

Análisis objetivo de la evolución de la descarga de peso mediante el registro de parámetros biomecánicos y electrofisiológicos: resultados preliminares

Yanina V. Atum, LIRINS, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
yatum@ingenieria.uner.edu.ar

Ricardo A. Rettore, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
ricardorettore@gmail.com

Cielo M. Godoy, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
cielo.godoy@hotmail.com

Fabrizio N. Rettore, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
fretore@bioingenieria.edu.ar

Paola Catalfamo, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
pcatalfamo@ingenieria.uner.edu.ar

José A. Biurrun, LIRINS, Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos,
jbiurrun@ingenieria.uner.edu.ar

Resumen— La evaluación de la descarga del peso corporal es crucial en la recuperación de pacientes con patologías de miembro inferior. Las técnicas actuales de examen clínico son subjetivas y dependientes de la experiencia del terapeuta, y las herramientas tecnológicas que podrían apoyar ese examen clínico presentan costos elevados. En este trabajo se introduce una herramienta de bajo costo basada en la plataforma de balance Nintendo Wii® para evaluar objetivamente la descarga de peso y se presenta un análisis preliminar de la variabilidad en la medición de la descarga de peso. Catorce sujetos sanos participaron del estudio, realizando seis tareas de balance en dos sesiones separadas por siete días, repetidas dos veces por sesión. Se registró la posición del centro de presión (COP) y variables derivadas como la velocidad del COP. Se cuantificó la variabilidad intra- e inter-sesión mediante el coeficiente de variación (CV). Los resultados mostraron que la variabilidad promedio de la velocidad del COP intra-sesión para las seis pruebas fue del 9,22%, mientras que la variabilidad inter-sesión fue del 8,42%. En conclusión, el presente trabajo muestra la potencialidad de la herramienta desarrollada para el estudio de la descarga de peso, por lo que el próximo paso a seguir será la realización de pruebas con pacientes.

Palabras clave— *descarga de peso, herramienta tecnológica, variabilidad.*

Introducción

En el ámbito de la rehabilitación motora la descarga del peso corporal durante el apoyo bipodal es crucial en el periodo de recuperación de pacientes ortopédicos que presentan distintas patologías en los miembros inferiores como artroplastia total de cadera no cementada, osteotomías, fracturas en las piernas o amputaciones. Dependiendo de la patología, la inmovilización, la falta de descarga de peso o la excesiva carga pueden llevar a complicaciones en el proceso de rehabilitación [1][2][3][4]. La medición de la descarga

de peso es también importante durante el proceso de rehabilitación de pacientes que presentan patologías neurológicas, tales como accidentes cerebrovasculares, Parkinson, hemiplejía y pacientes con diabetes y neuropatologías periféricas [5][6][7][8]. En estos pacientes es relevante evaluar la simetría en la descarga de peso y la habilidad de transferir la carga de peso de una extremidad a la otra, para lograr restablecer o mejorar el patrón de marcha. Esto es un proceso complejo que involucra al sistema nervioso central. La actividad nerviosa que se produce durante el proceso de rehabilitación debería poder ser relevada y estudiada a partir del registro del electroencefalograma. Existe evidencia reportada de cambios en la modulación de la actividad cortical ante distintas posturas corporales que involucran variaciones en la descarga de peso [10][11][12][13]. Esta situación pone de manifiesto la necesidad de contar con una herramienta que analice señales biomecánicas y electrofisiológicas para estudiar la evolución de la descarga de peso de pacientes durante el proceso de rehabilitación.

Existen diferentes técnicas para medir la descarga de peso que varían según el campo en el que se esté trabajando. Siguiendo la clasificación propuesta por Hurkmans[1], estos campos corresponden al área clínica o al área de investigación científica. A las mediciones clínicas se las puede dividir en: técnicas de examen clínico, balanzas de peso corporal comerciales y sistemas de realimentación biológica. En el examen clínico del sujeto, que se define como la observación y/o el examen físico realizado por el terapeuta durante la bipedestación y la caminata, la estimación de la descarga de peso se realiza por observación, palpación del músculo tríceps braquial o mediante el posicionamiento de la mano del terapeuta bajo el pie de la extremidad afectada del sujeto. Por último, los sistemas de realimentación biológica consisten principalmente en monitores de descarga de peso que proveen al sujeto de una realimentación en tiempo real teniendo en cuenta un nivel establecido [1]. Con respecto al área de investigación, las mediciones de descarga de peso se realizan mediante plataformas de fuerza, que son instrumentos fijados al piso que miden la fuerza de reacción de la tierra en uno o varios planos, o bien mediante instrumentos portátiles que poseen sensores que se colocan en el sujeto para tener una medición continua [9]. En general, se observa que las técnicas de examen clínico son subjetivas y muy dependientes de la experiencia y entrenamiento del terapeuta, mientras que las balanzas que muestran el peso en kilogramos son menos subjetivas pero la falta de precisión y la medición estática son características negativas. Por su parte, los sistemas de realimentación biológica permiten hacer una medición en situaciones dinámicas, pero la calibración y correcta colocación de los sensores son factores determinantes para su buen funcionamiento, además de las limitaciones derivadas del costo de los mismos. Con respecto al rendimiento de los dispositivos utilizados en las técnicas de mediciones del área de investigación es muy bueno, pero este rendimiento conlleva costos muy elevados y para el caso de las plataformas de fuerza, la infraestructura necesaria es una condicionante adicional importante.

En este trabajo se analizan los primeros pasos dados por el equipo de investigación hacia la construcción de herramienta que analice señales biomecánicas y electrofisiológicas para estudiar la evolución de la descarga de peso. Esta propuesta de diseño contempla la utilización de una plataforma denominada Wii Balance Board® para las mediciones de centro de presión y variables derivadas, un sistema de adquisición de biopotenciales para el registro de las señales electrofisiológicas y una interfaz que relaciona los sistemas anteriores. Para llevar adelante una primera evaluación de las variables cuantitativas contempladas en la propuesta se generó un protocolo de experimentación en sujetos sanos para determinar la confiabilidad intra- e inter-sesión. A continuación, se realiza una descripción exhaustiva de la herramienta, se presentan y discuten los resultados obtenidos

de la implementación del protocolo de experimentación y se establecen los pasos a seguir a partir de las conclusiones formuladas.

Materiales y Métodos

2.1 Descripción de la herramienta

Tal como se muestra en la Figura 1, la herramienta cuenta con distintos bloques que se conectan a través de una interfaz que es la encargada de controlar el bloque de adquisición de las señales biomecánicas y el bloque de adquisición de señales electrofisiológicas para obtener los registros que ingresan al bloque de procesamiento y visualización. En la interfaz de la herramienta se establece la configuración de tiempo de registro durante la ejecución de la tarea, tiempo de descanso entre repeticiones y cantidad de repeticiones de las mismas.

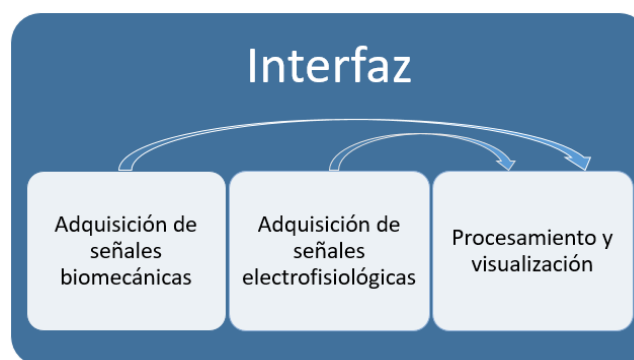


Figura 1. Diagrama de bloques de la herramienta.

Fuente: elaboración propia

El bloque de adquisición de señales biomecánicas se compone de una plataforma denominada Wii Balance Board®, que es un accesorio para la consola Nintendo Wii® que posee cuatro galgas de fuerza ubicadas en las esquinas de la misma. Esta plataforma tiene la ventaja de tener un bajo costo, es inalámbrica y fácilmente portable dadas sus dimensiones y peso. La desventajas que presenta son las menores frecuencia de muestreo y precisión con respecto a una plataforma de fuerza convencional, 64 versus 2000 Hz. Sin embargo varios estudios de comparación de las plataformas Wii con plataformas de fuerza convencionales han mostrado la potencialidad de estas plataformas para aplicaciones clínicas [14][15][17][18][16]. Para el bloque de adquisición de señales electrofisiológicas, se propone utilizar el amplificador de biopotenciales BioAmp, desarrollado en el Laboratorio de Prototipado Electrónico y 3D de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos. El amplificador permite el registro simultáneo de ocho canales de biopotenciales, además de contar con una entrada de marcas para sincronización con un dispositivo externo. Para este estudio, se registraron en simultáneo de las señales generadas por los cuatro sensores de fuerza de la plataforma y por los electrodos no invasivos de EEG correspondientes a los canales Fz, Cz, C3 y C4, según lo establecido en el sistema internacional 10/20, con los electrodos de tierra y referencia ubicados en los lóbulos de las orejas. Las señales de los bloques antes mencionados son enviadas al módulo de procesamiento y visualización.

2.2 Procesamiento de las señales

Los parámetros biomecánicos que se generan en el bloque de procesamiento, que se miden a partir de los registros obtenidos de las cuatro galgas de la plataforma del bloque de adquisición, son: el valor medio del centro de presión (COP) y sus variables derivadas como el desvío estándar antero-posterior (SDAP) y medial-lateral (SDML), trayectoria del COP (TCOP) y velocidad del COP (VCOP)[19][20].

Para el preprocesamiento de las señales obtenidas de las galgas de la plataforma se utilizó un filtro Butterworth pasabajo de orden 4 con frecuencia de corte en 12Hz[16]. Posteriormente se utilizaron las ecuaciones 1 y 2 para el cálculo de las coordenadas del COP a partir de los valores obtenidos de los sensores[17][18]:

$$COP_x = \frac{L((TR+BR)-(TL+BL))}{2(TR+BR+TL+BL)} \quad (1)$$

$$COP_y = \frac{A((TR+TL)-(BR+BL))}{2(TR+BR+TL+BL)} \quad (2)$$

donde T hace referencia a la coordenada superior; la B a la coordenada inferior; la R a la coordenada derecha y la L a la coordenada izquierda, donde $L = 433 \text{ mm}$ y $A = 228 \text{ mm}$, son el largo y el ancho de la plataforma. La TCOP del mismo se generaron a partir de las ecuaciones 3 y la VCOP se obtiene de dividir la TCOP por el tiempo empleado en la tarea [15].

$$TCOP = \sum \sqrt{(COP_x - COP_{x-1})^2 + (COP_y - COP_{y-1})^2} \quad (3)$$

Las tareas de descarga de peso están asociadas con al menos dos actividades corticales sobre las áreas sensorimotoras y motora suplementaria: los potenciales corticales relacionados al movimiento (*movement-related cortical potentials*, MRCP); **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, que ocurren alrededor de los 1.5 s antes de la tarea y la desincronización relacionada a eventos (*event-related desynchronization*, ERD) o decremento de la potencia en las bandas alfa y beta, que ocurren aproximadamente 2 s antes del inicio de la tarea hasta 1 s posterior a este punto [22]. El bloque de procesamiento analiza los MRCPs y la ERD inmersos en el electroencefalograma. Para el procesamiento de las señales de EEG se utilizó un filtro Butterworth pasabanda de orden 4 con frecuencia de corte superior en 5Hz e inferior de 0.01 Hz, teniendo en cuenta la banda de frecuencias en la que se encuentran los MRCPs [22]. Haciendo uso de la señal de marcas generada por la interfaz, las señales registradas se segmentaron en épocas que van desde 2 s antes del momento en que se dio la consigna hasta la finalización de la tarea. Posteriormente se utilizó un filtro Laplaciano sobre el canal Cz y se realizó el promedio de las 15 épocas por serie.

2.3 Protocolo de experimentación

Los experimentos se realizaron en el Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS) de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos bajo un protocolo de trabajo evaluado y aprobado por el Comité Central de Bioética en la Práctica y en la Investigación Biomédica dependiente del Ministerio de Salud de la provincia de Entre Ríos. Participaron del experimento 14 voluntarios de entre 20 y 30 años de edad quienes firmaron el formulario

de consentimiento informado antes de comenzar con el experimento. Ninguno de ellos presentaba desórdenes neurológicos u ortopédicos.

El experimento se llevó adelante en dos sesiones en días distintos. En ambas sesiones se les pidió a los participantes la realización de las mismas tareas contemplando iguales periodos de tiempo. Las tareas solicitadas fueron la adopción de seis posturas de balance estático. La primera fue la postura bipodal en la que el participante establecía una separación entre pies que le resultara cómoda para realizar una descarga simétrica de peso. Esta postura se repetía tres veces por cada una de las dos series establecidas con una duración de la tarea de 30 s. La segunda tarea fue conservando la postura bipodal agregando el traslado del peso corporal hacia la derecha o la izquierda, considerando como tareas diferentes el traslado a cada lado. La tercera tarea consistió en sostener el peso corporal en un solo miembro, alternando el miembro de soporte después de cada serie. Para la cuarta tarea se realizó una reducción de la superficie de apoyo con la adopción de una postura en punta de pies. Para todas las tareas, salvo la primera, se realizaron dos series de 15 repeticiones por sesión. La duración de cada repetición fue de 5 s con un descanso de 5 s entre repeticiones. Se dejaron unos minutos de descanso entre series.

2.4 Análisis estadístico

Para todas las variables cuantitativas propuestas, se evaluó la confiabilidad intra- e inter-sesión. La confiabilidad intra-sesión (también llamada consistencia interna) se estima para determinar la repetitividad de las mediciones en un mismo día, comúnmente entre el principio y al final de un experimento. La confiabilidad inter-sesión (o estabilidad en el tiempo) se mide para establecer cuán estable es una medida pasadas 24 horas o más. Existen dos tipos de confiabilidad: la confiabilidad relativa y la confiabilidad absoluta. La confiabilidad relativa se evalúa mediante el coeficiente de correlación intraclase (*intraclass correlation coefficient*, ICC). El ICC mide el error de medición relativo a la variación (heterogeneidad) entre sujetos [23]. En relación con la confiabilidad absoluta, se mide mediante el coeficiente de variación (*coefficient of variation*, CV. El CV representa el desvío estándar intra-sujeto, (esto es, el desvío estándar de mediciones repetidas sucesivas sobre el mismo sujeto), expresado como un porcentaje de la medida media de dicho sujeto [24].

Resultados y Discusión

3.1 Registros de parámetros biomecánicos y electrofisiológicos

En la Figura 2 se observa un ejemplo de la trayectoria del COP de las tareas realizadas por los participantes. En tanto que en la Figura 3 se muestra el resultado del procesamiento de las señales de EEG para obtener los MRCPs originados ante las distintas tareas. Se puede observar que la pendiente negativa de los potenciales se incrementa con la complejidad de la tarea. La pendiente representa la preparación del

Análisis objetivo de la evolución de la descarga de peso mediante el registro de parámetros biomecánicos y electrofisiológicos: resultados preliminares

movimiento. El cero de la gráfica corresponde a la consigna de comienzo de ejecución de la tarea.

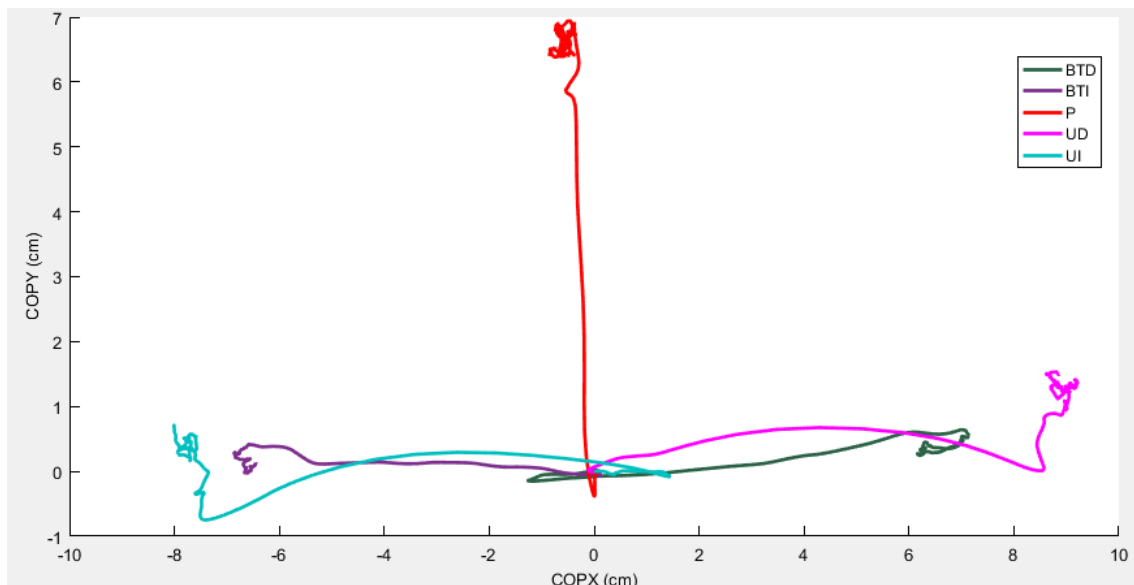


Figura 2. Trayectoria del COP para cada una de las tareas. BTD: posición bipodal con traslado de peso hacia la derecha. BTI: posición bipodal con traslado del peso hacia la izquierda. UD: posición unipodal con sustentación en el pie derecho. UI: posición unipodal con sustentación en el pie izquierdo. P: posición en puntas de pie.

Fuente: elaboración propia

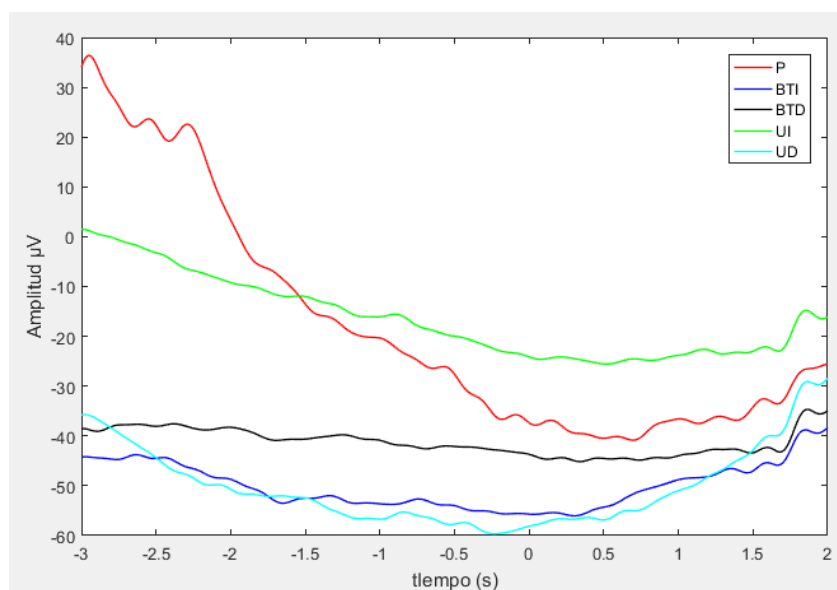


Figura 3. Ejemplo de promedio de los MRCPS de un sujeto para las tareas. BTD: posición bipodal con traslado de peso hacia la derecha. BTI: posición bipodal con traslado del peso hacia la izquierda. UD: posición unipodal con sustentación en el pie derecho. UI: posición unipodal con sustentación en el pie izquierdo. P: posición en puntas de pie.

Fuente: elaboración propia

En la Figura 4 se puede observar para las dos sesiones de registro en las que participaron los sujetos, los valores promedios de la trayectoria de COP de cada uno de ellos. Allí se puede apreciar que no hay una diferencia importante entre los valores medios de cada una de las sesiones para la misma tarea y que como era de esperar para el mismo tiempo de tarea el traslado del peso de un lado al otro y más aún la disminución de la superficie de apoyo generó trayectorias del COP más largas. Los valores de la trayectoria de COP y de velocidad del COP obtenidos para la postura bipodal y en un pie con los ojos abiertos son comparables a los obtenidos por [16][28] que trabajaron con participantes de similares características a los reclutados en este trabajo.

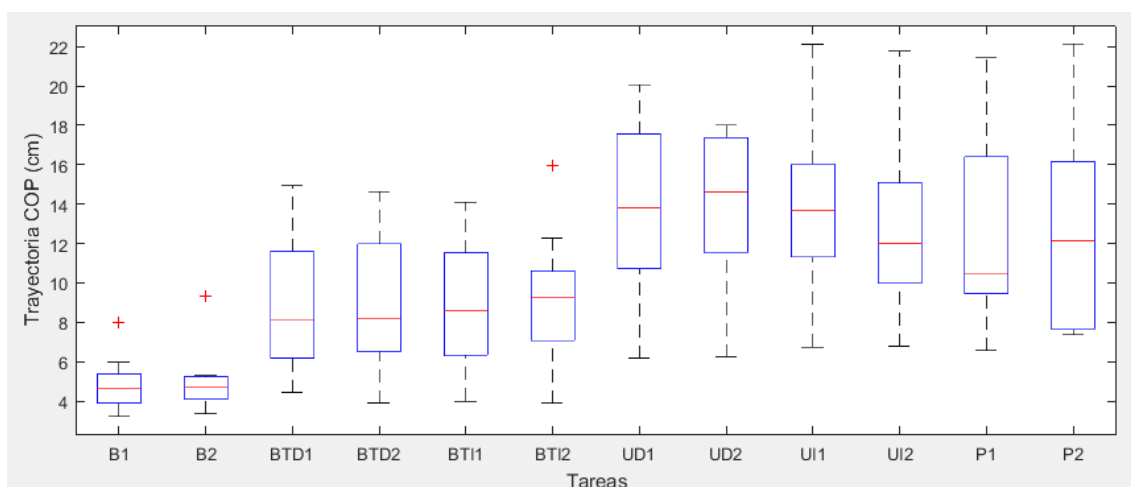


Figura 4. Valores promedio de la primera y segunda sesión de la trayectoria de COP para todos los sujetos.

Fuente: elaboración propia.

3.2 Variabilidad intra- e inter-sesión

En la tabla 1 se consignan los valores de CV e ICC intra- e inter-sesión para cada una de las tareas realizadas. Se obtuvieron valores altos de ICC para la evaluación de las variables del COP ante todas las tareas propuestas al comparar los registros de distintas sesiones tal como se observa y discute en [29] donde se reportan valores de 0.76 a 0.94. Los valores elevados de CV e ICC obtenidos para todas las tareas de las variables de trayectoria del centro de presión y velocidad del COP muestran la potencialidad de la utilización de la herramienta desarrollada para estudios que trabajen sobre la evaluación de estas variables a lo largo del tiempo. En los experimentos realizados la duración de las tareas no tuvo una influencia negativa sobre el ICC, cuestión que había que corroborar dado que en la bibliografía consultada se consignaba que ante una disminución en el tiempo de la tarea aumentaba la variabilidad. Para nuestro caso era importante el poder disminuir la cantidad de tiempo de la tarea para poder tener mayor cantidad de repeticiones. Esta mayor cantidad de repeticiones es requisito necesario para el procesamiento de las señales de EEG.

Tabla 1. Valores del CV y del ICC intrasesión e intersesión para los valores promedios de TCOP y VCOP para cada tarea.

	CV %				ICC			
	Intrasesión		Intersesión		Intrasesión		Intersesión	
	TCOP	VCOP	TCOP	VCOP	TCOP	VCOP	TCOP	VCOP
B	10,89	10,88	7,44	7,44	0,86	0,86	0,93	0,93
BTD	9,57	9,55	8,54	8,56	0,94	0,94	0,92	0,92
BTI	7,61	7,37	9,84	9,47	0,96	0,96	0,93	0,93
UD	10,32	10,31	7,42	7,33	0,88	0,88	0,95	0,95
UI	9,23	9,18	7,06	7,03	0,92	0,92	0,95	0,95
P	8,09	8,04	10,51	10,67	0,95	0,95	0,91	0,91

Conclusiones y recomendaciones

Del análisis de los resultados obtenidos en esta primera etapa de desarrollo de la herramienta de evaluación de la descarga de peso se puede concluir que se logró el registro simultáneo y sincronizado de señales biomecánicas y electrofisiológicas. Se calculó el centro de presión y variables derivadas a partir de los datos obtenidos de herramienta desarrollada con valores de ICC y CV que refuerzan la idea de su posible utilización en la clínica. Los pasos por seguir están orientados a completar el procesamiento de las señales electrofisiológicas y al desarrollo de una interfaz gráfica para la visualización de los resultados generados por la herramienta para su posterior uso en pacientes que presenten impedimentos para el correcto funcionamiento de los miembros inferiores debido a lesiones ortopédicas o neurológicas.

Referencias

- [1] HURKMANS, H. L. P.;BUSSMANN, J. B. J.;BENDA, E.;VERHAAR, J. A. N.; STAM, H. J. (2003). Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical Biomechanics*, v.18, n.7, p. 576-589.
- [2] BRIGGS, R. A.; HOUCK, J. R.; DRUMMON, M. J.; FRITZ, J. M.; LA STAYO, P. C.; MARCUS, R. L. (2017). Asymmetries Identified in Sit-to-Stand Task Explain Physical Function After Hip Fracture. *Journal of Geriatric Physical Therapy*.
- [3] VRIELING, A. H.; VAN KEEKEN, H. G.; SCHOPPEN, T.; OTTEN, E.; HOF, A. L.; HALBERTSMA, J. P. K.; POSTEMA, K. (2008). Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & posture*, v.28, n.2, p.222-228.
- [4] KU, P. X.; OSMAN, N. A. A.; ABAS, W. A. B. W. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. *Gait & posture*, v.39 n.2, p.672-682.

- [5] MARIGOLD, D. S.; ENG, J. J.; INGLIS, J. T. (2004). Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clinical Neurophysiology*, v.115, n.12, p.2789-2797.
- [6] SACKLEY, C. M.; BAGULEY, B. I.; GENT, S.; HODGSON, P. (1992). The use of a balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weighttransference problems after stroke. *Physiotherapy*, v.78, n.12, p.907-913.
- [7] CHENG, P. T.; WU, S. H.; LIAW, M. Y.; WONG, A. M.; TANG, F. T. (2001). Symmetricalbody-weightdistribution training in strokepatients and itseffectonfallprevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.82, n.12, p.1650-1654.
- [8] ENG, J. J.; CHU, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.83, n.8, p.1138-1144.
- [9] NORTH, K.; KUBIAK, E. N.; ROTHBERG, D. L.; LAJEVARDI-KHOSH, A.; PETELENZ, T. J.; HITCHCOCK, R. W.; STUART, A. R. (2017). Longitudinal monitoring of patient limb loading throughout ankle fracture rehabilitation using an insole load monitoring system: a case series. *CurrentOrthopaedicPractice*, v.28, n.2, p.223-230.
- [10]PETROFSKY, J. S.; KHOWAILED, I. A. (2014). Postural sway and motor control in trans-tibial amputees as assessed by electroencephalography during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor*, v.20, p.2695-2704.
- [11]OUCHI, Y.; OKADA, H.; YOSHIKAWA, E.; NOBEZAWA, S.; FUTATSUBASHI, M. (1999). Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain*, v.22, n.2, p.329-338.
- [12]SLOBOUNOV, S.; HALLETT, M.; CAO, C.; NEWELL, K. (2008). Modulation of cortical activity as a result of voluntary postural sway direction: an EEG study. *Neuroscience letters*, v.442, n.3, p.309-313.
- [13]TSE, Y. Y. F.; PETROFSKY, J. S.; BERK, L.; DAHER, N.; LOHMAN, E.; LAYMON, M. S.; CAVALCANTI, P. (2013). Postural sway and rhythmic electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor*, v.19, p.176-186.
- [14]CASTELLI, L.; STOCCHI, L.; PATRIGNANI, M.; SELKITTO, G.; GIULIANI, M. y PROSPERINI, L. (2015). We-Measure: Toward a low-cost portable posturography for patients with multiple sclerosis using the commercial Wii balance board. *Journal of the neurological sciences*, v.359, n.1, p.440-444.
- [15]BONNECHÈRE, B.; JANSEN, B.; OMELINA, L.; ROOZE, M.y JAN, S. V. S. (2014). Validation of the Balance Board™ for Clinical Evaluation of Balance Through Different Conditions. In *International Workshop on ICTs for Improving Patients Rehabilitation Research Techniques* pp. 11-23.
- [16]CLARK, R. A.; BRYANT, A. L.; PUA, Y.; MCCRORY, P.; BENNELL, K. y HUNT, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & posture*, v.31,n.3, p.307-310.
- [17]BARTLETT, H. L.; TING, L. H.; Y BINGHAM, J. T. (2014). Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. *Gait & posture*, v.39, n.1, p.224-228.

- [18] LEACH, J. M.; MANCINI, M.; PETERKA, R. J.; HAYES, T. L. y HORAK, F. B. (2014). Validating and calibrating the Nintendo Wii balance board to derive reliable center of pressure measures. *Sensors*, v.14, n.10, p.18244-18267.
- [19] SLOBOUNOV, S.; HALLETT, M.; CAO, C. y NEWELL, K. (2008). Modulation of cortical activity as a result of voluntary postural sway direction: an EEG study. *Neuroscience letters*, v.442, n.3, p.309-313.
- [20] TSE, Y. Y. F.; PETROFSKY, J. S.; BERK, L.; DAHER, N.; LOHMAN, E.; LAYMON, M. S. y CAVALCANTI, P. (2013). Postural sway and rhythmic electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor*, v.19, p.176-186.
- [21] SHIBASAKI, H.; BARRETT, G.; HALLIDAY, E. y HALLIDAY, A. M. (1980). Components of the movement-related cortical potential and their scalp topography. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v.49, p.213-226.
- [22] TORO, C.; DEUSCHL, G.; THATCHER, R.; SATO, S.; KUFTA, C. y HALLETT, M. (1994). Event-related desynchronization and movement-related cortical potentials on the ECoG and EEG. *Electroencephalography and clinical neurophysiology/evoked potentials section*, v.93, n.5, p.380-389.
- [23] WEIR, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v.19, n.1, p.231-240.
- [24] ATKINSON G y NEVILL A. M. (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* v.26, p.217– 238.
- [25] BLAND J.M.y ALTMAN D.G. (1999) Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res* v.8, p.135–160.
- [26] AYOTTE, N. W.; STETTS, D. M.; KEENAN, G. y GREENWAY, E. H. (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v.37, n.2, p.48-55.
- [27] KRAUSE, D. A.; JACOBS, R. S.; PILGER, K. E.; SATHER, B. R.; SIBUNKA, S. P. y HOLLMAN, J. H. (2009). Electromyographic analysis of the gluteus medius in five weightbearing exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v.23, n.9, p.2689-2694.
- [28] HUURNINK, A.; FRANSZ, D. P.; KINGMA, I. y VAN DIEËN, J. H. (2013). Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of biomechanics*, v.46, n.7, p.1392-1395.
- [29] CLARK, R. A.; MENTIPLAY, B. F.; PUA, Y. H. y BOWER, K. J. (2017). Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait & posture*. v. 61, p.40-54.

Análisis objetivo de la evolución de la descarga de peso mediante el registro de parámetros biomecánicos y electrofisiológicos: resultados preliminares