

Arm swinging measurement and monitor system for patients diagnosed with Parkinson's disease

Domiciano Rincón
Grupo de investigación I2T
Cali, Colombia
domiciano.rincon@correounivalle.edu.co

Andrés Navarro
Grupo de investigación I2T
Cali, Colombia
anavarro@icesi.edu.co

Abstract

Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative disease that mainly affects people older than 60 years and is characterized by a neuronal loss in several brain areas, but particularly in the substantia nigra, which can lead initially to motor alterations like gait asymmetry and delayed to cognitive disorders. To detect the alterations, two bracelets with integrated electronic devices capable of sensing upper limbs motion in Parkinson's patients has been developed to analyze and calculate gait asymmetry indicator that allows the detection of PD in early stages. The device will measure movement variables in the patient's arms through accelerometers and the information produced by the bracelets is sent to a smartphone via Bluetooth 4.0 protocol and then stored in the cloud. The stored data analysis is useful to medical specialists in order to detect motor alterations and make decisions.

1 Introducción

La Enfermedad de Parkinson (EP), es una enfermedad neurodegenerativa que afecta, desde estadios tempranos, el sistema motor y esto condiciona la cotidianidad del paciente. La EP se caracteriza por bradicinesia, rigidez y temblor en reposo que puede llevar a alteraciones marcadas en la postura y la marcha. Estas alteraciones pueden limitar la actividad del paciente

Copyright © by the paper's authors. Copying permitted for private and academic purposes.

In: Proceedings of the IV School of Systems and Networks (SSN 2018), Valdivia, Chile, October 29-31, 2018. Published at <http://ceur-ws.org>

y generar una pobre calidad de vida [Ellis2011]. Es así que cada día se ha incrementado el interés por las alteraciones de la marcha [Fernandez2015] y se ha postulado que alteraciones como la asimetría en la marcha o la disminución de la amplitud del movimiento en extremidades superiores son signos motores que pueden servir como predictores de la enfermedad.

Actualmente, la observación de estos signos por parte del especialista clínico es usada como criterio tanto para el diagnóstico inicial, como para el seguimiento de la enfermedad [Gelb1999]. Lo anterior supone que la confiabilidad del criterio de observación del experto clínico es subjetivo y por tanto dependiente de la experiencia de quien observa. Es aquí donde surge la necesidad de desarrollar el sistema de medición y monitoreo de balanceo de brazos que permita medir el movimiento en extremidades superiores. El objetivo del sistema es tener una medida objetiva como criterio complementario al del especialista clínico que posibilite encontrar anomalías motoras, describir el progreso de la enfermedad e incluso determinar el nivel de mejora en la respuesta a medicamentos para el tratamiento de la EP como la levodopa, esto puede apoyar al médico para determinar la dosis adecuada del medicamento.

El sistema de medición y monitoreo está compuesto por dos brazaletes. Cada uno cuenta con dos dispositivos electrónicos separados a 10 cm de distancia mediante un centro de acrílico (Ver figura 1). Cada dispositivo electrónico cuenta con un acelerómetro que permite sensor el movimiento de las extremidades superiores de pacientes con EP y con una interfaz bluetooth mediante la cual se envía la información que toman los acelerómetros a un teléfono inteligente. Se implementó un sistema de comunicación que permite que la información recolectada llegue a la nube que posteriormente será analizada.

La principal novedad del sistema descrito es que posibilita la toma de información en un contexto am-

bulatorio y tiene el potencial de tomarla en el contexto cotidiano gracias a que el dispositivo es de tecnología vestible e inalámbrica, logrando llevar a cabo el análisis de marcha en otros espacios diferentes a los laboratorios de marcha, lo que supone practicidad y rapidez a la hora de evaluar la marcha del paciente.

En el presente documento se muestra el desempeño actual del sistema y los resultados de un experimento preliminar con el que se busca comparar el criterio clínico con la información ofrecida por el sistema, mediante la evaluación de la asimetría (signo motor de interés) de las extremidades superiores.

2 Estado del arte

El estudio de Liu, K et al. [Liu2009] hizo uso de dos acelerómetros en piernas a una distancia conocida y las señales obtenidas se compararon con un sistema de medida de referencia compuesto por una cámara y reflectores ubicados en el cuerpo (NAC Hi-Dcam II). Las señales de referencia y la calculada, tienen una forma y amplitud semejante y se concluye que es adecuada la medición usando el Algoritmo de doble acelerómetro. El uso de dos acelerómetros lo justifican para encontrar la aceleración angular sin errores de integración, además elimina el efecto gravitacional y de movimiento traslacional que sensan los acelerómetros. Finalmente el estudio de Bamberg, S et al. [Bamberg2008] desarrollaron un sistema en el que usan sensores inalámbricos puestos en zapatos para lograr un análisis de marcha en tiempo real usando un sistema de comunicación con enlaces RF.

3 Metodología

3.1 Construcción de los dispositivos

Se desarrollaron dos brazaletes, cada uno está equipado con dos dispositivos electrónicos. Cada dispositivo electrónico está compuesto por un acelerómetro de tres ejes con una resolución de $\pm 3g$ que está conectado a una tarjeta programable Simblee BLE la cual cuenta con un procesador ARM Cortex M0, un terminal FTDI y una interfaz bluetooth 4.0. El sistema es alimentado por una batería de 400 mAh conectada a la tarjeta Simblee BLE y puede ser recargada mediante el terminal FTDI de la tarjeta. Para sujetar cada dispositivo electrónico a los brazos del paciente se usaron correas de velcro.

La aceleración de los tres ejes de cada acelerómetro se digitaliza mediante el ADC de 10 bits de la tarjeta programable y ésta envía la información vía bluetooth a una aplicación móvil. Una imagen del prototipo puede verse en la figura 1.

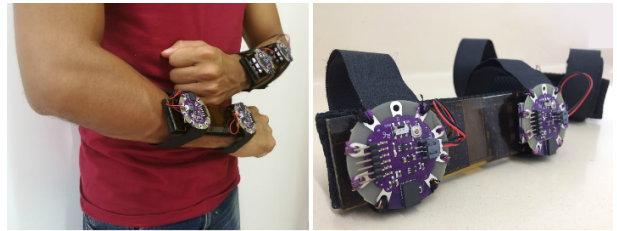


Figure 1: Prototipo implementado

3.2 Creación de la aplicación móvil

Se desarrolló una aplicación móvil Android en la que se implementó el protocolo Bluetooth 4.0, específicamente perfiles GATT, que permiten conectarse a los cuatro Simblee BLE al tiempo para recibir la información que producen. La aplicación permite ver las series de tiempo de los ejes de los acelerómetros en tiempo real.

3.3 Configurar y validar enlace Bluetooth

Existe un límite de velocidad de transmisión a partir de la cual se pierden datos debido al estrés de la red. En la sección de resultados se mostrará el límite encontrado a través del ensayo de varias velocidades de transmisión, usando el tamaño mínimo para cada dato de aceleración.

3.4 Crear y validar servicio de almacenamiento

Se desarrolló un webservice que permite recibir las muestras tomadas y almacenarlas en la nube. Se validó la correcta recepción de los datos. Los datos son transmitidos a partir del método POST de HTTP y el formato JSON.

3.5 Analizar y calcular asimetría

Se analizan los datos de un experimento preliminar en el que se evalúa la herramienta. Para calcular la asimetría se requiere la aceleración angular de los dos brazos por lo cual, se necesita un par de acelerómetros en cada brazo [Huang2012] y registrar el movimiento del paciente mientras camina un trayecto lineal. Luego, con estas señales se extrae el valor RMS (Root mean square) de las señales de aceleraciones angulares de cada brazo y se computa la ecuación 1 [Huang2012]. Donde RMS_{min} corresponde al mínimo RMS y RMS_{max} al máximo.

$$ASA = \frac{45^\circ - \arctan(RMS_{min}/RMS_{max})}{45^\circ} * 100 \quad (1)$$

3.6 Red usada para la distribución de los datos

La figura 2 muestra una representación de la red que se implementó para la captura de los datos.

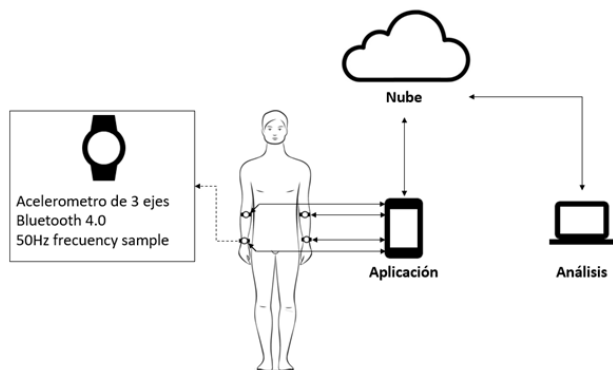


Figure 2: Red implementada

4 Red usada para la distribución de los datos

4.1 Desempeño de la red bluetooth

En la implementación se minimizó el tamaño de los datos producidos por cada brazalete lo cual permite lograr una mayor tasa de datos por segundo. Cada dato se pesa de 5 bytes y se compone de la estampa de tiempo, seguida de las mediciones de aceleración en unidades digitales (de 0 a 1023) de los ejes X, Y y Z. La tabla 1 muestra el resultado de la búsqueda de una tasa de envío de datos óptima para evitar pérdida de información, así que muestra cuantos datos por segundo se pierden para distintas tasas de envío.

Table 1: Número de datos perdidos en función a la tasa de envío

Tasa de envío de datos (datos/s)	Tasa de datos perdidos (datos/s)
20	0
30	0
40	0
50	0
60	2
70	4
80	12
90	18
100	24

Como se ve la tasa de transmisión de datos tiene un límite de 50 datos por segundo máximo antes de que se comiencen a perder datos. Es conveniente sabiendo

que la frecuencia mínima de muestreo para el análisis de la marcha es de 10 datos por segundo [Salarian2004]

4.2 Caracterización del instrumento

El instrumento se caracterizó mediante cinco personas a las cuales se les dio la instrucción de hacer un balanceo de brazos a tres velocidades (bajo, medio y alto) mientras está parado y mientras está caminando. Los resultados se encuentran en la tabla 2.

Table 2: RMS en función de la velocidad de balanceo

RMS			
Promedio			
	Bajo	Medio	Alto
Parado	1.24	2.51	5.67
Caminando	1.61	3.26	5.8
n	15	15	15
Desviación Estándar			
	Bajo	Medio	Alto
Parado	0.26	0.48	0.51
Caminando	0.22	0.58	0.58
Significancia			
	Bajo-Medio	Medio-Alto	Bajo-Alto
Parado	<0.001	<0.001	<0.001
Caminando	<0.001	<0.001	<0.001

Donde se ve que efectivamente aumenta el valor RMS en la medida que la velocidad del balanceo aumentó, con diferencias estadísticamente significativas entre las tres velocidades.

4.3 Asimetría

Finalmente se presentan resultados de las personas del experimento y preliminarmente se incluyeron cuatro pacientes diagnosticados con párkinson y cinco controles. Desde el criterio clínico estas cuatro personas son asimétricas. El paciente P9 fue evaluado sin tomarse su medicamento (P9-OFF) y luego de tomarse el medicamento (P9-ON). El paciente (P8) necesita de un bastón para poder movilizarse, pero para la prueba se le pidió que caminara sin él.

El experimento consistió en recorrer 10 metros en un trayecto lineal, con el par de brazaletes puestos en sus antebrazos.

Con resultados de la tabla 3 podemos observar que hay relación con el ASA calculado y el criterio clínico donde claramente los pacientes de párkinson presentan una asimetría mucho mayor que las personas que no sufren de EP.

Table 3: índice de asimetría

Persona	ASA(%)
P1	1.3
P2	4.9
P3	6.4
P4	9.1
P5	3.1
P6	18.6
P7	19.3
P8	71.6
P9-OFF	26.2
P9-ON	18.2

4.4 Conclusiones y trabajo futuro

Se recomienda el uso del algoritmo de doble acelerómetro puesto que posibilita la medición de la aceleración angular cuya amplitud corresponde a la velocidad del balanceo de los brazos. Para una baja velocidad se puede observar cómo el balanceo de los brazos en la persona también es bajo, lo cual se traduce en un RMS bajo, frente a una caminata veloz, donde el valor RMS es mayor que el de las caminatas de menor velocidad. Durante la caracterización se observó que las pruebas de menos de 10 metros no son concordantes con el criterio clínico dada la dependencia de la fórmula de ASA con la duración de la serie de tiempo.

También dado que el tiempo de captura de las señales duran máximo quince segundos y se requiere una distancia de diez metros para obtener resultados concordantes se logró reducir la distancia y el tiempo de recorrido de los pacientes, con respecto a los antecedentes de referencia [Xuan2008]. El sistema de medición desarrollado permite capturar datos de aceleración de los brazos, y posteriormente generar valores de asimetría que correspondan con el criterio clínico, lo cual podría ser de gran utilidad en el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad de Parkinson en estadios tempranos. Como trabajos futuros, se plantea evaluar la asimetría del balanceo de los brazos en una muestra de mayor tamaño para determinar puntos de corte y evaluar la efectividad del sistema.

El principal reto a futuro es analizar las señales ofrecidas no sólo para encontrar la asimetría, sino también caracterizar el temblor en los pacientes de párkinson con el fin de que la herramienta ofrezca más información al experto clínico.

References

[Ellis2011] Ellis T, Cavanaugh JT, Earhart GM, Ford MP, Foreman KB, Dibble LE. Which measures of physical function and motor impair-

ment best predict quality of life in Parkinsons disease? *Parkinsonism Relat Disord.* 2011 Nov;17(9):6937.

[Fernandez2015] Fernandez HH. 2015 Update on Parkinson disease. *Cleve Clin J Med.* 2015 Sep;82(9):5638.

[Gelb1999] Gelb, D. J., Oliver, E., & Gilman, S. (1999). Diagnostic criteria for Parkinson disease. *Archives of neurology*, 56(1), 33-39.

[Liu2009] Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., & Zheng, R. (2009). Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. *Journal of biomechanics*, 42(16), 2747-2752.

[Huang2012] Huang, X., Mahoney, J. M., Lewis, M. M., Du, G., Piazza, S. J., & Cusumano, J. P. (2012). Both coordination and symmetry of arm swing are reduced in Parkinson's disease. *Gait & posture*, 35(3), 373-377.

[Bamberg2008] Bamberg, S. J. M., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., & Paradiso, J. A. (2008). Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 12(4), 413-423.

[Salarian2004] Salarian, A., Russmann, H., Vingerhoets, F. J., Dehollain, C., Blanc, Y., Burkhard, P. R., & Aminian, K. (2004). Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 51(8), 1434-1443.