Gait rehabilitation modeling with PARKIBIP, using an automatic control application

Julián Vera[1], Carlos Huerta[2], Samuel Sanz[2], Valentina Pasker[3], Isabel Morales[4], Andrea Mattiozzi[4] and Franco Simini[4]

[1]*Estudiante del XXX Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.*
[2]*Conferencista del Seminario del día 17 de Abril, de título "Enfermedad de Parkinson y un instrumento de rehabilitación, PARKIBIP", estudiantes avanzados de Ingeniería en Computación y autores de la tesis de grado PARKIBIP, en Facultad de Ingeniería, Udelar.*
[3]*Conferencista del Seminario del día 17 de Abril, de título "Enfermedad de Parkinson y un instrumento de rehabilitación, PARKIBIP".*
[4]*Docentes del XXX Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.*

Abstract— Parkinson's disease presents a great challenge in medicine. The detection of gait difficulties is essential to help users to overcome this difficulty. For this PARKIBIP arises and it's developed as a tool to combat this problem and offer a better life quality to those who suffer from it. The stages of gait rehabilitation and stimulation of the users included in this device are addressed, for the proposal of a automatic control model. This allows to summarize these functionalities in a "black box" to be able to use it in the future in more complex and advanced systems. Section III presents a modeling of the system and includes proposed diagrams of the theory of control implemented. Finally, section IV offers the conclusions obtained from the work.

***Keywords*— Parkinson, PD, gait analysis, gait phases, freeze of gait, FoG, feedback, biofeedback, inertial measurement unit, IMU, automatic control.**

***Resumen*— La enfermedad de Parkinson (EP) presenta un gran desafío para la medicina. La detección de dificultades en la marcha es fundamental para ayudar a los usuarios a superar esa dificultad. Para eso surge PARKIBIP como un medio para combatir esta problemática y ofrecer una mejor calidad de vida a los que la sufren. Se abordarán las etapas rehabilitación de la marcha y de estimulación de los usuarios que incluye este dispositivo, para proponer un modelo que siga un control automático. Este permite resumir estas funcionalidades en un bloque de tipo "caja negra" para poder utilizarlo en el futuro en sistemas más complejos y avanzados. La sección III plantea un modelado del sistema e incluye diagramas propuestos de la teoría de control implementada. Por último, la sección IV ofrece las conclusiones obtenidas del trabajo.**

***Palabras clave*— Enfermedad de Parkinson (EP), análisis de la marcha, fases de la marcha, bloqueo de la marcha, retroalimentación, biorretroalimentación, unidad de medición inercial, control automático.**

INTRODUCCIÓN

El Parkinson es la segunda patología neurodegenerativa más frecuente. Afecta al 1-2% de la población mayor a 65 años, siendo además una problemática crónica y progresiva [1]. Se produce cuando las neuronas del cerebro no producen dopamina. Esto conlleva la aparición de numerosos síntomas motores y no motores [2]. La alteración de la marcha es uno de sus síntomas principales. Otros síntomas son temblores, lentitud en los movimientos, rigidez muscular y alteración del equilibrio[3].

El estudio de la alteración de la marcha resulta fundamental para combatir esto. PARKIBIP surge como un dispositivo cuyo objetivo es combatir las dificultades propias de la EP y brindar una asistencia continua a aquellos que la padecen [4] . El objetivo de este trabajo es estudiar este dispositivo, analizar sus etapas de identificación de la marcha y su proceso de estimulación, para proponer un modelo de control automático de cada una de estas etapas.

I. ANÁLISIS DE LA MARCHA

El análisis de la marcha es el estudio sistemático de la locomoción humana. A través del análisis de la marcha, se pueden identificar las fases de la marcha, se pueden determinar los parámetros cinemáticos y cinéticos de los eventos de la marcha humana. Como resultado de esto, el análisis de la marcha es fundamental en deportes, rehabilitación y en diagnósticos de la salud [5].

A. Fases de la marcha.

El reconocimiento de las fases de la marcha es uno de los elementos más importantes de esta teoría, ya que permite el análisis de la simetría y su comparación con los parámetros conocidos por ser característicos en individuos saludables

cuando caminan. A su vez, el reconocimiento de las fases de la marcha permite el control externo de sistemas de asistencia para individuos con dificultades en la marcha, como puede ser el caso de la EP.

B. Ciclo de la marcha.

El ciclo de la marcha se define como el periodo entre el contacto inicial de un pie con el suelo, hasta el momento en que el contacto se repite en la misma posición. El modelo más adoptado del ciclo de la marcha incluye dos fases principales: apoyo (*stance* o ST) y vuelo (*swing* o SW) [6]. Hay modelos más abarcativos, con hasta 8 fases derivadas de las dos fases ya mencionadas, que se utilizan para ejemplos más complejos. La Fig 1. muestra las 8 posibles fases de la marcha.

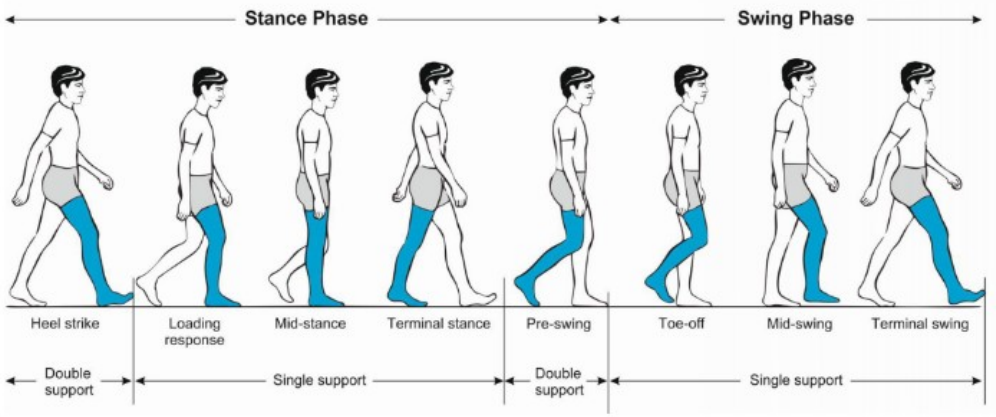

Fig. 1: Fases de la marcha. Tomado de "Pirker and Katzenschlager" [7]

II. SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN DE PARKIBIP

En los últimos años, el estudio del ciclo de la marcha se volvió un tema de gran interés debido al impacto que tiene en numerosas aplicaciones que tratan sobre la movilidad de las personas. El análisis de la marcha es posible principalmente gracias a la comparación de medidas derivadas del análisis de la cinética, la cinemática y la fisiología muscular del aparato locomotor. Dichas medidas son posibles de obtener gracias a dispositivos tecnológicos. Para estudiar más en profundidad el ciclo de la marcha, PARKIBIP requiere el uso de equipos que aporten información necesaria para alimentar los algoritmos que se utilizan para identificar las distintas fases que componen dicho ciclo. Las características de PARKIBIP que resultan interesantes al trabajo se mencionan en la TABLA I.

TABLA I
CARACTERÍSTICAS A CONSIDERAR DE PARKIBIP

Sensores utilizados	Se emplean como sensores Unidades de Medición Inercial (IMU) [8] colocadas en los tobillos del paciente. Dichos dispositivos incluyen acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, por lo que resultan un candidato muy interesante para este tipo de monitorización. Permiten conocer características de la velocidad, aceleración y orientación de los tobillos, lo que es fundamental para detectar las distintas fases de la marcha.
Estimulación de pacientes	Se sustenta en determinadas reglas aplicadas a la marcha del paciente. Esas reglas se basan en la verificación de que ciertas magnitudes físicas, como puede ser la velocidad o la aceleración, estén dentro de determinados límites preestablecidos de acuerdo al paciente. De acuerdo con dichos criterios, PARKIBIP cuenta con dos estímulos distintos. El primero es un estímulo vibratorio, a través del motor de vibración incluido en la IMU. El segundo es un estímulo sonoro, que viene incluido en una aplicación móvil.

III. MODELADO DEL SISTEMA

En esta sección se describirán los dos aspectos centrales de PARKIBIP que son la realimentación para la identificación de la fase de la marcha, y la estimulación realizada posteriormente. También se hará un modelado de dichas funcionalidades a través de diagramas de bloques, que ilustren la lógica de control implementada.

A. Identificación de eventos de la marcha.

Durante la marcha de las personas, ya se habían definido las fases de Stance (pie apoyado) y de Swing (pie volando). A estas fases se les pueden agregar dos fases intermedias, que serán de mucha utilidad en el proceso que sigue a continuación. Estas fases son las del apoyo del talón o 'Heel Strike' (HS) y despegue de pie del piso o 'Toe-Off' (TO).

También es de fundamental importancia el concepto de los eventos de velocidad cero. Se refieren a los intervalos de tiempo en los cuales el sistema está en una fase estacionaria, teniendo una velocidad nula y una posición y orientación

constantes. Al detectarse un evento de velocidad cero, el sistema impone condiciones estrictas a los parámetros espacio-temporales recibidos de los sensores, reajustándolos de manera automática.

Aplicado a PARKIBIP, el hecho de detectar el comienzo de un evento de velocidad cero asociado a la fase puntual de HS, me permite identificar el comienzo de la fase de Stance. En cambio, cuando detecto el fin del evento de velocidad cero al reconocer la fase puntual de TO, puedo detectar el fin de la fase de Stance y el comienzo de la fase de Swing.

Para la detección de estos eventos de velocidad cero, se emplean distintos algoritmos matemáticos que procesan los diferentes parámetros recibidos de los sensores.

1. Acceleration Moving Variance Detector (MVD): Decide únicamente en base a los datos del acelerómetro.
2. Generalized Likelihood Ratio Test (GLRT): Adquiere mayor información integrando al análisis las velocidades angulares procedentes del giroscopio, además de los datos del acelerómetro.

Modelado Identificación de la Marcha

Este procedimiento se puede resumir en un diagrama de bloques realimentado, que ilustre a grandes rasgos la lógica de control empleada. El hecho de utilizar sistemas realimentados tiene numerosos beneficios, principalmente que permite reducir el margen de error entre una entrada de referencia y la salida del sistema. Además, aporta ventajas en lo que refiere a la estabilidad y sensitividad del sistema en cuestión [9].

Aplicando este concepto, se puede ilustrar de manera aproximada la realimentación utilizada en PARKIBIP para identificar las fases de la marcha en el diagrama representado en la Fig. 2, donde se destaca el bloque **ID_MARCHA**.

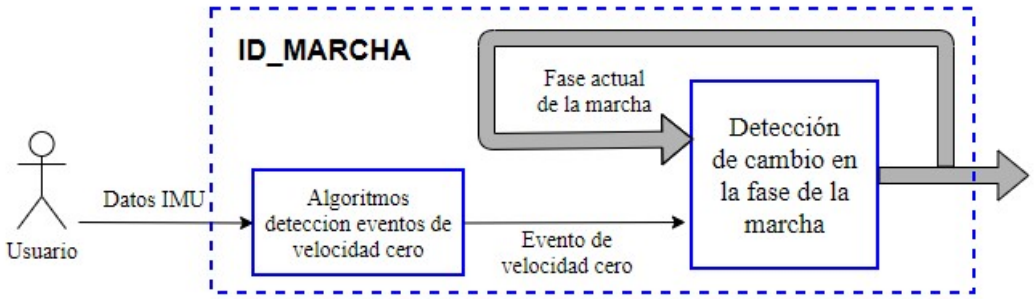

Fig. 2: Modelado de la realimentación para identificar las fases de la marcha.

Este diagrama sencillo resume de manera simplificada los aspectos mencionados anteriormente:

- En primer lugar, los datos del acelerómetro y giroscopio son recogidos para la aplicación de los algoritmos que detectan eventos de velocidad cero.
- Una vez detectados estos eventos para reconocer cuando el pie esta en un estado estacionario, y conociendo la fase actual de la marcha, es posible detectar cuando se produce un cambio de la fase.
- Si estoy en la fase SW y detecto un evento de velocidad cero, puedo saber que el pie pasa a estar apoyado estático sobre el suelo (fase puntual de HS), y asumo que la nueva fase será la de ST.
- Si estoy en fase ST y dejo de detectar el evento de velocidad cero, se que el pie empieza a moverse (fase puntual de TO) pasando a la fase de SW.

B. Estimulación a los usuarios

El Biofeedback (o biorretroalimentación) es una técnica basada en el uso de sensores gracias a los cuales los pacientes son conscientes en tiempo real de distintos parámetros fisiológicos que describen el funcionamiento de su cuerpo. Este procedimiento es muy utilizado en la actualidad en áreas relacionadas con la rehabilitación [10].

PARKIBIP cuenta con un modulo de Biofeedback que resulta fundamental para la aplicación de los estímulos vibratorios y sonoros. Este módulo se encarga de procesar los datos recibidos de cada IMU, indicar la ocurrencia de un HS o un TO, y además notificar variables fundamentales como la posición, velocidad y orientación relativas a cada pie. El módulo de Biofeedback permite calcular en tiempo real distintas magnitudes como son: velocidad y aceleración instantánea para cada pie, velocidad y aceleración promedio de la marcha, cantidad de pasos, duración media del paso, pasos por minuto, entre otros. Procesando las mediciones espacio-temporales arrojadas por los IMU, y considerando las reglas clínicas pre-definidas que definen los umbrales aceptables, se procede a realizar la estimulación apropiada.

Modelado Estimulación de los usuarios

Nuevamente, es posible resumir en un diagrama de bloques la lógica de control utilizada para este fin. En el diagrama de la Fig. 3 se muestra un diagrama simplificado que ilustra el funcionamiento necesario para realizar la estimulación a los usuarios, destacándose el bloque llamado **ESTIM**.

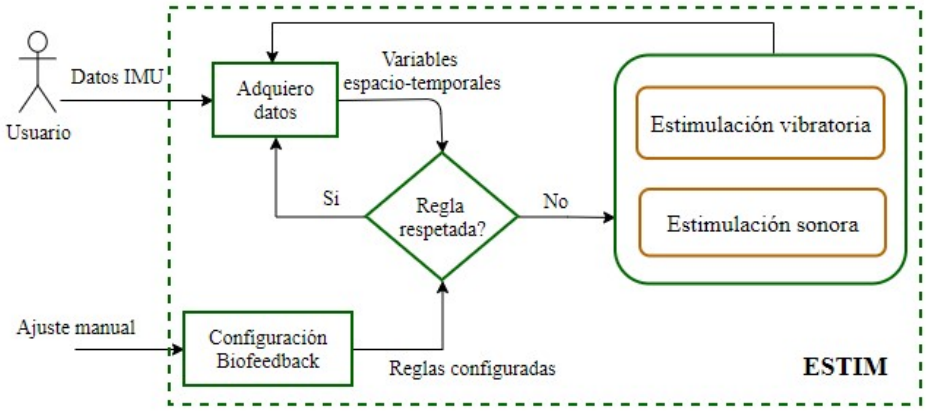

Fig. 3: Modelado de la estimulación a los usuarios.

El sistema adquiere periódicamente datos de los IMU, y el modulo de Biofeedback los utiliza para describir variables espacio-temporales asociadas al movimiento del usuario. Por otro lado, se configuran reglas externas que definen cuando se debe estimular al usuario. Existen numerosas reglas implementadas en PARKIBIP, siendo las más relevantes:

- **On Heel Strike**: Al producirse un evento de HS.
- **On FoG**: Al pasar un cierto tiempo sin detectar un evento de HS, se asume que se produjo un evento FoG.
- **On Instant Velocity Threshold**: Cuando la velocidad instantánea excede un cierto umbral inferior o superior.
- **On Average Velocity Threshold**: Cuando la velocidad promedio excede un cierto umbral inferior o superior.
- **On Dynamic Calculated Time**: En base a una caminata inicial de configuración, se estiman de manera aproximada el tiempo entre pasos. Posteriormente se usa esta estimación para estimular en caso que el tiempo entre pasos difiera mucho de la estimación realizada.

Al detectarse que no se cumple alguna de las mencionadas reglas, se procede a estimular al usuario. Se cuenta con un estímulo vibratorio (procedente de los IMU en los talones del usuario) y un estímulo sonoro (a través de un 'bip' en la aplicación de PARKIBIP).

Se detallan algunos ejemplos prácticos:

- Si transcurre un tiempo sin detectar un evento de HS, de acuerdo a la segunda regla el sistema reconoce que se produjo un bloqueo de la marcha. Además de estimular, puede enviar un aviso de "Acelerar el paso".
- Si se detecta una velocidad muy alta, el sistema puede reconocerlo a partir de la tercera regla. Además de estimular puede enviar un aviso de "Disminuir el ritmo".

C. Control automático

Resulta de interés para la conclusión de este trabajo poder resumir en un bloque las dos etapas definidas previamente en un diagrama que implemente un control automático. Este tipo de control permite despojarse de la necesidad de estar constantemente supervisando el funcionamiento, además de aportar numerosas ventajas en lo que se refiere al control de errores y a la fiabilidad del producto final obtenido [11] .

El principio fundamental de todo sistema de control automático es la aplicación del concepto de realimentación, cuya característica especial es la de mantener al controlador central informado del estado de las variables para generar acciones correctivas cuando así sea necesario [12] . En este caso, la realimentación se presenta en los bloques **ID_MARCHA** y **ESTIM**.

Usando los bloques definidos antes, se puede llegar a una posible representación gráfica de un sistema de control automático. El diagrama propuesto permite automatizar las funciones que realiza PARKIBIP a través de lo desarrollado en cada uno de los dos bloques que lo componen. Permite también obtener directamente las salidas de interés, que son la fase de la marcha y los estímulos vibratorios y sonoros. El diagrama se observa en la Fig. 4.

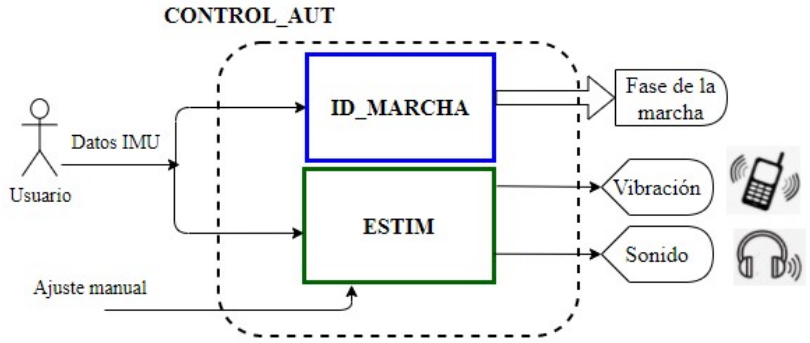

Fig. 4: Diagrama de control automático.

Esta sección puede presentar potencialmente numerosas implementaciones a realizar como trabajo a futuro. Se pueden agregar nuevas reglas, o profundizar en la inteligencia del sistema para indicar de manera más cercera cuando se debe estimular.

IV. CONCLUSIONES

Se introdujo el análisis de la marcha indicando cuáles son sus fases, y cuáles son las etapas dentro del ciclo de la marcha. Posteriormente se realizó una descripción de como PARKIBIP ayuda en esta etapa, pudiendo detectar las distintas etapas de la marcha a través de los IMUs colocados en los usuarios, y proporcionando una estimulación vibratorio o sonora dependiendo del caso.

Asimismo, se plasmó un posible modelado de las etapas de identificación de las fases de la marcha y de estimulación de los usuarios que son parte de PARKIBIP, como se pueden observar en las Fig. 2. y Fig. 3. Estos diagramas de bloques muestran de manera simplificada como es la lógica de control implementada internamente. Se pueden combinar en la Fig. 4 para obtener una representación del sistema en una aplicación de control automático. El control automático tiene como ventaja que puede seguir trabajando de manera repetitiva, otorga un nivel de calidad óptimo y proporciona una mejora del flujo de datos obtenidos. Como desventaja se tiene que requerirá un coste de inversión inicial alto, y se presenta una dependencia tecnológica. Los diagramas diseñados resumen las utilidades y el uso del equipo en una forma entendible para cualquier profesional, abriendo la posibilidad de poder incluir PARKIBIP en futuros proyectos con aplicaciones que contengan un mayor alcance médico.

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a Carlos Huerta y Samuel Sanz, quienes llevaron adelante el proyecto PARKIBIP y fueron los conferencistas que dieron idea a esta monografía, además de ser quienes aportaron el material desde donde se tomaron gran cantidad de ideas. También me gustaría agradecer particularmente a Valentina Pasker, que aportó varios consejos y comentarios para ayudar a enriquecer la monografía. Por último agradecer a los docentes del seminario Andrea Mattiozzi, Isabel Morales y Franco Simini por ayudar a definir el alcance del trabajo y las correcciones realizadas para mejorar este documento.

REFERENCIAS

[1] J. Tapia-Núñez and P. Chaná, “Diagnosis of Parkinson’s disease,” 2004. Accessed: Mar. 28, 2021. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/8379526.

[2] G. E. Alexander, “Biology of Parkinson’s disease: Pathogenesis and pathophysiology of a multisystem neurodegenerative disorder,” *Dialogues in Clinical Neuroscience*, vol. 6, no. 3. Les Laboratoires Servier, pp. 259–280, 2004, doi: 10.31887/dcns.2004.6.3/galexander.

[3] K. Berganzo *et al.*, “Síntomas no motores y motores en la enfermedad de Parkinson y su relación con la calidad de vida y los distintos subgrupos clínicos,” *Neurologia*, vol. 31, no. 9, pp. 585–591, Nov. 2016, doi: 10.1016/j.nrl.2014.10.010.

[4] S. Sainz *et al.*, “PARKIBIP: Retroalimentación activa en la marcha de personas con Enfermedad de Parkinson,” 2020.

[5] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng, “Gait Analysis Using Wearable Sensors,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 2255–2283, Feb. 2012, doi: 10.3390/s120202255.

[6] J. Taborri, E. Palermo, S. Rossi, and P. Cappa, “Gait Partitioning Methods: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 16, no. 1, p. 66, Jan. 2016, doi: 10.3390/s16010066.

[7] W. Pirker and R. Katzenschlager, “Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide,” *Wiener Klinische Wochenschrift*, vol. 129, no. 3–4. Springer-Verlag Wien, pp. 81–95, Feb. 01, 2017, doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

[8] L. Serrano, D. García Agustin, and L. Gutiérrez González, “Evaluación de la marcha utilizando unidades de medición inercial (Assessment of gait using inertial measurements units).” Accessed: Apr. 11, 2021. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/337484558.

[9] F. Golnaraghi *et al.*, *Automatic Control Systems*. McGraw-Hill Education, 2017.

[10] O. M. Giggins, U. M. C. Persson, and B. Caulfield, “Biofeedback in rehabilitation,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1. BioMed Central, pp. 1–11, Jun. 18, 2013, doi: 10.1186/1743-0003-10-60.

[11] O. Egeland and J. T. Gravdahl, “Modeling and Simulation for Automatic Control.” Accessed: May 25, 2021. [Online]. Available: http://www.marinecybernetics.com.

[12] “EL ABC DE LA AUTOMATIZACION SISTEMAS DE CONTROL AUTOMÁTICO; por Patricio Abarca.”