

# Analysis of the postures equilibrium by means of the cuantification test used in the clinical practice

Rodrigo Alejandro<sup>1</sup>, López Natalia<sup>1,2</sup>, Muñoz Fernando<sup>1,2</sup>, Tello Emanuel<sup>1,2</sup>, Perez Elisa<sup>1,2</sup>, Armentano Ricardo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidad Nacional de San Juan

<sup>2</sup>CONICET-Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas

<sup>3</sup>Universidad Favaloro

**Abstract**— Evaluation of posture and equilibrium is a very important task in rehabilitation process for neurological patients and elderly people. Several tests, especially PASS test, are performed by physiotherapists and medical staff, with subjective results, also instruments for posturography are expensive. In this paper we propose the posture evaluation with Kinect® sensor and DEMOVA software, through the calculus of maximum amplitude, speed and total path length performed by the user in the PASS test execution. Results were encouraging and the analysis must be extended to neurological disorders.

**Keywords**— Postural balance, Kinect, , Estabilometer, test PASS.

**Resumen**—La evaluación de la postura y el equilibrio es una tarea muy importante en el proceso de rehabilitación para pacientes neurológicos y personas mayores. Varias pruebas, especialmente el test PASS, son realizadas por los fisioterapeutas y el personal médico, con resultados subjetivos y siendo instrumentos muy costosos para la posturografía. En este trabajo proponemos la evaluación postural con el sensor Kinect® y el software DEMOVA, a través del cálculo de la máxima amplitud, velocidad y longitud total de trayectoria realizado por el usuario en la ejecución del test PASS. Los resultados fueron alentadores y el análisis podría extenderse a trastornos neurológicos.

**Palabras clave**— Equilibrio postural, Kinect, Estabilometría, test PASS.

## I. INTRODUCCIÓN

Lo largo de la evolución, el ser humano fue reduciendo la base de sustentación, disminuyendo la superficie de apoyo hasta llegar a la posición bípeda. Sus beneficios son enormes ya que amplía la posibilidad del individuo a interactuar con el medio externo a través del uso de la extremidad superior. Asimismo, queda libre permitiéndole efectuar manipulaciones y actividades más complejas. No obstante, mantener el equilibrio en esta posición es mucho más difícil, ya que la base de sustentación es extremadamente pequeña.

La gestión del equilibrio requiere del procesamiento simultáneo y continuo de múltiples sistemas; incluyendo la información sensorial (visual, vestibular y propioceptiva), la integración cognitiva (atención y funciones ejecutivas), la función del cerebelo y la retroalimentación del sistema sensitivo motor. Este complejo mecanismo de control postural, hace referencia a la capacidad de adaptar y adecuar la postura del cuerpo en el espacio, como también a mantenerla durante un periodo de tiempo determinado. Sin embargo, mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación y una relación apropiada de los segmentos corporales entre el cuerpo y el entorno, pasa a tener un orden primordial en el sistema de equilibrio y control postural [1]

Dentro de las evaluaciones del equilibrio, existen parámetros que pueden ser cuantificados y son utilizados en la actualidad, principalmente para evaluar el riesgo de caída, estimar la posibilidad de marcha en pacientes con trastornos neurológicos como también para el diseño de protocolos de rehabilitación. Esto se logra midiendo el área de desplazamiento del centro de

presión (COP) sobre plataformas posturográficas, sometiendo al individuo a diferentes actitudes que evidencien cambios en el control postural. [2] [3] [4]

Desde el punto de vista terapéutico, existe todavía la necesidad de poder evaluar objetivamente y con mayor especificidad los patrones posturales y de esta forma poder diseñar un plan de rehabilitación adecuado para cada paciente [2]. Dado el elevado costo de las plataformas posturográficas utilizadas para este tipo de evaluaciones, en la práctica habitual se continúan utilizando diversos test de evaluación postural. Los mismos valoran el equilibrio desde un punto de vista funcional haciendo referencia a que si el paciente tiene la capacidad de realizar cierta actividad y cuánto tiempo la mantiene [4] [5] [6]

Las investigaciones en el área, realizadas en la última década, se apoyan en los test de equilibrio más utilizados y validados de la práctica clínica [4], de la misma manera, el uso de plataformas posturográficas fueron necesarias para evidenciar alteraciones en este campo [7] [6]. Sin embargo, como método diagnóstico se sigue dependiendo de equipos muy costosos y de dificultosa instalación para la evaluación del equilibrio y control postural.

El análisis de la estabilidad según el marco de la investigación, se ejecuta mediante equipamiento Gold Standart (posturografía) como también, a través de equipos comerciales como Kinect 360, Kinect One, entre otros [8]. Dentro de estos últimos, tenemos el Balance Board de Wii en la cual la longitud de onda de la trayectoria es utilizada para validarlo con los datos de las plataformas posturográficas [9]. A su

vez, otros estudios toman el área de desplazamiento de la trayectoria, amplitud y oscilaciones de la misma, con el objetivo de observar el aprendizaje y las estrategias posturales a lo largo del tiempo [10] [11]. La velocidad y las oscilaciones tanto en sentido anteroposterior (Ap) y mediolateral (MI) son utilizadas como predictores de caída. [12]

En el presente trabajo se utilizó una plataforma virtual compuesta por el software de medición DEMOVA y el sensor Kinect®. El software entrega como puntos de referencia hombros, cabeza, manubrio esternal, caderas, pelvis y la proyección del centro de gravedad sobre la columna. De estos puntos se eligió el esternón como elemento para el análisis. De esta forma, se analizarán las trayectorias en dos dimensiones del espacio dentro un plano transversal, el eje "Z" dispuesto en sentido anteroposterior, y el eje "X" dispuesto en sentido lateromedial.

A fin de caracterizar el comportamiento postural, se calculan variables como la longitud de la trayectoria, el número de oscilaciones, la velocidad, el valor absoluto entre la amplitud máxima y la mínima. Mediante estos valores, se propone analizar si existen patrones observables de equilibrio que se consideren de gran importancia para explicar el tipo de control postural y compensaciones que el sujeto realiza al apoyarse en diferentes superficies y con restricción de la visión.

Es así, que la propuesta de este estudio es intentar comprender este complejo mecanismo de control postural a través del comportamiento de las variables y la relación entre ellas, y de esta forma, cuantificar el nivel de estabilidad anteroposterior y mediolateral.

Con el aporte de equipamiento tecnológico en el ámbito de la salud y especialmente en la rehabilitación se mejora el diagnóstico y tratamiento del paciente, minimizando el margen de error a la hora de armar un protocolo de abordaje terapéutico. De esta manera, se efectivizan terapias destinadas a trastornos de estabilidad y otros.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

**Dispositivo:** El registro de la postura y posición del usuario se realiza mediante el sensor Kinect®. Este sensor es una plataforma de videojuegos adaptable al Xbox 360 creado por Microsoft. El hardware del sensor Kinect® es un arreglo de múltiples dispositivos electrónicos: una cámara RGB estándar de 640x480 píxeles de resolución, una cámara de profundidad infrarroja de 320x240 píxeles de resolución, un proyector de láser infrarrojo, un arreglo de micrófonos, y un motor para el movimiento del ángulo de inclinación de la cámara. Tanto la cámara de profundidad como la RGB del sistema Kinect® pueden capturar datos a una frecuencia máxima de 30 cuadros por segundo y con una resolución de 640x480 píxeles. El sensor permite el seguimiento de 20 puntos de distribución articular (PDA) alrededor del cuerpo (fig. 1)

**Protocolo experimental:** En esta etapa preliminar del estudio fueron reclutados cuatro sujetos sanos, dos mujeres y dos varones (con edad promedio de 31.5 años). Se tuvieron en cuenta la ausencia de patologías que afecten el equilibrio, como también, aquellos trastornos que involucren órganos encargados de forma directa de la estabilidad del sujeto. El consentimiento informado se realizó de forma verbal.

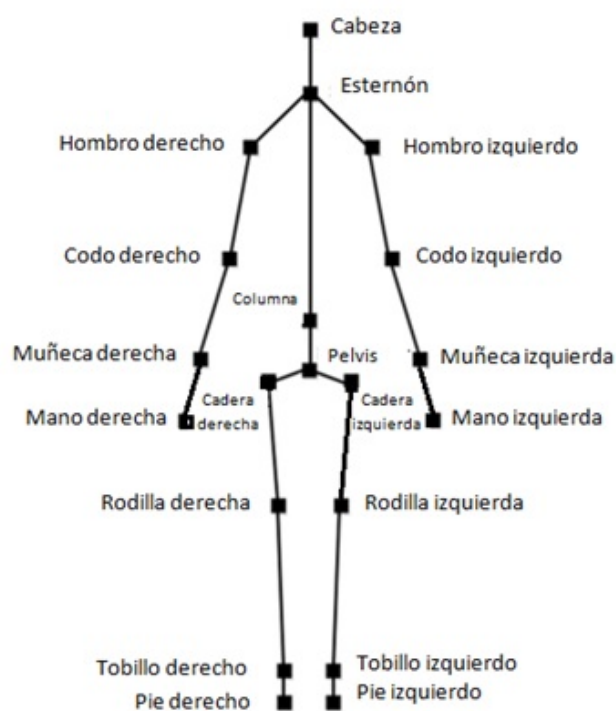


Figura 1: En la siguiente figura se muestra los puntos que el sensor Kinect® registra. En este estudio se utilizó el punto del esternón

El protocolo de evaluación fue basado en el test Assessment Scale for Stroke Patients (PASS) (Tabla I). Esta es una escala válida para evaluar el control postural de los pacientes que han sufrido un ictus, sobre todo en las fases tempranas, aunque también es fiable en pacientes en fase crónica. Es segura y con una alta fiabilidad inter e intraobservador. Posee un excelente valor predictivo de la independencia funcional.

De la escala antes nombrada, sólo se utilizó la subescala donde se valora el equilibrio. Asimismo, los ítems seleccionados fueron los que analizaban al sujeto en forma bipodal y monopodal con y sin restricción de la visión. Ya que el Ítem 8 evalúa al sujeto en sedestación y el Ítem 9 lo evalúa con ayuda técnica (bastón), ambos fueron descartados dado que no son necesarios para los fines del estudio.

Consecuentemente se continuó con el ajuste de las tareas posturales correspondientes al test para poder lograr una evaluación cuantitativa analizando las variables de interés como la longitud de la trayectoria, amplitud de onda, velocidad y número de oscilaciones. De esta forma, se analizó su comportamiento en el eje X en sentido transversal, y Z en sentido anteroposterior. Cabe destacar la omisión del eje Y en sentido vertical considerando que sus valores no toman relevancia en este estudio.

Se modificó el test PASS original de manera que cada ítem fuera enmarcado en un tiempo fijo, tomando el mismo como variable independiente (Tabla I). El tiempo fijado para cada ítem fue el máximo, correspondiente a la ejecución óptima de la tarea ya que el análisis se realizó en sujetos sanos y sin riesgo de caída.

En relación a las superficies en la que se apoyó el sujeto, las mismas se dividen en superficie estable e inestable, asimismo los ítems de superficie estable se subdividieron en ojos abiertos

Item	Sup estable	Sup inestable	Tiempo(s)
Ítem 10	parado en bipedestación; se realizan dos mediciones, ojos abiertos ojos cerrados	apoyo bipodal sobre ambas semiesferas	15s
Ítem 11	apoyo monopodal(extremidad inferior predominante); ojos abiertos ojos cerrados	Apoyomonopodal sobre semiesfera (Extremidad inferior predominante)	10s
Ítem 12	apoyo monopodal (extremidad contraria); ojos abiertos ojos cerrados	Apoyo monopodal sobre taco de madera (extremidad inferior contraria)	10s

Tabla I: Modificación al test PASS equivalente a la evaluación del equilibrio. Fueron descartados los Ítems 8 y 9, ya que no son necesarios para el estudio.

y ojos cerrados (fig. 2). En relación a la superficie inestable, se utilizaron elementos pertinentes al campo de la rehabilitación del equilibrio y propiocepción para inducir al sujeto a una menor estabilidad.

Los elementos utilizados en los test de superficie inestable fueron dos semiesferas de 23 cm de diámetro, ambas utilizadas en apoyo bipodal y solo una en apoyo monopodal, además, se utilizó un taco de madera de 33cm x 9,5cm x 5cm para apoyo monopodal con la intención de simular una menor área de descarga de peso. Estos elementos son necesarios para estas maniobras en individuos sanos, a fin de evaluar la herramienta y análisis antes de una etapa con pacientes.

El procedimiento del protocolo comenzó con la ubicación de los elementos; el sensor Kinect ubicado a 210cm desde la posición del sujeto y a 80cm de altura, según recomendaciones del fabricante. Seguidamente, se verifica el ángulo de la proyección del sensor para comprobar que todos los puntos articulares estuviesen dentro del área de registro.

En primera instancia se instruyo al sujeto sobre las diferentes posturas a realizar, y se le brindo la información visual sin la posibilidad de la práctica previa. Luego, a través del software DEMOVA® se determino el tiempo, según el ítem a evaluar, y se activa el sensor Kinect.

Previo al comienzo del sensado, se les permitió a los sujetos un tiempo de 10s aproximadamente para prepararse a la postura a evaluar. Cabe destacar que el tiempo en superficie inestable fue de 30s debido a que la inestabilidad es mayor, y de esta forma se evita que el sujeto salga del plano de evaluación.

Una vez finalizado el sensado, se almacenan los datos para el análisis posterior. El tiempo de evaluación de cada ítem fue de aproximadamente 15min (incluye; adecuación del sujeto con la explicación de la postura a realizar, encendido del sensor, registro y almacenamiento de los datos). La iluminación fue luz blanca ambiente, para facilitar la toma de referencias respecto al dispositivo Kinect®.

**Análisis de datos y procesamiento:** Para la medición del área del límite de estabilidad, se tomaron los valores máximos y mínimos de los balanceos tanto anteroposteriores (ap) como mediolaterales (ml) del centro del esternón (CDE), sin perder el balance o levantar alguno de los pies. Los rangos de oscilación en los ejes ml y ap, fueron empleados para la

Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS)	
<b>Movilidad</b> (no expuesta en la tabla)	
<b>Equilibrio</b>	
<b>Item 8</b>	
<i>Sentado sin apoyo al borde de la cama o camilla, los pies tocan el suelo</i>	
Imposible (0 puntos)	
Necesita un apoyo mederado de una mano (1 punto)	
Se mantiene sentado mas de 10 segundos sin ayuda (2 puntos)	
Se mantiene sentado mas de 5 minutos sin ayuda (3 puntos)	
<b>Item 9</b>	
<i>De pie con apoyo</i>	
Imposible (0 puntos)	
Necesita dos personas (1 punto)	
Ayuda moderada de una persona (2 puntos)	
Necesita la ayuda de una mano del paciente (3 puntos)	
<b>Item 10</b>	
<i>De pie sin apoyo</i>	
Imposible (0 puntos)	
Puede mantenerse de pie al menos 10 segundos sin ayuda(probablemente de forma muy asimétrica) (1 punto)	
Puede mantenerse de pie al menos un minuto sin ayuda (2 puntos)	
Puede mantenerse de pie al menos un minuto sin ayuda y ademas puede hacer movimientos amplios del (los) miembros(s) superior(es) por encima del hombro (3 puntos)	
<b>Item 11</b>	
<i>Apoyo monopodal del lado afectado sin ningún tipo de ayuda</i>	
Imposible (0 puntos)	
Solo unos segundos (1 punto)	
Mas de 5 segundos (2 puntos)	
Mas de 10 segundos (3 puntos)	
<b>Item 12</b>	
<i>Apoyo monopodal del lado sano sin ningún tipo de ayuda</i>	
Imposible (0 puntos)	
Solo unos segundos ≤ 5 (1 punto)	
Mas de 5 segundos ≤ 10 (2 puntos)	
Mas de 10 segundos (3 puntos)	

Tabla II: Puntuación del test PASS. Se utilizaron los ítems 10, 11, 12 para este trabajo

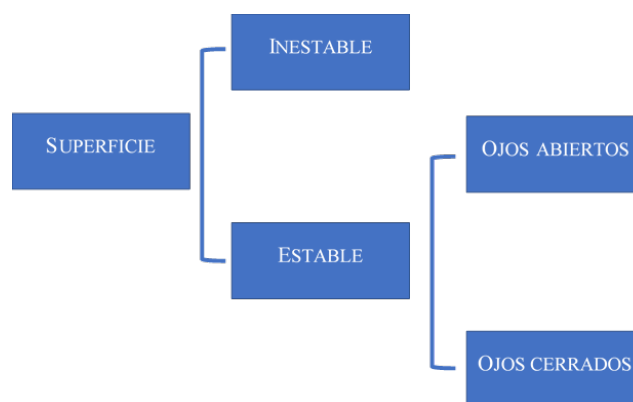


Figura 2: Modificación del PASS subescala de equilibrio según las superficies y maniobras usadas

obtención de los parámetros (1) y (2) respectivamente. Estos representan los semiejes de una elipse cuya área fue calculada mediante la ecuación 3. El centro de la elipse se calcula con las medias de los ejes ml y ap.

$$a = \frac{\max(CDE_{ml}) - \min(CDE_{ml})}{2} \tag{1}$$

$$b = \frac{\max(CDE_{ap}) - \min(CDE_{ap})}{2} \tag{2}$$

$$Area = \pi * a * b \tag{3}$$

Donde CDE es el centro del esternón, *ml* es mediolateral y *ap* es anteroposterior.

Para el cálculo de las longitudes totales de las trayectorias del CDE (centro del esternón) tanto a lo largo de los ejes X e Y, se emplearon las siguientes sumatorias:

$$Longitud\ CDE_{total} = \sum_{N-1}^{n-1} \sqrt{(x_{i-1} - x_i)^2 + (z_{i-1} - z_i)^2} \tag{4}$$

$$Longitud\ CDE_{ap} = \sum_{N-1}^{n-1} abs((z_{i-1} - z_i)^2) \tag{5}$$

$$Longitud\ CDE_{ml} = \sum_{N-1}^{n-1} abs((x_{i-1} - x_i)^2) \tag{6}$$

Donde *i* indica la muestra obtenida en el instante *i*, *i+1* la muestra en el instante siguiente y *abs* el valor absoluto de la diferencia entre muestras.

Para el cálculo de la velocidad se empleó el concepto de la derivada de la trayectoria, expresada como la razón incremental de la posición respecto del tiempo.

### III. RESULTADOS

Se analizaron los datos obtenidos y se calcularon los parámetros descriptos en la sección anterior. A continuación, se presentan los resultados representativos que permitan la caracterización postural del individuo.

En primer lugar, se muestra la elipse construida según las ecuaciones 1, 2 y 3, lo que da una primera aproximación visual a las trayectorias y oscilaciones que realizó el individuo. La evaluación de esta elipse como zona de apoyo y seguridad es usada en la bibliografía [13] como predictor de caídas y como parámetro visual, por lo que reviste de importancia diagnóstica.

Se observó un predominio en la longitud de la trayectoria en el eje X en los ítems que colocan al sujeto en apoyo monopodal con ojos cerrados y en apoyo monopodal con superficie inestable. En este caso las media de los valores de las variables en X son mayores respecto al eje Z, debido a que la persona excursiona de lado a lado intentando encontrar una postura estable, asumiendo que en apoyo monopodal el centro de gravedad queda fuera del área de apoyo (área de la elipse) (fig. 3).

En segundo lugar, se analizó la amplitud máxima de las excursiones en ambos ejes, encontrando que su valor tuvo aumento considerable en el eje X respecto al eje Z. De esta forma los ítems que tuvieron mayor relevancia en el análisis de estabilidad fueron los que colocaron al sujeto en superficie estable con apoyo monopodal y ojos cerrados, como también en superficie inestable con apoyo monopodal. (fig. 4). Estos resultados se esperaban, ya que es un comportamiento inusual

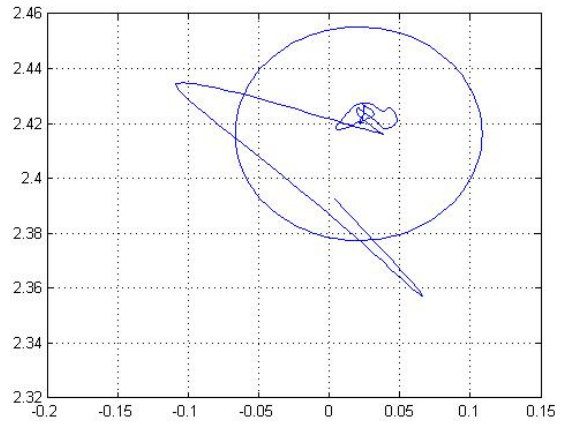


Figura 3: Área de la elipse. Imagen obtenida a partir de un apoyo monopodal superficie inestable.

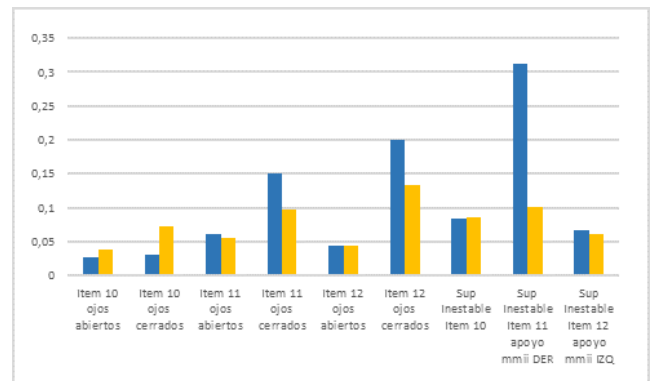


Figura 4: Valores promedio de la trayectoria total, calculada para todos los voluntarios en el eje X (azul) y Z(amarillo). Ítem 11 y 12 corresponden a apoyo monopodal con ojos cerrados.

en la postura del ser humano. Sin embargo, las diferencias entre individuos nos permiten hacer una evaluación cuantitativa del grado de inestabilidad.

Teniendo en cuenta que los músculos antigravitatorios actúan predominantemente en sentido anteroposterior, en sentido mediolateral la acción de este sistema muscular disminuye drásticamente y se acude a movimientos en las extremidades superiores y tronco para evitar la pérdida de equilibrio como medio de compensación.

En la gráfica de amplitud respecto al eje X y Z (fig. 6) se visualiza como se manifiestan las amplitudes respecto a cada ítem. Cabe destacar la particularidad de los valores obtenidos en el voluntario 2 en el ítem 11 dado que es una persona entrenada en equilibrio, por lo cual habrá cierta diferencia. Específicamente en esta figura podemos apreciar menor variabilidad de la trayectoria en ambos ejes en este voluntario entrenado.

A continuación, se analizarán en forma conjunta las amplitudes máximas de las trayectorias en los ejes X y Z y su relación con las velocidades calculadas mediante la derivada (fig. 5).

Tomando como ejemplo de elemento de análisis el recuadro 1 de las Figuras 6 ,7, 8, podemos ver que la amplitud máxima en voluntarios 2 y 3 (entrenado y sin entrenamiento, respectivamente) no reviste grandes variaciones relativas, es-

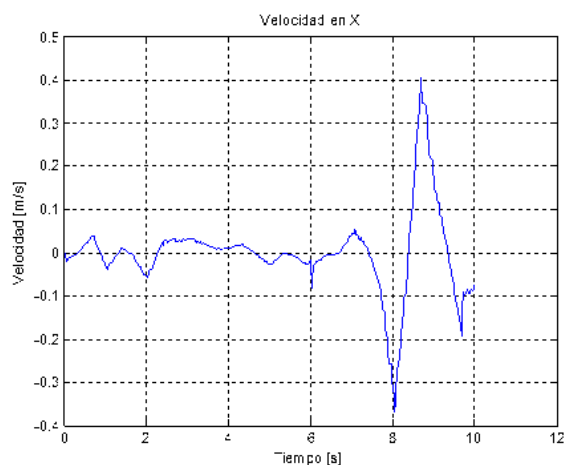


Figura 5: Velocidad Imagen obtenida a partir de un apoyo monopodal superficie inestable.

pecialmente en el eje X. Sin embargo, la velocidad sí presenta diferencias, relacionando la longitud total de la trayectoria de la figura 6 respecto al voluntario 3 que oscilaba mucho más en sentido mediolateral, aun cuando la amplitud máxima alcanzada en esas oscilaciones fuera similar (más amplitud lleva a riesgo de caídas). Esto se muestra como un indicador de mecanismos de compensación en pacientes entrenados y que debe ser extrapolado a distintas patologías que afecten el equilibrio.

Generalizando, vemos que la amplitud máxima de oscilación en personas sanas es similar, y lo que se modifica como mecanismo compensatorio es el número de estas oscilaciones, su velocidad y, por ende, la longitud total recorrida en ellas en un tiempo fijo. Los parámetros calculados pueden entonces ser usados como descriptores del comportamiento dinámico del individuo y de su estabilidad postural.

#### IV. CONCLUSIONES

La implementación de este método para la evaluación de la estabilidad, tiene un costo económico significativamente menor comparado a las plataformas posturográficas. Además, implica menor dificultad en su instalación, permitiendo que pueda ser adaptado a diferentes ámbitos de análisis del equilibrio.

Los valores obtenidos a partir de la longitud de la trayectoria, amplitud máxima y velocidad, permiten inferir el nivel de estabilidad que mantiene cada sujeto. Es así, que al realizar cada ítem con sus respectivas privaciones (restricción visual o superficie inestable) se pudo evidenciar el patrón de estabilidad y un predominio de parámetros según el ítem realizado.

De esta forma los resultados mostraron un comportamiento significativo con respecto al eje X mediolateral y el eje Z anteroposterior, poniendo en evidencia el predominio en la búsqueda del equilibrio durante el apoyo monopodal (eje X) y bipodal (eje Y). Se estima que los cambios en la longitud de la trayectoria se pueden justificar con los otros parámetros medidos (velocidad y amplitud). De esta manera, conocer la relación entre la estabilidad y los sistemas encargados del equilibrio.

Dado que la muestra fue reducida, los parámetros obtenidos no son los suficientes para establecer un valor de normalidad

respecto a la estabilidad, no obstante, se pudo evidenciar que la misma disminuyó proporcionalmente al aumento en los valores de los parámetros medidos. Esto se observó claramente al colocar al sujeto sobre superficie inestable y con ojos cerrados.

Es importante destacar que esta investigación se realizó teniendo en cuenta el punto de referencia del esternón quedando la posibilidad de analizar los demás puntos que brinda el sensor Kinect. Y de esta forma, comparar resultados y plantear hipótesis sobre compensaciones que se realizan en la búsqueda de la estabilidad.

Dado que existen una amplia variedad de patologías que afectan el equilibrio es importante la elaboración de un protocolo experimental que valide este estudio y permita establecer a futuro un patrón que caracterice a ciertas patologías específicas.

#### REFERENCIAS

- [1] R. Lloréns, C. Colomer-Font, M. Alcañiz, and E. Noé-Sebastián, "Biotrak: análisis de efectividad y satisfacción de un sistema de realidad virtual para la rehabilitación del equilibrio en pacientes con daño cerebral," *Neurología*, vol. 28, no. 5, pp. 268–275, 2013.
- [2] A. Contreras, L. A., T. Montenegro, and L. F., "Alteración del centro de gravedad y riesgo de caída en pacientes con trastornos neurológicos," *Bogotá*, 2014.
- [3] V. Gatica Rojas, E. Elgueta Cancino, C. Vidal Silva, M. Cantin López, and J. Fuentealba Arcos, "Impacto del entrenamiento del balance a través de realidad virtual en una población de adultos mayores," *International Journal of Morphology*, vol. 28, no. 1, pp. 303–308, 2010.
- [4] R. Cabanas-Valdés, M. Girabent-Farrés, D. Cánovas-Vergé, F. M. Caballero-Gómez, A. Germán-Romero, and C. Bagur-Calafat, "Traducción y validación al español de la postural assessment scale for stroke patients (pass) para la valoración del equilibrio y del control postural en pacientes postictus," *Rev Neurol*, vol. 60, no. 4, pp. 151–158, 2015.
- [5] M. B. Gutiérrez, C. S. Medina, and V. T. S. Vidal, *Fisioterapia en neurología: procedimientos para restablecer la capacidad funcional*. Panamericana, 2012.
- [6] N. R. Nurwulan, B. C. Jiang, and H. Iridiastadi, "Posture and texting: effect on balance in young adults," *PLoS one*, vol. 10, no. 7, p. e0134230, 2015.
- [7] J. E. Visser, M. G. Carpenter, H. van der Kooij, and B. R. Bloem, "The clinical utility of posturography," *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 11, pp. 2424–2436, 2008.
- [8] B. Dehbandi, A. Barachant, A. H. Smeragliuolo, J. D. Long, S. J. Bumanlag, V. He, A. Lampe, and D. Putrino, "Using data from the microsoft kinect 2 to determine postural stability in healthy subjects: A feasibility trial," *PLoS one*, vol. 12, no. 2, p. e0170890, 2017.
- [9] R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, and M. Hunt, "Validity and reliability of the nintendo wii balance board for assessment of standing balance," *Gait & posture*, vol. 31, no. 3, pp. 307–310, 2010.
- [10] M. S. Valle, A. Casabona, C. Cavallaro, G. Castorina, and M. Cioni, "Learning upright standing on a multiaxial balance board," *PLoS one*, vol. 10, no. 11, p. e0142423, 2015.
- [11] P. X. Ku, N. A. A. Osman, A. Yusof, and W. A. B. W. Abas, "The effect on human balance of standing with toe-extension," *PLoS One*, vol. 7, no. 7, p. e41539, 2012.
- [12] J. J. Sosnoff, M. J. Socie, M. K. Boes, B. M. Sandroff, J. H. Pula, Y. Suh, M. Weikert, S. Balantrapu, S. Morrison, and R. W. Motl, "Mobility, balance and falls in persons with multiple sclerosis," *PLoS One*, vol. 6, no. 11, p. e28021, 2011.
- [13] R. C. de la Cuerda and S. C. Vázquez, *Neurorrehabilitación: métodos específicos de valoración y tratamiento*. Editorial Médica Panamericana, 2012.

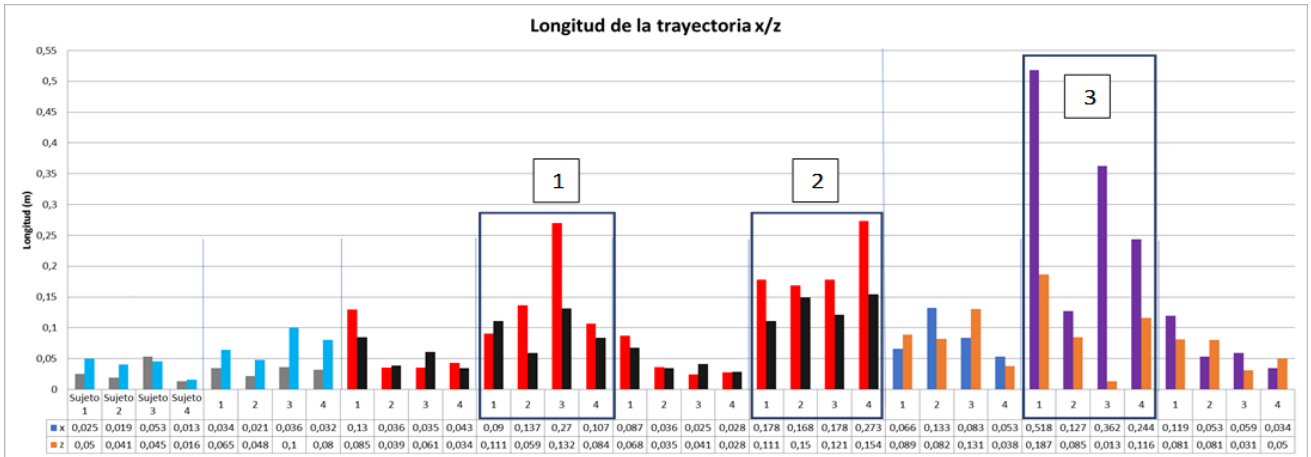


Figura 6: Valores de longitud de trayectoria en X y Z, (primera barra corresponde a X y segunda a Z). El marcador 1 y 2 hace referencia a la superficie estable apoyo monopodal ojos cerrados (miembro inferior derecho y miembro inferior izquierdo). Y el marcador 3 a la superficie inestable apoyo monopodal. Puede observarse, especialmente en el marcador 3, la diferencia de valores de trayectoria en el eje X, menos marcada en el sujeto entrenado (voluntario 2)

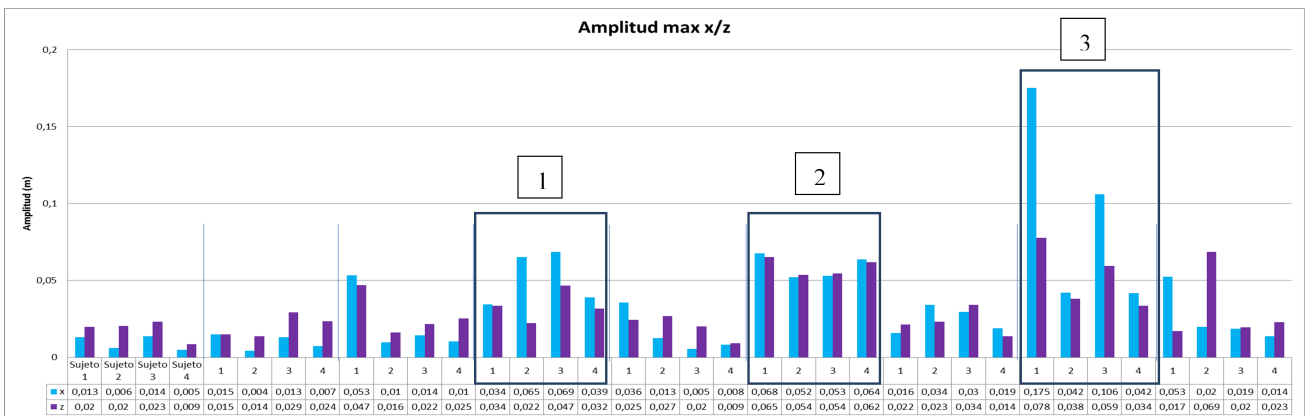


Figura 7: Muestra los valores en X y Z según la amplitud. El marcador 1 y 2 hace referencia a la superficie estable apoyo monopodal ojos cerrados (miembro inferior derecho y miembro inferior izquierdo). El marcador 3 a la superficie inestable apoyo monopodal.

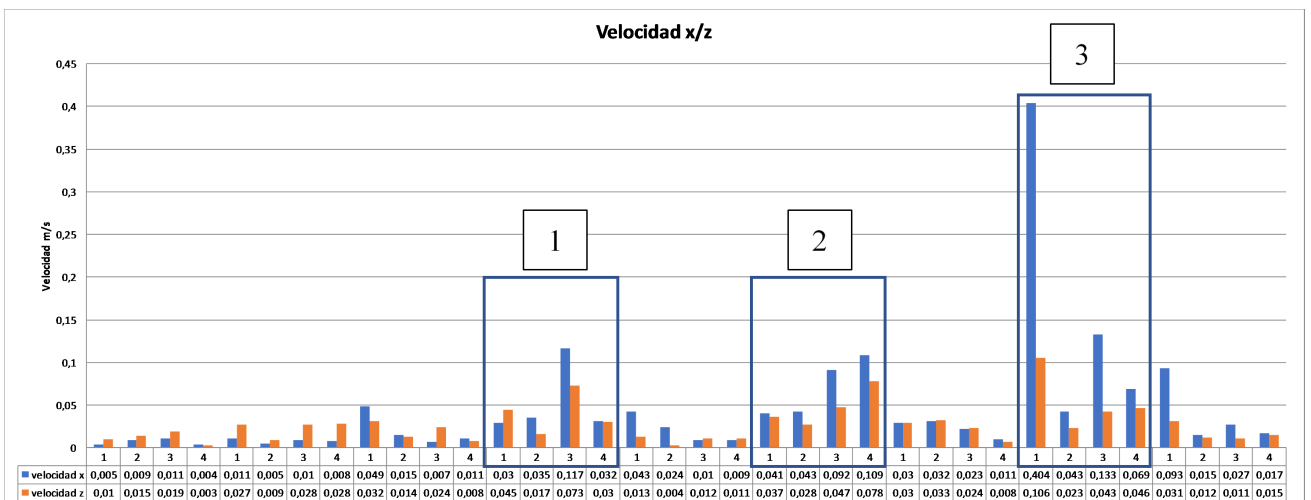


Figura 8: Muestra los valores en X y Z según velocidad de la trayectoria. El marcador 1 y 2 hace referencia a la superficie estable apoyo monopodal ojos cerrados (miembro inferior derecho y miembro inferior izquierdo) y el marcador 3 a la superficie inestable apoyo monopodal.