras obras son una parte  
**muy importante en la literatura científica;**  
ya que estas permiten conocer más sobre los autores y  
mantener vivas sus voces dentro del texto.

1. Fort A, R. D. (2009). Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *apunts med esport* , 162, 74-81.
2. Emam A A, G. A. (2009). Quantitative assessment of posture stability
1. Fort A, R. D. (2009). Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *apunts med esport* , 162, 74-81.
2. Emam A A, G. A. (2009). Quantitative assessment of posture stability using computerised dynamic posturography in type 2 diabetic patients with neuropathy and its relation to glycaemic control. *Singapore Med J* , 50 (6), 614-18.
3. Chaudhry, H. B. (2009). Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods a brief review. *ournal of Bodywork & Movement Therapies* , doi:10.1016/j.jbmt.2008.03.003.
4. Browne, J. O. (2002). Clinical Assessment of the Quantitative Posturography System. *Physiotherapy* , 88 (4).
5. Serway, R.A. Física. Mexico. Editorial McGraw-Hill (2004).
6. Bakirhan S, A. S. (2009). A comparison of static and dynamic balance in patients with unilateral and bilateral total knee arthroplasty. *Eklek Hastalik Cerrahisi* , 20 (2), 93-101.
7. Monsell, E. F. (1997). Computerized dynamic platform posturography. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery* , 117 (4), 394-398.
8. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* , 3 (4).
9. Cromer, A. Física para las ciencias de la vida. 2. Barcelona : Reverté, 1998.
10. Dejardin, S. ( 2008). The clinical investigation of static and dynamic balance. *B-ENT* , 4 (8), 29-36.
11. Bertora, G. B. (2006). Bipedestation Studied by Posturography. *Archives of Sensology and Neurootology in Science and Practice-ASN* , 1-13.
12. Gribble, P., & Hertel, J. (2003). Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *Measurement in physical education and exercise science* , 7 (2), 89-100.
13. Commissaris, D. N. (2002). Dynamic posturography using a new movable multidirectional platform driven by gravity. *Journal of Neuroscience Methods* , 113, 73-84.
14. Avelar, N., Bastone, A., Alcântara, M., & Gomes, W. (2010). Effectiveness of aquatic and non-aquatic lower limb muscle endurance training in the static and dynamic balance of elderly people. *Rev Bras Fisioter* , 14 (3), 229-36.
15. Felicetti G, C. G. (2003). Preliminary study on the validity of an instrumental method of evaluating proprioception in patients undergoing total knee arthroplasty. *Eur Med Phys* , 39, 87-94.
16. Astaiza D, M. N. ( 2009). Método de evaluación propioceptiva en miembros inferiores. Buenos Aires : s.n., 2009, *Efdeportes*, Vol. 128. Año 13. Revista Digital. Disponible en URL: <http://www.efdeportes.com>.
17. Visser J, C. M. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* , 119, 2424-36.
18. NeuroCom International. Inc. (2009). Sensory Organization Test SOT: NeuroCom Protocols: NeuroCom Products. Retrieved 20 de Septiembre de 2010 from Balance Manager Products: <http://resourceonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx>
19. Cohen, H. H. (1996). Changes in Sensory Organization Test Scores with Age. *Age and Ageing* , 25, 39-44.
20. Furman, J. (1995). Role of posturography in the management of vestibular patients. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery* , 112 (1), 8-15.
21. Evans, M. K. (1999). Posturography does not test vestibulospinal function. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery* , 120 (2), 164-173.
22. Broglio, S. S. (2009). A Comparison of Balance Performance: Computerized Dynamic Posturography and a Random Motion Platform. *Arch Phys Med Rehabil* , 90, 145-150.
23. Liaw MY, C. C. (2009). Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. *Chang Gung Med J* , 32 (3), 297-304.
24. OCDE. (2003). Manual de Frascati. (FECYT, Ed.)
25. De la Vega, I. (2009). Módulo de capacitación para la recolección y el análisis de indicadores de investigación y desarrollo. Banco Interamericano de Desarrollo.
26. Vuillerme, N. P. (2007). How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing. *Exp Brain Res* , 181, 547-554.
27. Pérez, W., Arroya, J., Acevedo S. (2010). Determinación experimental del coeficiente de fricción empleando sensores de movimiento. *Scientia et Technica*, Año XVI (44), 357-362.
28. JCGM 200. (2008). Vocabulario internacional de metrología - conceptos fundamentales y generales, y términos asociados (VIM). BIPM.
29. Shumway-Cook, A. W. *Motor Control* (2 ed.). (L. w. wilkins, Ed.)
30. Cuesta LLF, L. C. (2009). "CgMed": Diseño y construcción de plataforma para determinar posición del centro de gravedad en bipedestación. *Revista Ingeniería Biomédica* , 3 (6), 26-36.