

Modelo de Bipedestación Erguida Normal y Patológica

Para citar este artículo /To reference this article /Para citar este artículo. Luengas, Lely A., & Sánchez, P. Giovanni & Mosquera Darin (2014), Modelo de Bipedestación Normal y Patológica. Ingenio Magno. Vol 5, pp. 9-17

A MODEL OF NORMAL AND PATHOLOGICAL BIPEDAL STANDING

Luengas Lely, M.Sc
Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
e_mail: lelyluco@hotmail.com.

Sánchez Giovanni, Esp.
Universidad de San Buenaventura.
e_mail: giosanpri@gmail.com.

Mosquera Darin, M.Sc
Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
e_mail: djmosquera@hotmail.com.

Recepción: 2014 - 7 - 02 \ Aceptación: 2014 - 12 - 20

RESUMEN

Los sistemas de control humanos han sido de gran interés científico a lo largo de muchos años, entre ellos la bipedestación bípeda. La cual ha sido descrita y estudiada desde el punto de vista fisiológico, tratando de dar a conocer las causas para mantener una postura rígida; desde el punto de vista mecánico presentan equivalencias a elementos mecánicos para tratar de realizar una descripción matemática. En la presente investigación se presentan pruebas de que un controlador de retroalimentación proporcional-integral-derivativo {PID} puede ser utilizado como mecanismo de control para la bipedestación estática humana, haciendo uso del modelo de péndulo invertido como modelo equivalente. El controlador PID utiliza el ángulo de la articulación del tobillo para actuar sobre el torque del tobillo y así regular el equilibrio en bipedestación. La recuperación del equilibrio se considera sólo en el plano sagital utilizando un modelo mecánico del cuerpo humano colocado en bucle cerrado con el controlador. La extremidad superior no se modela explícitamente y su influencia en el sistema no se tiene en cuenta. Para la visualización de las salidas del sistema se utiliza la herramienta VRealm Builder de MATLAB©, allí se creó una figura 3D de una persona en la postura analizada.

Palabras clave: Amputación Transtibial, Bipedestación, Bipedestación Estática, Modelo Matemático, Péndulo Invertido.

ABSTRACT

Human control systems have been of great scientific interest over many years, including bipedal standing. This has been described and studied from a physiological point of view, trying to raise awareness of the reasons for maintaining a rigid posture; from a mechanical point of view it has been likened to mechanical elements in order to carry out a mathematical description. Evidence that a controller proportional-integral- derivative feedback {PID} can be used as a control mechanism for human static standing, using the model as an equivalent inverted pendulum model are presented in this investigation . Thus, the PID controller, by using the angle of the ankle to act on the ankle joint torque, has been shown to be efficient in regulating the standing balance. The movement is considered only in the sagittal plane using a mechanical model of the human body placed in a closed loop with the controller. The upper segment is not explicitly modeled and their influence on the system is not taken into account. Additional model for a subject with transtibial amputation is shown, the controller designed above is used and tested.

Keywords: Inverted Pendulum, Mathematical Model, Standing, Standing Static, Transtibial Amputation.

INTRODUCCIÓN

La postura bípeda humana es inherentemente inestable, ya que requiere que un cuerpo que consta de múltiples segmentos flexibles se mantenga en una postura erguida, con su centro de masa {COM} situado por encima de una base relativamente pequeña de apoyo, la base de sustentación. La estabilización de la postura erguida es un ejemplo típico de muchas tareas inestables que son fundamentales para el desarrollo humano, además es base para que las personas puedan caminar, correr, bailar, entre otras. Todas estas acciones se caracterizan por tener presentes fuerzas actuantes de repulsión que tienden a desestabilizar el sistema, llevándolo lejos de la posición de equilibrio deseado. La estabilidad se consigue si la tarea desestabilizante se compensa por un par antagonista, que por lo general es dado por los músculos, tendones y otros tejidos que soportan la carga [1,2].

Por lo anterior, el conocimiento del comportamiento de la articulación del tobillo durante la postura bipedestada estática humana es de gran ayuda para poder entender los mecanismos fundamentales de control presentes en el cuerpo humano y es también una herramienta clínica útil para el análisis de las estrategias de compensación, adoptadas por los pacientes en diferentes condiciones patológicas y durante rehabilitación.

La complejidad del sistema de posición bipedestada y su capacidad de mantener la mayor estabilidad, a pesar de diversas perturbaciones, ha atraído la atención de muchos investigadores en el campo y ha inspirado a varias teorías que tratan de explicar el mecanismo de control de la postura bípeda estática.

Un modelo utilizado es el péndulo invertido, caracterizado por tener su masa por encima de su punto de giro o pivote y ser inestable. La estabilización se logra ya sea por la aplicación de un torque en el punto de giro o por el movimiento de este punto. En el modelo del péndulo se considera que la pierna es una barra rígida y la concentración de la masa (masa del cuerpo) se halla en la parte superior de esta barra, el pivote es

la articulación del tobillo que debe ser controlado [4,5,6]. El torque de la articulación del tobillo se necesita para mantener el cuerpo en posición estática, puede ser accionado de manera activa y pasiva. El componente pasivo del torque es el resultado de su propiedad mecánica intrínseca, es decir, es la rigidez y/o la viscosidad, producida por el músculo y el tejido circundante, donde se hallan ligamentos y tendones. El torque activo es generado por la contracción muscular activa. Dado que en bipedestación estática el COM se encuentra en frente de la articulación del tobillo, es necesario tener un torque de flexión plantar de forma continua para evitar que el cuerpo caiga [4,6].

Varios autores han demostrado que existe un mecanismo de control responsable de garantizar el equilibrio estable en posición de bipedestación estática y el control puede llevarse a cabo mediante la aplicación de un apropiado sistema de control de retroalimentación [2,4,5,6].

Se persigue un objetivo principal en este estudio, investigar el comportamiento de un controlador proporcional-integral-derivativo {PID} como mecanismo de control para la bipedestación estática humana, haciendo uso del modelo de péndulo invertido como modelo equivalente. Para alcanzarlo se realizaron varias tareas, las cuales han arrojado como resultado el presente artículo, donde en primer lugar, se analiza el comportamiento de la postura estática y el modelo del péndulo invertido elegido como modelo de la bipedestación humana estática, dando a conocer las ecuaciones que lo rigen. A continuación, se estudia el controlador PID. El siguiente paso es mostrar que los valores obtenidos en el sistema controlado corresponden a valores de estabilización posturales y se llega a una simulación en 3D para mirar el movimiento de la figura bipedestada. Todo esto para llegar a que un modelo como el presentado, a pesar de su simplicidad, es robusto y permite mostrar los patrones de balanceo presentes en la postura mencionada en personas no amputadas.

POSTURA ESTÁTICA

La postura se define como la posición de todo el cuerpo o de un segmento de este en relación con la fuerza de gravedad, es el resultado del equilibrio entre las fuerzas musculares antigravitatorias y la gravedad. Desde el punto de vista estático, es la posición relativa del cuerpo en el espacio donde se encuentra o de las diferentes partes del cuerpo en la relación con otras. Desde la dinámica, es el control de la actividad neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación [3]. La postura en bipedestación [1] está determinada por la verticalización de la columna, la cual se encuentra erguida sobre su base, formada por la cintura pélvica alineada en el mismo plano con las extremidades inferiores y con la cabeza como prolongación de la columna cervical. Durante esta postura el efecto del peso del cuerpo se identifica por el Vector de Reacción de la Fuerza de la Tierra {GRFV}; es decir, como el peso corporal cae hacia el suelo, se crea una fuerza en el suelo de igual magnitud pero de sentido opuesto, cuya proyección vertical pasa por determinados segmentos corporales; esta fuerza debe ser vencida para establecer la estabilidad, trabajo que desarrollan los músculos y ligamentos. La figura 1 muestra la posición bipedestada.



FIGURA 1. Hombre en posición bipedestada estática, se observa la ubicación del COM y el COG. También se muestra la proyección de la vertical del GRFV, que pasa por delante de la articulación tibioastragalina, por delante de la rodilla y por detrás de la articulación de la cadera. En el torso, pasa por delante de los cuerpos cervicales y se proyecta hasta un punto situado entre los cóndilos del occipital y el meato auditivo.

[Perry J. 1992]

Según Panzer [7], el criterio mecánico para la estabilidad de la bipedestación es el mantenimiento del Centro de Gravedad {COG} sobre la base de apoyo, de allí que la postura estática se entienda como esa capacidad del ser humano para mantenerse erecto en reposo sobre sus extremidades inferiores. La función estática exige una posición adecuada de los diferentes segmentos del cuerpo, resultado de la intervención activa de la musculatura (reflejo de colocación); además que estos segmentos estén convenientemente alineados con una apropiada reacción tónica de sostén; y que haya un sistema de equilibrio,

el cual no es estable pero está compensado constantemente [8]. Estudios previos muestran la existencia de una oscilación postural como consecuencia, principalmente, de la dinámica cardíaca y la falta de una propiocepción total. En los diferentes planos hay un lento pero continuo desplazamiento del peso corporal entre las dos extremidades; en el plano sagital el cuerpo oscila con una variación de 4 a 6 ciclos por segundo, produciendo movimientos antero-posteriores sobre el pie, y el peso corporal hace que en la articulación del tobillo se tenga un torque variable en magnitud.

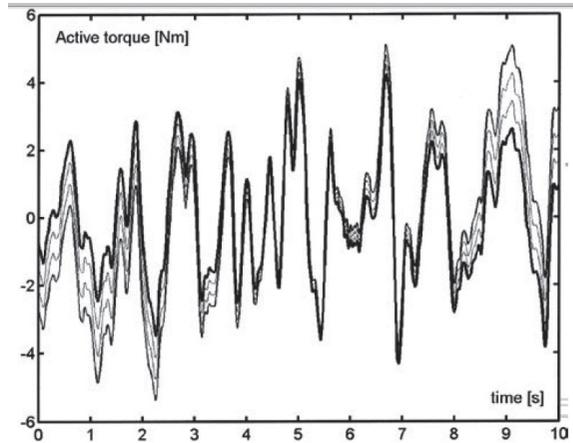
MODELO DE BIPEDESTACIÓN

En bipedestación, se puede considerar el cuerpo humano como un péndulo invertido con pivote en los tobillos. Esta carga pesada está equilibrada en el plano anterior - posterior por efecto de la musculatura del tobillo que está bajo el control del sistema nervioso. Los músculos implicados son principalmente los músculos de la pantorrilla que están acoplados al pie a través del tendón de Aquiles. Esta combinación de pie, tendón y músculo determina la rigidez intrínseca del tobillo. La rigidez mínima necesaria para la estabilidad se conoce como la rigidez intrínseca total del tobillo y debe ser mayor a mgh donde m es la masa

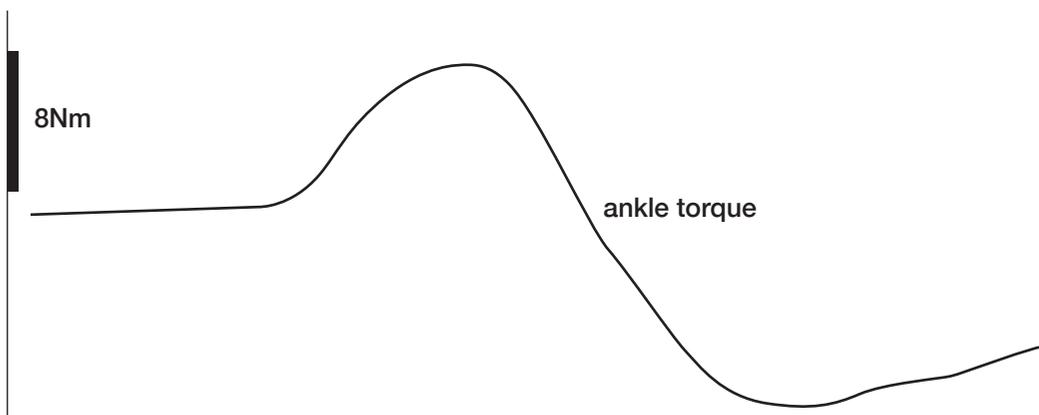
que soporta, g es la aceleración debida a la gravedad y h es la altura del centro de la masa por encima del pivote. En este caso, cualquier desviación de la posición de equilibrio del cuerpo va a generar un torque restaurador que hará que se recupere esa posición después de una serie de oscilaciones. En la figura 2 se observa el comportamiento del torque presente en el tobillo de una persona no amputada y sin patologías que se encuentra en bipedestación, formas de onda dadas por dos autores, en 2A está la señal para varios períodos de tiempo y en 2B para un solo período de tiempo, se observa que el valor del torque es de aproximadamente 7 Nm [9,10].

PÉNDULO INVERTIDO

El modelo mecánico para representar el cuerpo humano en bipedestación es un modelo clásico de péndulo invertido más pie, como se observa en la figura 3, solo se ha tenido en cuenta en el plano lateral para observar las oscilaciones antero-posteriores. La extremidad superior no se modela explícitamente y su influencia en el sistema no se tiene en cuenta [5,6,7,9,10].



A. Torque en el tobillo reportado por Jacono et al.



B. Torque en el tobillo medido durante 150 ms reportado por Casadio et al.

FIGURA 2. Torque presente en el tobillo de una persona no amputada y sin patologías que se encuentra en posición bipedestada estática. El eje Y representa el valor del torque en Nm, mientras que el eje X es el tiempo de medición.

[Jacono M, 2004. Casadio M, 2005]

En el modelo del péndulo invertido el segmento del miembro inferior se representa con una masa de valor bajo, la masa del resto del cuerpo está concentrada en el punto donde se ubica el COM. Las fuerzas de contacto bajo el pie se reducen a una sola fuerza que actúa en el Centro de Presión [11]. De lo anterior, se tiene la Ecuación (1) como la ecuación dinámica que describe el comportamiento de una persona en bipedestación estática, se considera τ_a como el torque del tobillo, m la masa del cuerpo, g la fuerza de gravedad ejercida al cuerpo, u es la posición del centro de presión en la superficie de soporte, I el momento de inercia, ϑ el ángulo del tobillo, h la distancia entre el centro de masa y el tobillo (altura), y la posición de la proyección del centro de masa sobre la superficie de soporte; tanto u como y tienen como referencia la posición del tobillo (u_φ, y_φ) .

Ecuación (1)

$$\begin{aligned}\tau_a &= mg(u - u_0) \\ \tau_a &= I\ddot{\vartheta} - mgh\vartheta \\ \tau_a &= I\ddot{\vartheta} + mg(y - y_0)\end{aligned}\quad (1)$$

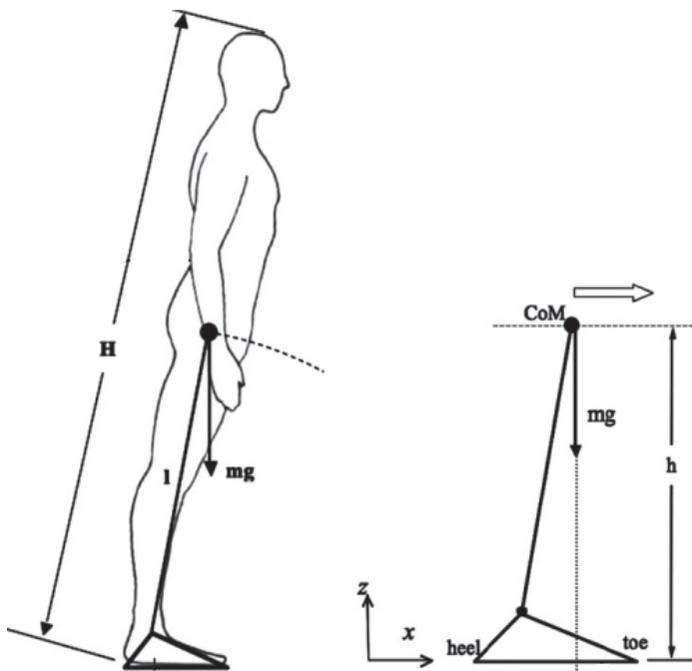


FIGURA 3: Representación del cuerpo humano usando el péndulo invertido como referencia.

[Aftab Z, 2012]

La influencia del torque y el ángulo del tobillo se muestra en la Ecuación (2).

$$I\ddot{\vartheta} = -mg(y - u) \quad (2)$$

El momento de inercia del péndulo se describe con la Ecuación (3).

$$I = mh^2\xi \quad (3)$$

La constante ξ es un factor de forma de valor típico 1.32. Por lo tanto, la biomecánica del cuerpo, teniendo en cuenta el desplazamiento del centro de masa y el centro de presión, está representada por la Ecuación (4).

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

La función de transferencia del péndulo invertido es la dada por la Ecuación (5).

$$\frac{Y(j\omega)}{U(j\omega)} = \frac{g/h\xi}{\omega^2 + g/h\xi} \quad (5)$$

Para observar el comportamiento del ángulo con respecto al torque se hace uso de la Ecuación (6), allí la función de transferencia está en el dominio de la frecuencia.

$$\frac{\vartheta(s)}{\tau_a(s)} = \frac{1}{Is^2 - mgh} \quad (6)$$

CONTROLADOR PID

Una vez obtenidas las ecuaciones de la planta, es decir, del cuerpo humano modelado como un péndulo invertido, se realiza el diseño del controlador; se ha elegido un controlador PID por su robustez y por el desempeño en el momento de lograr un bucle de control eficaz para reducir los efectos de las perturbaciones en el mínimo tiempo posible, adicional es el clásico utilizado en sistemas de segundo orden, como el obtenido para el péndulo invertido. El controlador actúa sobre el torque del tobillo teniendo como referencias de entrada el ángulo descrito por el tobillo con respecto a la vertical y la velocidad de respuesta del tobillo. En la figura 4 se muestra el diagrama de actuación del controlador con el modelo de bipedestación.

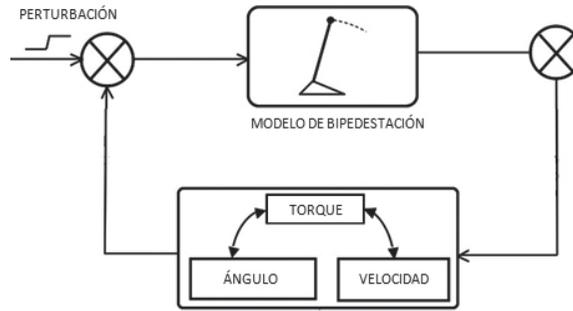


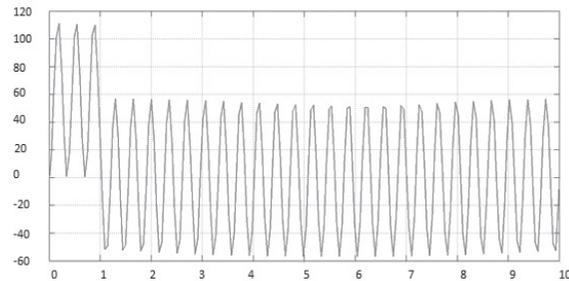
FIGURA 4. Modelo del sistema a simular, se tiene la planta modelada como un péndulo invertido que representa la bipedestación estática de una persona y el controlador PID. Adaptado

En un controlador PID, la señal de control se genera mediante la detección de la falta de correspondencia entre la referencia y el ángulo medido (error angular) y por la suma de tres señales, que son proporcionales, respectivamente, para el error, su derivada en el tiempo, y la integral en el tiempo. Las constantes de proporcionalidad o ganancias correspondientes se dan como K_P , K_D , K_I . El controlador PID se puede caracterizar por la función de transferencia de la Ecuación (7).

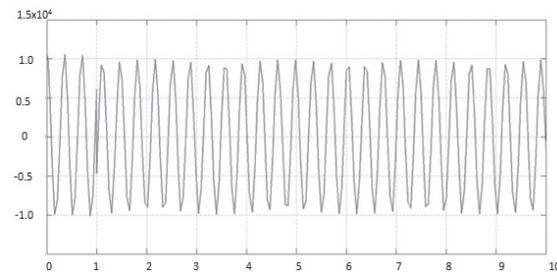
$$\frac{T_c(s)}{E(s)} = K_D \frac{s^2 + K_P/K_D s + K_I/K_D}{s} \quad (7)$$

RESULTADOS

Se utilizó el software de simulación y análisis **MATLAB**® con el fin de observar el comportamiento del sistema, inicialmente se simuló la respuesta de la planta sin hacer uso del controlador, considerando un individuo con altura de 1.80m, masa corporal de 80 Kg. Se observó que los valores de ángulo de salida y de torque no son posibles en un modelo de bipedestación estática humana, ya que el ángulo oscila entre ± 60 grados de variación cuando el cuerpo se encuentra estable, mientras que el torque está entre $\pm 1 \times 10^5$ Nm, en la figura 5 se puede visualizar el comportamiento de estos parámetros.



A. Ángulo descrito por el tobillo. El eje Y representa el ángulo en grados y el eje X el tiempo



B. Torque presente en el tobillo dado en Nm.

FIGURA 5. Salidas del sistema de bipedestación estática en lazo abierto. El valor del ángulo oscila entre $\pm 60^\circ$, mientras que el torque está entre ± 10 KNm, valores imposibles en una persona en la posición descrita.

Debido a que el sistema de lazo abierto no presenta resultados acorde con los dados en una condición de bipedestación se realizó un controlador PID, el cual se sintonizó mediante la herramienta de sintonización proporcionada por **MATLAB**®. Los resultados se muestran en la figura 6 y permiten ver que la forma de onda obtenida está acorde con la dada en la literatura, el torque presenta una variación de ± 8 Nm.

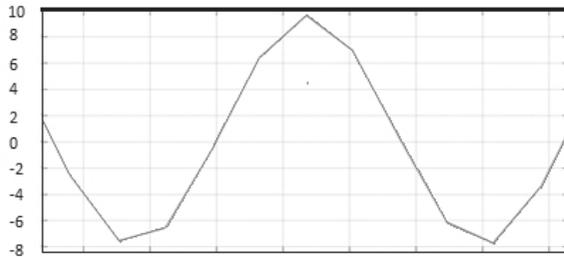
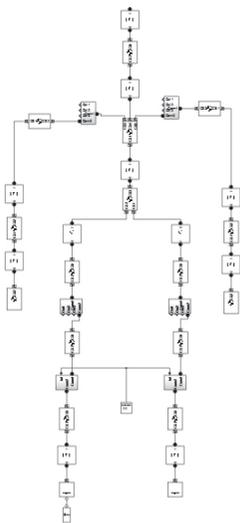
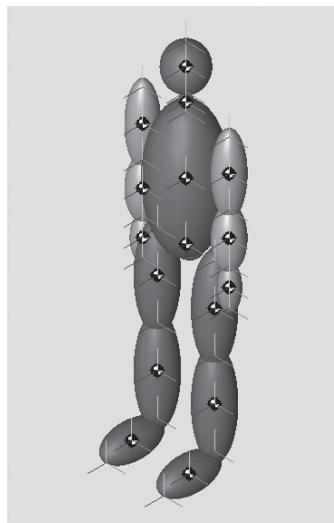


FIGURA 6. Salida del sistema de bipedestación estática utilizando el controlador PID, la señal mostrada es el torque y su valor oscila entre ± 8 Nm, lo cual está acorde con lo reportado por Jacono M. 2004 y Casadio M. 2005.

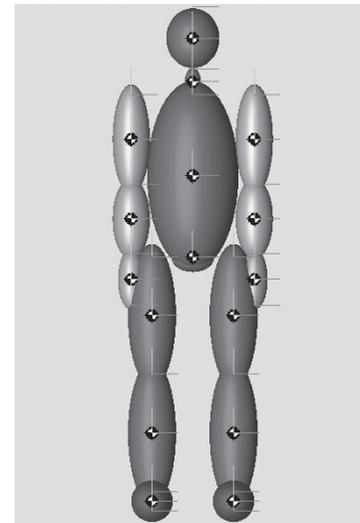
Posteriormente, para observar el movimiento del sujeto se simuló su comportamiento haciendo uso de la herramienta **Simmechanics** provista por **MATLAB**®, obteniendo una figura del cuerpo a base de diagramas de bloques para cada segmento corporal y para tener una figura 3D que diera una aproximación a la realidad de la simulación, se utilizó la herramienta de modelamiento virtual (VRML) **VRealm Builder** también provista por **MATLAB**®. Para conformar el cuerpo humano en 3D se utilizó el modelo de segmentos finitos, el cual representa cada segmento corporal como una elipse, teniendo 15 elipses en total [14], en la figura 7 se observa el modelo realizado. Para las dimensiones de cada elipse se utilizaron las tablas antropométricas existentes en la literatura, donde se encuentran los coeficientes de dimensionalidad de cada segmento corporal [14], de acuerdo a los parámetros elegidos para el modelo, masa corporal de 80 Kg y altura de 1,8 m.



A. Modelo de la figura humana creado en Simmechanics de MATLAB®.



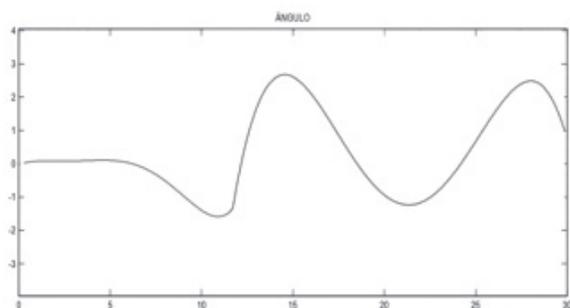
B. Vista isométrica del modelo de la figura humana



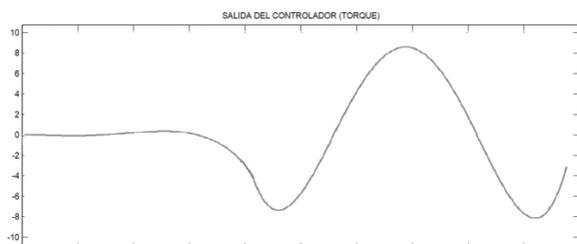
C. Vista frontal del modelo de la figura humana

FIGURA 7. Representación de la figura humana en el modelo de segmentos finitos, se tienen 15 elipses que simbolizan cada segmento corporal. En la figura A se muestra el modelo de la figura humana representando cada segmento corporal como un diagrama de bloques. Las figuras B y C muestran la figura para realidad virtual usando la herramienta VRealm Builder de MATLAB®.

Se ubicaron dos controladores PID, uno para cada tobillo, con los valores obtenidos en las sintonizaciones realizadas previamente y se observó el comportamiento del movimiento en el tobillo tanto de forma visual con el modelo 3D como de forma gráfica a través de las señales del ángulo descrito en esta articulación, también se observó el torque en el tobillo. La figura 8A muestra el comportamiento del ángulo, el cual oscila entre ± 2 grados de variación, valor considerado en la literatura como el promedio de la oscilación; la figura 8B permite observar el comportamiento del torque que realiza el tobillo, su valor se encuentra en ± 8 Nm, coincidiendo con los datos hallados en literatura y los obtenidos en la simulación anterior.



A. *Ángulo del tobillo.*



B. *Torque del tobillo*

FIGURA 8. Resultados de la simulación empleando *SimMechanics* de *MATLAB*®, se visualiza la forma de onda del ángulo del tobillo en A, que oscila entre ± 2 grados. El torque realizado en la articulación del tobillo está entre ± 8 Nm y se muestra en la figura B. Los valores obtenidos están acorde con los hallados en la literatura.

varios sistemas del cuerpo humano, el modelo del péndulo invertido es una aproximación acertada en el momento de modelar el sistema de bipedestación estática humana, ya que permite observar el desempeño de la articulación del tobillo, acto fundamental para la posición descrita.

El ángulo de oscilación observado en bipedestación permite concluir que la bipedestación no es una función estática, aunque se ha considerado de esta forma para poder hacer su análisis. Esta función es cuasiestática y su variación es controlada por la función de la articulación del tobillo y el torque que presenta.

El controlador elegido, tipo proporcional-integral-derivado (PID), ha logrado buenos resultados en el momento de controlar el torque generado por el tobillo, en función del ángulo que describe. Aun así, los patrones fisiológicos de estabilización del tobillo son más suaves que los obtenidos en la simulación con el controlador propuesto. La inestabilidad de la planta es controlada y mantenida por el controlador, tal como se presenta en la bipedestación humana, donde la fuente de ruido está dada tanto por los latidos del corazón como los ruidos respiratorios.

A pesar de los resultados, se requiere el planteamiento de otros modelos que permitan incluir nuevas condiciones presentes en la bipedestación y asegurar que el controlador propuesto sea capaz de entregar respuestas acertadas como la obtenida en la presente simulación. Condiciones que se pueden plantear es bipedestación estática con habla, con los brazos cruzados o con los ojos cerrados.

El modelo 3D generado en la herramienta *Simmechanics* y *VRealm Builder* ambas de *MATLAB*® ha permitido observar el comportamiento de todo el cuerpo, los movimientos son cercanos a los percibidos en una persona no amputada y sin patologías presentes y están acordes con los reportados en la literatura [4,5,7,9,10].

Se ha podido comprobar la importancia del factor de rigidez intrínseca del tobillo en el modelo, ya que en este parámetro es donde se incluyen las propiedades elásticas de los músculos, ligamentos y otros tejidos elásticos, elementos fundamentales

CONCLUSIONES

A pesar de que la estabilización postural es una tarea bastante sofisticada, donde intervienen

para tener un sistema bipedestado óptimo. El papel de esta característica amerita gran atención ya que tiene la tarea de ampliar el tiempo para reducir la acción de la gravedad sobre el cuerpo, es así que la rigidez del tobillo permite que el controlador genere comandos más precisos.

En un futuro, este trabajo puede mostrar el efecto al presentarse variaciones en los parámetros del sistema, ayudando a observar el comportamiento ante patologías o afectación por la edad, así como observar diferentes mecanismos de compensación ante estas variaciones.

REFERENCIAS

1. Perry, J. (Ed.). (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Estados Unidos de América: SLACK Incorporated.
2. Smith J. The forces operating at the human ankle joint during standing. *Journal of Anatomy*, Issue 91, (1957), 545-564.
3. Miralles R. (Ed.). (1999). *Biomecánica aplicada del aparato locomotor*. Barcelona: Masson.
4. Winter D. Patla A. Prince F. Ishac M. Giolo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*. Volume 80, Issue 3, (1998), 1211-21.
5. Gage W. Winter D. Frank J. Adkin A. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture*, Volume 90, Issue 2, (2004), 124-32.
6. Loram I. Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *Journal of Physiology*, Volume 1, Issue 540 (2002), 1111-1124.
7. Panzer V. Bandinelli S. Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 76, Issue 2, (1995), 151-157.
8. Mora J. (Ed.). (1986). *Mecánica Muscular y Articular*. Educación Física (Ciclo Superior). Cádiz: Diputación Provincial de Cádiz. Servicio de Deportes.
9. Jacono M. Casadio M. Morasso P. Sanguineti V. The Sway-Density Curve and the Underlying Postural Stabilization Process. *Motor Control*, Volume 8, (2004), 292-311.
10. Casadio M. Morasso P. Sanguineti V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. *Gait & Posture*, Volume 21, (2005), 410-424.
11. Aftab Z. Robert T. Wieber P. Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *Journal of Biomechanics*, Volume 45, (2012), 2804-2809.
12. Ramos, M. J. *Rehabilitación del amputado*. Recuperado el 4 de octubre de 2013, de http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/rehabilitacion_del_amputado.pdf.
13. Ocampo M. Henao L. Vásquez L. (Ed.). (2010). *Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física*. Documento de Investigación, Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Colombia: Universidad del Rosario.
14. Winter D. (Ed.). (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Canada: Wiley.