

PARKIBIP: IMU-Based Feedback App for Parkinson Disease Gait Rehabilitation

Carlos Huerta¹, Samuel Sainz¹, Macarena Vergara¹, Dario Santos¹, Franco Simini¹

¹NIB - Núcleo de Ingeniería Biomédica, Universidad de la República. Montevideo, Uruguay

Abstract— Gait disorders is the primary symptom of a Parkinson's patient causing loss of independence in affected subjects, due to falls, tremors and rigidity in movement. This study aims to implement PARKIBIP - a biofeedback system - that allows the patient a personal rehabilitation aimed at prolonging the work of the physiotherapist in their daily lives. Therefore, a systematic review based on scientific evidence was carried out, which identifies all the relevant material regarding the use of IMU sensors to analyze the progress of people. According to the synthesis of the results, PARKIBIP system was implemented. Finally, the main results of the implemented system are presented, starting with its components design and initials tests performed.

Keywords— Gait analysis, Inertial measurement unit, Wearables sensors, Biofeedback, Parkinson.

Resumen— La alteración de la marcha es el síntoma primario de un enfermo de Parkinson causando la pérdida de independencia en los sujetos afectados, a raíz de caídas, temblores y la rigidez en el movimiento. El presente estudio tiene como objetivo la implementación de PARKIBIP -un sistema de biorretroalimentación-, que le permita al enfermo una rehabilitación personal orientada a prolongar el trabajo del fisioterapeuta en su vida cotidiana. Por lo tanto, se realizó una revisión sistemática basada en evidencia científica, que identifica todo el material relevante respecto al uso de sensores IMU para analizar la marcha de las personas. Conforme a la síntesis de resultados arrojados, se procedió a implementar el sistema PARKIBIP. Finalmente, se presentan los principales resultados del sistema implementado, comenzando por sus componentes de diseño y las primeras pruebas efectuadas.

Palabras clave— Análisis de la marcha, Unidad de medición inercial, Sensores wereables, Biorretroalimentación, Parkinson.

I. INTRODUCCIÓN

I-A. Antecedentes patológicos y características de la patología

LA enfermedad de Parkinson (EP) es un trastorno neurodegenerativo multisistémico que afecta al sistema nervioso central provocando la aparición de síntomas motores y no motores [1]. Es una enfermedad crónica -es decir, que persiste durante un extenso período de tiempo- y progresiva, lo que significa que sus síntomas empeoran con el tiempo. La alteración de la marcha es el síntoma primario del trastorno [2], y junto con las caídas causa pérdida de independencia en los sujetos afectados [3]. Se caracteriza por deficiencias motoras, que incluyen temblor en las extremidades, aumento de la rigidez de las mismas, alteraciones de los parámetros espacio-temporales y fases de la marcha (p. ej. disminución de la longitud del paso y la velocidad de la marcha, variabilidad de zancada a zancada, fases de marcha) [4]–[7]. Los neurólogos solo pueden confiar en observaciones cualitativas en sesiones esporádicas y basadas en su experiencia. De este modo, contar con una evaluación clínica precisa de la gravedad de estos síntomas y un seguimiento continuo, es fundamental para identificar una terapia efectiva.

I-B. Antecedentes en el área de estudio

Los avances en los dispositivos de monitoreo vestibles -del inglés, Wearable- están cambiando al sector médico desde un enfoque tradicional reactivo -atención de la salud en el nivel de crisis- a un enfoque de gestión proactiva de la salud [8]–[11]; que permite posponer, descubrir y abordar dichos problemas en una etapa temprana [12]. La implementación de sistemas basados en esta tecnología innovadora, apuntan a lograr una función terapéutica, tratando las deficiencias motoras a través de la biorretroalimentación [13] [14]–[17]. Esta técnica, se emplea para supervisar las funciones fisiológicas del organismo mediante la utilización de un sistema de retroalimentación, que informa al usuario del estado de la función que se desea controlar.

I-C. Identificación del problema de investigación

En el contexto de la salud, principalmente en la EP la retroalimentación activa (de largo plazo en los pacientes durante su vida) es fundamental, y se refiere a la provisión de estímulos externos durante o inmediatamente después de un acto motor (p. ej. cuando el sujeto levanta el pie del suelo) que brinden soporte al usuario, estimulen el compromiso cognitivo de los sujetos y potencien los efectos del ejercicio motor [17]–[20]. La marcha de las personas es un proceso complejo y cíclico que requiere la sinergia de los músculos, los huesos y el sistema nervioso [21], principalmente dirigido a mantener la

posición vertical y mantener el equilibrio durante condiciones estáticas y dinámicas [22]. Asimismo, implica la medición, la descripción y la evaluación de parámetros de marcha (p. ej. velocidad de la marcha, la amplitud de la zancada, la cadencia) que caracterizan la locomoción humana [23].

I-D. Propuesta del trabajo

El presente estudio tiene como objetivo la implementación de PARKIBIP, un sistema que le permita a los pacientes con la enfermedad de Parkinson una rehabilitación personal. Durante las sesiones de fisioterapia los estímulos externos pueden mejorar las características de la marcha y PARKIBIP entonces busca emular estos estímulos en tiempo real para permitirle al enfermo una rehabilitación personal que prolongue el trabajo del fisioterapeuta en su vida cotidiana. PARKIBIP es el resultado del trabajo de un equipo interdisciplinario a partir de la experiencia de fisioterapeutas que definen las reglas para estimular a los pacientes durante la marcha. Mediante un dispositivo electrónico vestible de bajo costo (IMU - Unidad de Medición Inercial), que combina múltiples sensores (p. ej. acelerómetro, giroscopio, magnetómetro, entre otros), se particiona el ciclo de marcha del usuario permitiendo identificar distintos eventos, tales como, el contacto inicial con el suelo o la fase de vuelo. Finalmente, con los eventos detectados, se aplican ciertos algoritmos matemáticos que calculan los parámetros espacio temporales claves, y en base a un módulo clínico se estimula adecuadamente al usuario.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

En los últimos años, la partición del ciclo de la marcha se ha vuelto un tema de investigación desafiante debido a su impacto en distintas aplicaciones relacionadas a la tecnología del movimiento de las personas [24]. Una variedad de sensores puede ser usados para alimentar algoritmos que detectan las distintas fases del paso, los mismos se clasifican principalmente como “vestibles” o “no-vestibles”. Dentro de los sensores vestibles, las plantillas inteligentes con sensores de presión son consideradas un estándar de oro; sin embargo, para superar algunas limitaciones inherentes en éstas, los dispositivos conocidos como Unidades de Medición Inercial se han vuelto muy populares en los últimos años. Por otro lado, los sensores no-vestibles como los sistemas óptico-electrónicos o plataformas de fuerza, siguen siendo los sistemas más precisos para analizar la marcha de personas en un ambiente interior [25].

II-A. Elección del sensor

Para seleccionar el tipo de sensor, se consideró una revisión sistemática realizada en el año 2016 [25], la cual identifica, selecciona y categoriza las distintas tecnologías para realizar la detección de las fases del paso, analizando ventajas y desventajas de cada solución. De esta manera, la selección del tipo de sensor se realizó teniendo en cuenta características relevantes para el proyecto en cuestión, entre ellas, el costo, la accesibilidad, la efectividad y la portabilidad del sensor.

Bajo los criterios mencionados, el tipo de dispositivo elegido que mejor se adecúa al proyecto fue un sensor IMU (del inglés Inertial Measurement Unit o Unidad de Medición Inercial). Estos dispositivos portables, de bajo costo y larga autonomía,

han sido utilizados con buenos resultados en el área de análisis de movimientos dinámicos lineales y angulares en los últimos años. Se componen esencialmente de los sensores acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, y en ciertos casos se extienden a incluir barómetro, sensores de luz, entre otros. Existen en el mercado decenas de empresas que ofrecen estos dispositivos junto a sus distintas variaciones, por lo que surgió la necesidad de hacer una evaluación de mercado y elegir la más apropiada. La Tabla comparativa I permite visualizar las principales características evaluadas:

II-B. Revisión sistemática basada en evidencias

En este proyecto se realizó una revisión sistemática basada en evidencia científica relacionada al uso de sensores IMU para analizar la marcha de las personas al caminar. Conforme a los requerimientos del proyecto, el objetivo de la revisión sistemática se centró en identificar todo el material relevante que permita estudiar la marcha de las personas con el uso de sensores, reducir o eliminar incertidumbres en la investigación, y sobre todo no reinventar la rueda. El conocimiento recopilado fue fundamental para la implementación de la solución PARKIBIP, para mejorar la marcha de los pacientes con la enfermedad de Parkinson.

Para establecer el objetivo de la revisión sistemática, se plantean cuatro preguntas de investigación que guían la revisión:

- ¿Qué tipo de sensores IMU se utilizan para medir la marcha de las personas?
- ¿Cuántos sensores son necesarios para medir las características de la marcha?
- ¿Qué datos sobre la marcha se pueden obtener con los distintos sensores?
- ¿Qué técnicas o algoritmos se utilizan para analizar los datos?

II-B1. Estrategia de búsqueda: Se planeó una estrategia de búsqueda automatizada, en función de la definición de una cadena de búsqueda que incluya la combinación de las palabras claves del problema de estudio (p. ej. gait analysis, etc.). Para ello, se seleccionó el servicio de indexamiento y librería digital Scopus, como motor de búsqueda principal.

II-B2. Criterios de inclusión/exclusión: Se formularon criterios de selección de artículos a incluir en la revisión, con el fin de identificar aquellos estudios que proporcionen información relevante a las preguntas de investigación. Dichos criterios fueron expresados como dos conjuntos, criterios de inclusión y de exclusión, ilustrados en la Tabla II.

II-B3. Selección: Los resultados primarios obtenidos fueron evaluados utilizando el título y el resumen del estudio. Posteriormente, se aplicaron los criterios de selección establecidos iniciando la Selección de estudios relevantes para el proyecto.

El proceso de Selección se realizó en varias etapas, partiendo de 165 artículos. En una primera etapa, leyendo únicamente el título y el resumen de cada artículo se realizó una primera selección, dejando unos 85 artículos.

Luego, leyendo nuevamente el título y resumen de cada artículo, se puntuaron del 1 al 3 el valor de los artículos, siendo los de categoría 1 aquellos que en primera instancia parecían ser muy útiles y categoría 3 los que si bien aportaban

Tabla I: Comparación de dispositivos IMU

	Arion	BTS® G-Sensor	EXL S3	InvenSense	Isen	mbientLab Meta-MotionR	Opal, APDM Inc	RehaGait (HA-SO-MED)	SennoGait SmartInsolesPRO	Shimmer Sensor	Waveshare	Xsens
Acelerómetro (3-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Giroscopio (3-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Magnetómetro (3-axis)	NO	SI	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Barómetro	SI	NO	NO	NO	SI	SI	NO	-	NO	NO	SI	NO
Altímetro	-	-	-	NO	NO	SI	-	-	NO	SI	NO	NO
Bluetooth	SI	SI (3.0)	SI (2.1)	NO (I2C, SPI)	NO	SI (low energy)	NO	SI	SI	SI	NO	-
Wifi	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO
Tiempo Real	SI	SI	SI	SI	SI	SI	<30ms	-	-	-	-	<2 ms
Runtime calibration	NO	NO	NO	SI	SI	SI	-	-	-	SI	-	-
Peso	-	37gr	22g	-	46g	8.5 g	<25g	-	-	23.6g	3g	-
Medidas(mm)	-	70x40x18	54x33x14	3x3x0.9	56x38x18	24x17x4	43x39x13	60x15x35	35-45	51x34x14	31x16x2.5	57
Batería	~7hs	~8hs	2 hs	-	~3.5 hs	2-14d	8-16hrs	-	>48hrs	-	-	-
API en android	NO	NO	NO	SI	SI	SI	No	NO	NO	SI	-	SI
API en iOS	NO	NO	NO	NO	NO	SI	No	NO	NO	NO	-	NO
Comunidad/Open Sourcing	NO	NO	NO	SI	NO	SI	NO	NO	NO	NO	-	NO
Documentación	NO	NO	NO	SI	NO	SI	NO	NO	NO	SI	-	SI
Vibración	NO	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO	-	NO
Precio	€189	-	-	-	-	USD99	-	-	-	€359	USD16	€800

Tabla II: Criterios de selección de estudios primarios

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Estudios completos	Estudios arbitrarios -no científicos- o con el formato incorrecto
Con acceso al artículo completo	No traten la marcha de personas
Escritos en los idiomas inglés y español	Usen sensores que no sean IMUs o difíciles de acceder
Publicados a partir del año 2015	Se descartan estudios duplicados
	Se enfoquen en la posición en la que se encuentra el sujeto y no en los parámetros de la marcha

valor no parecían ser tan útiles. Para muchos artículos fue difícil establecer su categoría leyendo únicamente el título y su resumen, por lo que en una tercera etapa se leyeron cerca de 40 artículos para establecer su categoría (principalmente las secciones de objetivos del artículo, metodología y resultados). Ambos miembros del equipo realizaron esta tarea para revisar y justificar los desacuerdos, de esta forma se alinearon criterios.

El resultado de la fase de selección abarca:

- 33 artículos en categoría 1
- 22 artículos en categoría 2
- 30 artículos en categoría 3

II-B4. Extracción: El objetivo en esta etapa del proceso de revisión, es la extracción del contenido necesario para direccionar las preguntas de investigación. Para ello, los estudios resultados del proceso de selección, fueron incluidos a la herramienta Mendeley para un mejor seguimiento. Conforme a mantener consistencia a través de los estudios y dentro del equipo de revisores, se utilizó una estrategia de extracción en base a formularios preestablecidos. De esta manera, se realizó una extracción de datos basada en temas principales: (i) Objetivo del estudio; (ii) Características de los sensores

utilizados; (iii) Cantidad de sensores necesarios; (iv) Ubicación de los sensores; (v) Fases del paso analizadas; (vi) Algoritmos utilizados; (vii) Características de los sujetos -sanos o con alguna enfermedad-; (viii) Resultados y efectividad.

II-C. Implementación PARKIBIP

PARKIBIP se basa en el computo en tiempo real de los parámetros espacio temporales de la marcha de personas, y en base a reglas clínicas de decisión, procura estimular al paciente -en forma de vibración- para permitirle una rehabilitación personal que contribuya al trabajo del fisioterapeuta. Por lo tanto, para ejecutar un patrón de marcha más efectivo y estimular el proceso de aprendizaje motor se requiere identificar el ciclo de la marcha. Estandarizando los conceptos de fases de la marcha, tal como se sintetiza en [25], se pueden emplear distintas granularidades de las fases de la marcha (i.e. dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete y ocho), tal como indica la Fig. 1.

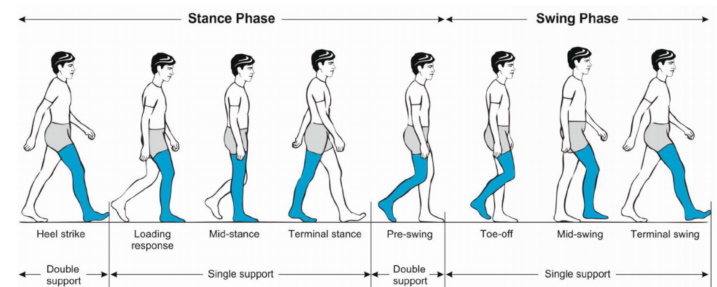


Figura 1: Partición del ciclo de la marcha normal en 8 fases. Tomado de “W. Pirker y R. Katzenschlager” [26].

El presente estudio reconoce dos fases en el ciclo de la marcha, fase de apoyo y fase vuelo. En este sentido, los

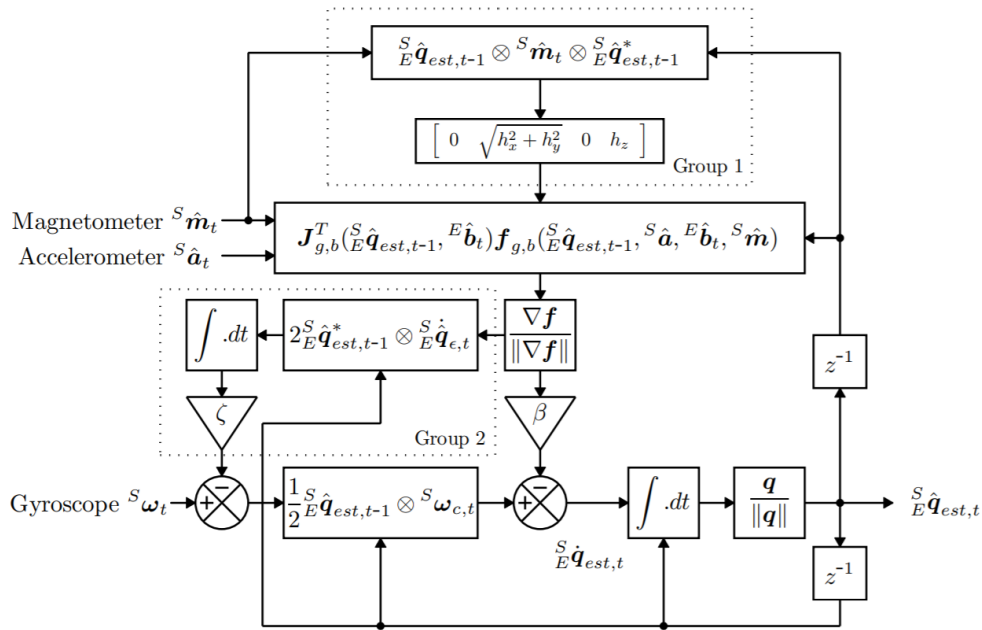


Figura 2: Filtro de orientación con distorsión magnética. Extraído de S. Madgwick [27].

algoritmos matemáticos considerados se enfocan en detectar eficazmente los eventos golpe de talón y el despegue de los dedos del pie.

A efecto de la etapa II-A -elección del sensor IMU-, se concluyó en la utilización de la solución de producto de dispositivos vestibles MetaMotionR. Además de ser un dispositivo liviano, accesible y de bajo costo; integra los principales sensores de lectura, como lo son el acelerómetro (BMI160 6-Ejes), el giroscopio (BMI160 6-Ejes), el magnetómetro y la unidad vibratoria. Se emplearon dos dispositivos sincronizados unidos con bandas elásticas de velcro a los tobillos -justo por encima de los maléolos- de los pacientes con la enfermedad de Parkinson tal como indica la Fig. 3.



Figura 3: Banda elástica junto a la unidad de medición inercial (IMU)

Se implementó una aplicación móvil Android que se interconecta a dos dispositivos IMU a través del protocolo estándar Bluetooth. El sistema se encuentra diseñado tal que habilita a efectuar las siguientes actividades:

1. Escanear dispositivos IMUs y enlazarlos a la aplicación móvil para ambos miembros inferiores
2. Calibrar los sensores de los IMUs

3. Recuperar los datos acelerómetro, giroscopio y magnetómetro de los respectivos sensores a 50Hz
4. Estimar orientación del dispositivo respecto a una posición inercial
5. Identificar fase de la marcha en cada momento y estimar parámetros de la marcha
6. Estimular al usuario de acuerdo a protocolo

La estimación precisa de la orientación del cuerpo -asociado al dispositivo- desempeña un rol fundamental para el cálculo de parámetros espacio temporales. Si bien existen diversos algoritmos que logran buenas aproximaciones, la principal limitante es el error propagado a algoritmos al estimar la orientación. Un acelerómetro y un magnetómetro medirán los campos gravitacionales y magnéticos de la tierra, y proporcionarán una referencia absoluta de orientación. Sin embargo, es probable que estén sujetos a altos niveles de ruido (i.e. las aceleraciones debidas al movimiento corromperán la dirección de gravedad medida). La función de un filtro de orientación es calcular una única estimación de orientación a través de la fusión óptima del giroscopio, acelerómetro y magnetómetro. Para estimar la orientación de los dispositivos, aplicamos la técnica Madgwick a los datos recopilados, descrita en la FIG. 2 tomada de [27].

PARKIBIP procura estimar durante cada sesión los parámetros longitud del paso, cadencia, distancia recorrida, velocidad de la marcha y tiempo de apoyo por pie; sobre un grupo de Parkinsonianos con marcha independiente.

III. RESULTADOS

Con el objetivo de enfrentar desafíos clínicos y tecnológicos específicos, PARKIBIP fue diseñado en capas, de forma tal que se cumplan los siguientes puntos:

1. Interopere con dispositivos IMU independientemente del fabricante de los mismos
2. Cálculo automático y en tiempo real de las fases de la marcha

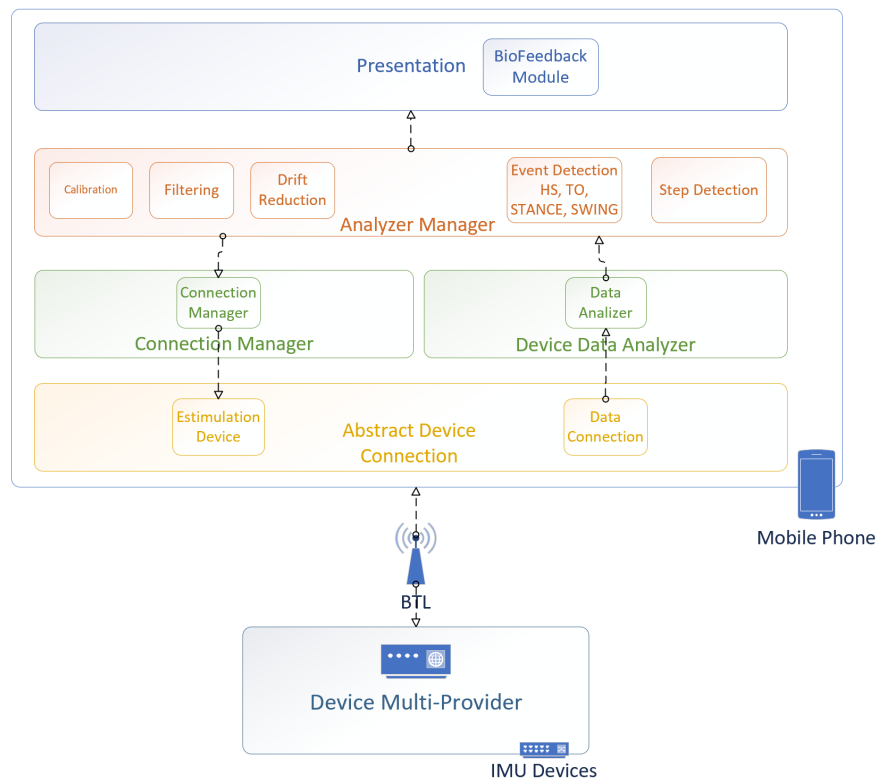


Figura 4: Arquitectura de sistemas de PARKIBIP.

3. Estimule de manera vibratoria al usuario en base a reglas clínicas predefinidas
4. Estandarice el flujo de datos dentro de la aplicación, y entre la misma y los dispositivos conectados
5. Su usabilidad escale a ambientes abiertos, contemplando su posible aplicación en la vida diaria del paciente

De esta manera, y a partir de los principios mencionados, se diseñó e implementó la arquitectura de sistemas de la Fig. 4.

En el diseño se pueden identificar seis capas específicas, con responsabilidades bien delineadas. Primero, y externo a PARKIBIP, los dispositivos IMU con conectividad Bluetooth compuestos por los distintos sensores de movimiento. Asimismo, se identifican tres módulos de bajo nivel, vinculados a la conectividad y búsqueda, interacción con los distintos dispositivos y recuperación de datos de los sensores empleados ("Abstract Device Connection", "Connection manager", "Device Data Analyzer"). Luego, se encuentra un módulo de procesamiento de la información recopilada, vinculado al análisis y aplicación de algoritmos matemáticos que identifiquen los parámetros espacio temporales ("Analyzer Manager"). Finalmente, un módulo de presentación de resultados, compuesto por un controlador clínico capaz de tomar decisiones y estimular adecuadamente al usuario.

Al momento, el sistema se encuentra en fase alfa, mejorando el módulo clínico -junto a un equipo interdisciplinario- y la precisión del sistema. Las primeras pruebas del sistema han tomado lugar en un ambiente cerrado de desarrollo y con sujetos sanos.

IV. DISCUSIÓN

En la línea de investigación e implementación planteada, se logró exitosamente adquirir conocimiento actualizado relevan-

te a la temática del proyecto, y desarrollar un sistema orientado a mejorar la marcha de los pacientes con la enfermedad de Parkinson.

A partir de los resultados -en la primera versión del sistema-, los datos indican que es posible estimular adecuadamente al sujeto en rehabilitación con un fin clínico. Para ello, es fundamental iniciar la fase de prueba con enfermos de Parkinson, mejorar el módulo clínico y evaluar los resultados en sesiones de fisioterapia. Asimismo, es clave resaltar y considerar los diversos algoritmos físico matemáticos existentes y los que se encuentran en continuo desarrollo, respecto al proceso de navegación humana. En este punto se encontró una gran limitante, si bien existe evidencia científica de algoritmos computacionales propuestos, en muchos casos no fue posible acceder a su implementación o explicación causa de líneas comerciales.

En este sentido, se utilizó un método sistemático que extrae características automáticas para la evaluación de la marcha de los pacientes. En base a los datos de los distintos sensores y al cómputo de la orientación expresada en la notación "quaternion", es posible aplicar algoritmos computacionales que estimen las fases del ciclo de la marcha. Como primera aplicación, se empleó la técnica de detección picos -en determinado periodo de tiempo-, evaluada a los resultados de una función; la cual permite detectar eventos de golpe de talón y el despegue de los dedos del pie. Con los eventos detectados, se pueden analizar distintos parámetros (i.e. velocidad, zancada, cadencia, otros) y tomar decisiones en base a un módulo de reglas clínicas. Los primeros resultados muestran que es posible extraer características de la marcha de forma automática y ser usadas con un fin clínico y fuera de un laboratorio de marcha. El proyecto en curso, presenta el potencial de evaluar

la marcha de pacientes con la enfermedad de Parkinson, y permitirle al enfermo una rehabilitación personal que prolongue el trabajo del fisioterapeuta en su vida cotidiana.

En este apartado, se resalta la fase alfa del proyecto de investigación y los futuros pasos de pruebas, comparación frente a un laboratorio de marcha en actividad y evaluación de resultados.

V. CONCLUSIONES

En este trabajo se estudió el uso de sensores IMU para analizar la marcha de las personas al caminar mediante una revisión sistemática. Los resultados de dicha investigación fueron de gran utilidad para el avance en la implementación de un sistema de biorretroalimentación que permita al enfermo de Parkinson una rehabilitación personal.

Por lo tanto, se diseñó una aplicación móvil Android, que obtiene y procesa información en tiempo real. El sistema se interconecta a dos dispositivos IMU, colocados en el tobillo izquierdo y derecho de los pacientes, que permiten recopilar datos de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro con el propósito de inferir la orientación y el movimiento de los cuerpos asociados -pies-.

En trabajos futuros, se espera concluir un periodo de evaluación de distintos algoritmos de detección de eventos y computo de parámetros de la marcha, con el fin de mejorar la precisión de los estímulos que favorezcan la rehabilitación de los pacientes. Asimismo, extender el número de pruebas concretadas con enfermos de Parkinson, que permitan validar el sistema implementado. Finalmente, pero no menor, se espera que las investigaciones realizadas contribuyan favorablemente a la comunidad biomédica.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo fue realizado bajo el acompañamiento del Sr. XXXXXXXXXX, pertenecientes al Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República-URUGUAY. Los más sinceros agradecimientos.

REFERENCIAS

- [1] A. Garrett, "Biology of Parkinson's disease: pathogenesis and pathophysiology of a multisystem neurodegenerative disorder," *Dialogues in clinical neuroscience*, vol. 6, no. 3, pp. 259–80, 2004.
- [2] J. Jankovic, J. Nutt, and L. Sudarsky, "Classification diagnosis and etiology of gait disorders," *Adv. Neurol.*, vol. 87, pp. 119–33, Jan. 2001.
- [3] A. Ashburn, E. Stack, R. M. Pickering, and C. D. Ward, "A community-dwelling sample of people with parkinson's disease: characteristics of fallers and non-fallers," *Age Ageing*, vol. 30, pp. 47–52, Jan. 2001.
- [4] W. Rogers, "Disorders of posture balance and gait in parkinson's disease," *Clin. Geriatr. Med.*, vol. 12, no. 4, pp. 825–45, Nov. 1996.
- [5] J. Stamatakis, J. Crémers, D. Maquet, B. M. Macq, and G. Garraux, "Gait feature extraction in parkinson's disease using low-cost accelerometers," in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, The organization. IEEE, 8–10 Aug.-3 Sept, p. 7900–7903, an optional note.
- [6] J. M. Hausdorff, M. E. Cudkowicz, R. Firtion, J. Y. Wei, and A. L. Goldberger, "Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and huntington's disease," *Mov. Disord.*, vol. 13, no. 3, pp. 428–37, May 1998.
- [7] S. Lord, K. Baker, A. Nieuwboer, D. Burn, and L. Rochester, "Gait variability in parkinson's disease: an indicator of non-dopaminergic contributors to gait dysfunction?" *J. Neurol.*, vol. 258, no. 4, pp. 566–572, Oct. 2010.
- [8] H. Castillo and F. Simini, "SIMIC: Sistema Informático de Monitoreo de la Insuficiencia Cardíaca." Montevideo: Poster - Ingeniería de Muestra, 2019.
- [9] M. Alzugaray, S. Vico, C. Vega, G. Rey, and F. Simini, "Sepepe seguimiento perinatal personalizado." Montevideo: Poster - Ingeniería de Muestra, 2019.
- [10] M. Galnares, R. Low, S. Nesmachnow, and F. Simini, "Medical reasoning oriented orthosis to ease clinical practice and record keeping." Prague: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2018), 2018 June 3–8.
- [11] R. Olivares, G. Silvera, P. Alvarez-Rocha, C. Taramasco, G. Ormaechea, and F. Simini, "High-level language to specify an adaptive heart failure follow up strategy." SABIO2020, 2019.
- [12] Y. Li and Y. Guo, "Wiki-health: from quantified self to self-understanding. future gener. comput. syst." *J. Neurol.*, vol. 56, p. 333–359, 2015.
- [13] D. L. Frank, L. Khorshid, J. F. Kiffer, C. S. Moravec, and M. G. McKee, "Biofeedback in medicine: Who, when, why and how?" pp. 85–91, jun 2010.
- [14] J. Nonnekes, A. Snijders, J. Nutt, G. Deuschl, N. Giladi, and B. Bloem, "Freezing of gait: a practical approach to management." *Lancet Neurol.*, vol. 14, no. 7, pp. 768–78, 2015.
- [15] P. Ginis, A. Nieuwboer, M. Dorfman, A. Ferrari, E. Gazit, C. G. Canning, L. Rocchi, L. Chiari, J. M. Hausdorff, and A. Mirelman, "Feasibility and effects of home-based smartphone-delivered automated feedback training for gait in people with Parkinson's disease: A pilot randomized controlled trial," *Parkinsonism & Related Disorders*, vol. 22, pp. 28–34, jan 2016. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26777408> <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26777408>
- [16] W. O. C. Lopez, C. A. E. Higuera, E. T. Fonoff, C. de Oliveira Souza, U. Albicker, and J. A. E. Martinez, "Listenmee® and Listenmee® smartphone application: Synchronizing walking to rhythmic auditory cues to improve gait in Parkinson's disease," *Human Movement Science*, vol. 37, pp. 147–156, oct 2014. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25215623> <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945714001237>
- [17] L. Rochester, K. Baker, V. Hetherington, D. Jones, A.-M. Willems, G. Kwakkel, E. Van Wegen, I. Lim, and A. Nieuwboer, "Evidence for motor learning in Parkinson's disease: Acquisition, automaticity and retention of cued gait performance after training with external rhythmical cues," *Brain Research*, vol. 1319, pp. 103–111, mar 2010. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20064492> <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0006899310000041>
- [18] A. Nieuwboer, G. Kwakkel, L. Rochester, D. Jones, E. van Wegen, A. M. Willems, F. Chavret, V. Hetherington, K. Baker, and I. Lim, "Cueing training in the home improves gait-related mobility in Parkinson's disease: the RESCUE trial," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 78, no. 2, pp. 134–140, feb 2007. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17229744> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC2077658> <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.200X.097923>
- [19] P. A. Rocha, G. M. Porfirio, H. B. Ferraz, and V. F. Trevisani, "Effects of external cues on gait parameters of Parkinson's disease patients: A systematic review," *Clinical Neurology and Neurosurgery*, vol. 124, pp. 127–134, sep 2014. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25043443> <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0303846714002339>
- [20] S. J. Spaulding, B. Barber, M. Colby, B. Cormack, T. Mick, and M. E. Jenkins, "Cueing and Gait Improvement Among People With Parkinson's Disease: A Meta-Analysis," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, no. 3, pp. 562–570, mar 2013. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23127307> <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999312010842>
- [21] J. B. Saunders, V. T. Inman, and H. D. Eberhard, "The major determinants in normal and pathological gait." *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 35-A, no. 3, pp. 543–58, jul 1953. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13069544>
- [22] E. Ayyappa, "Normal human locomotion. Part 1: Basic concepts and terminology," *Prosthetics Orthot.*, vol. 9, p. 10–17, 1997.
- [23] N. F. Ribeiro and C. P. Santos, "Inertial measurement units: A brief state of the art on gait analysis," *ENBENG 2017 - 5th Portuguese Meeting on Bioengineering, Proceedings*, pp. 1–4, 2017.
- [24] C. Castagneri, V. Agostini, G. Balestra, M. Knaflitz, Carlone, and G. Massazza, "Emg asymmetry index in cyclic movements," 10 2018, pp. 223–226.
- [25] J. Taborri, E. Palermo, S. Rossi, and P. Cappa, "Gait partitioning methods: A systematic review," 2016.
- [26] W. Pirker and R. Katzenschlager, "Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide," *Wiener klinische Wochenschrift*, vol. 129, 10 2016.

- [27] S. O. Madgwick, "An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays," 2010.