

Título del Proyecto de Investigación
al que corresponde el Reporte Técnico:

Desarrollo de un sistema de recolección de energía mediante un dispositivo de soporte de la marcha para detectar el ECG mediante dos electrodos secos

Tipo de financiamiento

Sin financiamiento

Fecha de Inicio: 01/08/2020
Fecha de Término: 31/12/2022

Tipo de Reporte

Parcial

Final

Autor (es) del reporte técnico:

Rafael Eliecer González Landaeta

TÍTULO DEL REPORTE TÉCNICO

Resumen del reporte técnico en español (máximo 250 palabras)

En este proyecto se ha propuesto recolectar energía a partir de la marcha de una persona que requiere de un andador. La idea principal consiste en usar la energía recolectada para alimentar un circuito de detección de ECG para poder monitorear la frecuencia cardiaca del usuario del andador. Para eso, se desarrolló un péndulo electromagnético de tal forma que su dinámica genere energía durante la aceleración y desaceleración del andador. Esto permite generar energía incluso en marchas lentas. El péndulo consiste en una masa móvil que consta de dos imanes de Neodimio cuyo recorrido coincide con tres bobinas conectadas en serie. Por la ley de inducción de Faraday, el movimiento entre los imanes y las bobinas genera una fuerza electromotriz. El sistema fue probado en 10 usuarios, a los cuales se les solicitó caminar con el andador durante 5 minutos para después medir su señal de ECG durante 30 segundos, alcanzando voltajes de hasta 302 mVpp a la salida del doblador de tensión del generador, y cargas en el capacitor de hasta 3.24 nJ. Esta energía no fue suficiente para prescindir el uso de baterías, por lo que el sistema de detección del ECG se alimentó con una pila de Batería de polímero de litio. Se obtuvieron señales de ECG con amplitudes alrededor de los 270 mVpp, a partir de las cuales se detecta el complejo QRS, el cual es suficiente para estimar la frecuencia cardiaca del usuario.

Resumen del reporte técnico en inglés (máximo 250 palabras):

In this project, it has been proposed to harvest energy from the gait of a person who requires a walker. The main idea is to use the harvested energy to power an ECG detection circuit in order to monitor the heart rate of the walker user. For that, an electromagnetic pendulum was developed in such a way that its dynamics generate energy during the acceleration and deceleration of the walker. This makes it possible to generate power even at slow speeds. The pendulum consists of a mobile mass made of two Neodymium magnets whose traveling path coincides with three coils connected in series. By Faraday's law of induction, the movement between the magnets and the coils generates an electromotive force. The system was tested on 10 users, who were asked to walk with the walker for 5 minutes to later measure their ECG signal for 30 seconds, reaching voltages of up to 302 mVpp at the output of the generator's voltage doubler, and an energy in the capacitor up to 3.24 nJ. This energy was not enough to dispense with the use of batteries, so the ECG detection system was powered by a lithium polymer battery cell. ECG signals with amplitudes around 270 mVpp were obtained, from which the QRS complex is detected, which is sufficient to estimate the user's heart rate.

Palabras clave: Dispositivo de soporte de la marcha, recolección de energía, péndulo, electromagnético.

Usuarios potenciales (del proyecto de investigación)

Personas que presentan problemas o dificultades en la marcha y que requieren de dispositivos de soporte de la marcha para poder realizar sus actividades cotidianas.

Reconocimientos

El responsable de este proyecto agradece la participación de la estudiante de maestría, Verónica Ramos Rosales por su dedicación al trabajo experimental realizado hasta ahora. También agradece a los voluntarios que participaron en el estudio, y a la UACJ por las instalaciones y recursos tecnológicos.

1. Introducción

Para los dispositivos electrónicos vestibles y portátiles orientados al monitoreo de actividades físicas y/o fisiológicas, el suministro de energía es una limitante importante para aplicaciones que requieren un funcionamiento periódico o continuo. Normalmente, la fuente de energía de este tipo de sistemas proviene de baterías recargables, cuya vida útil depende de los periodos de carga y descarga. La vida limitada de dichas baterías no solo reduce la autonomía de estos sistemas, sino que también conlleva a problemas de contaminación derivados de los materiales que contienen. Para intentar prescindir del uso de baterías, o al menos alargar la vida útil de las mismas, se han propuesto métodos de recolección de energía, donde se aprovecha la energía disponible en el ambiente (lumínica, térmica y de radiofrecuencia –RF–) o en el cuerpo humano (térmica, biomecánica, bioquímica) para transformarla en energía eléctrica. En este trabajo se presenta el diseño de péndulo electromagnético para su aplicación en una herramienta de soporte de la marcha, específicamente en un andador. Debido a que normalmente las personas que usan este tipo de herramientas suelen tener un patrón de marcha lento y pausado, la intención es aprovechar la aceleración y la desaceleración del andador, de tal forma que esto produzca una energía cinética en el péndulo para que se transforme en energía eléctrica, aún en un patrón de marcha lento. Un recolector de energía electromagnético utiliza la energía cinética para transformarla en energía eléctrica mediante la Ley de Inducción de Faraday; según el movimiento que se quiera aprovechar para la recolección de energía, estos recolectores pueden tener diferentes configuraciones, por ejemplo, vigas en voladizo, masas de deslizamiento libre, estructuras de masa de resorte, y estructuras de rotación. También hay diversos ejemplos de recolectores de energía electromagnéticos con estructuras en forma de péndulo, donde se presentan diferentes diseños de péndulos electromagnéticos para la recolección de energía, esto es, péndulo simple (como el que se presenta en este trabajo), péndulo “sintonizable” y péndulo con movimiento anti-fase.

2. Planteamiento

Las personas que presentan dificultad de la marcha requieren de dispositivos de soporte para poder realizar algunas de sus actividades básicas, como caminar, sentarse o levantarse. No hay edad definida para el uso de este tipo de dispositivos, pues desde niños hasta adultos mayores hacen uso de ellos debido a una amplia variedad de patologías. En los últimos años se ha despertado el interés por supervisar ciertos parámetros fisiológicos de las personas que utilizan estas herramientas de soporte. El principal problema en sistemas portables es la elección de una fuente de energía que permita una mayor autonomía de operación. Las baterías recargables suelen ser la opción más común, no obstante, su uso puede hacer que el sistema electrónico sea voluminoso; además, trae consigo un impacto ambiental, ya que las baterías tienen una vida limitada, sean recargables o no, y hay que desecharlas. Una posible alternativa a las baterías es la recolección de energía del entorno o del cuerpo humano; en este sentido, los esfuerzos se han concentrado en sistemas vestibles de monitoreo que pueden ser usados por un sujeto durante la actividad diaria, lo que permite obtener una visión mucho más clara de la condición de salud de un sujeto [1]. Sin embargo, múltiples tecnologías pudieran verse beneficiadas de la recolección de energía, entre ellas los dispositivos de soporte de la marcha que incorporen sistemas de medición de parámetros fisiológicos; de esta forma se puede tener un sistema con la autonomía suficiente para monitorear el estado de salud de las personas que requieren de herramientas de soporte por largos periodos de tiempo durante el día. No obstante, hasta la fecha, la mayoría de las propuestas que aprovechan la energía del cuerpo humano se basan en sistemas adheridos al sujeto [2], siendo pocas las propuestas que existen para la recolección de energía mediante dispositivos incorporados en la propia estructura de la herramienta de soporte de la marcha.

2.1 Antecedentes

Desde finales de la década de 1990, ha habido un interés significativo en desarrollar sistemas de recolección de energía en miniatura que convierten la energía del medio ambiente o

del cuerpo humano en energía eléctrica [3]. Las fuentes de energía más prevalentes en el medioambiente son la termoeléctrica, la solar y la de Radio Frecuencia (RF); en el cuerpo humano, la energía biomecánica y la bioquímica son las que más pueden aprovecharse [2, 4]. Para la recolección de energía mecánica, los sensores piezoeléctricos, electromagnéticos y electrostáticos son los más utilizados [5]. En el caso de la recolección de energía del cuerpo humano, los sensores para la recolección de energía son comúnmente adaptados a tecnologías vestibles y/o portables, de manera que esto no represente un mayor gasto metabólico; estos diseños se han instalado en mochilas, ropa y zapatos, entre otros.

Un recolector de energía electromagnético utiliza la energía cinética para transformarla en energía eléctrica mediante la Ley de Inducción de Faraday; según el movimiento que se quiera aprovechar para la recolección de energía, estos recolectores pueden tener diferentes configuraciones, por ejemplo, vigas en voladizo, masas de deslizamiento libre, estructuras de masa-resorte, y estructuras de rotación [6]. Aunque los sensores piezoeléctricos tipo películas son los más usados en sistemas vestibles y/o portables, los recolectores de energía electromagnéticos han sido aplicados a una gran variedad de tecnologías. En 2016 en [7] se propuso un microgenerador electromagnético tipo rotor, diseñado con un sistema de péndulo para la recolección de energía biomecánica. Los autores evaluaron la energía generada por el sistema desarrollado durante la marcha, aplicándose una carga mecánica sobre el microgenerador y evaluándose cómo el giro del rotor afecta la energía recolectada, según la articulación en la que se coloque; la máxima energía recolectada reportada fue de 416.6 μW durante la marcha.

Saha *et al.*, usaron un generador electromagnético, construido con un imán permanente con libertad de movimiento en el interior de un tubo, mismo que tenía dos imanes fijados en ambos extremos, de tal manera que las superficies enfrentadas de los imanes fijos y móviles tenían la misma polarización [8]; alrededor del exterior del tubo se implementó un inductor con el fin de obtener un generador electromagnético. Este sistema generador de energía se implementó en una mochila para recolectar energía durante la marcha; las potencias máximas de los generadores fueron entre 0.95 mW y 2.46 mW durante la marcha y la carrera lenta, respectivamente.

En el 2013 Frontoni *et al.*, presentaron un recolector de energía aplicado a un calzado inteligente, que mediante un generador piezoeléctrico y generadores modulares electromagnéticos recolectaban energía durante la marcha. Sin embargo, el sistema diseñado recolectaba energía y la suministraba de manera irregular; en dicho trabajo no se consiguió un circuito capaz de acondicionar la energía generada para alimentar directamente a una carga, por lo que se adaptó una batería para suplementar la energía recolectada. Además, dado que la energía y la potencia obtenidas en este sistema eran invariablemente pequeñas, el sistema debía dividir sus funciones en porciones de tiempo, asegurando que se recolectara y almacenara suficiente energía en la batería antes de ejecutar alguna función. El sistema se repondría continuamente de energía, lo que resultaba en una vida operativa más larga [9].

En [10] Cai y Liao, presentaron un recolector de energía integrado para convertir la energía cinética del balanceo del brazo en electricidad, y así alimentar un reloj inteligente y una pulsera. El recolector de energía utilizaba métodos analíticos y de elementos finitos para estimar los rendimientos y optimizar los parámetros de las bobinas. Los resultados experimentales mostraron que este dispositivo alcanzaba una potencia máxima de 1,74 mW, lo que demostró un gran potencial para desarrollar relojes y pulseras inteligentes autoalimentados.

Más allá de los sistemas vestibles, también se han propuesto otras alternativas de recolección de energía mediante métodos electromagnéticos, donde destacan los recolectores tipo péndulo. En 2016, se propuso un péndulo electromagnético que constaba de dos elementos móviles anti-fase [11]; tanto el imán como el inductor se colocaban en la punta de dos brazos y se movían oscilatoriamente en sentido contrario. El movimiento anti-fase demostró reducir el tiempo de inducción, aumentando así la tensión de salida en comparación con un péndulo simple, en los que sólo hay un elemento móvil; con un movimiento anti-fase el tiempo de inducción se redujo en 21% y la potencia de salida aumentó en un 37%, obteniendo hasta 247 μW

También, en el 2016, se presentó un recolector de energía de oscilaciones pendulares, en el que el recolector de energía consistía en un péndulo forzado paraméricamente [12], esto

con el objetivo de comprobar matemáticamente el comportamiento de un péndulo electromagnético. En ese trabajo se logró generar unos 2.8 W. Los autores además reportaron que el comportamiento del péndulo y la potencia generada son óptimos a ciertos valores de frecuencia y longitud del brazo del péndulo.

Castagnetti en el 2019, presentó un péndulo con una construcción particular, ya que contaba con un resorte magnético para mejorar el equilibrio y permitir la sintonización de frecuencia [13]. El campo magnético en este péndulo fue inducido con una base cuadrada que rodeaba al péndulo, el sistema constaba de dos imanes (uno fijo y uno móvil) y una bobina móvil; los elementos móviles se encontraban en extremos opuestos del brazo móvil. El diseño, a pesar de ser pequeño (1decímetro cúbico) permitió obtener hasta 160 mW, demostrando también que la potencia obtenida dependía de la frecuencia y del peso de los elementos móviles.

La mayoría de los sistemas vestibles de recolección de energía suelen ser una buena opción para sujetos que no presentan problemas motrices, sin embargo, en sujetos con algún tipo de limitación física, estos sistemas no son una buena alternativa. En ese sentido, se han propuesto, aunque muy pocos, sistemas de recolección de energía adaptados a dispositivos de ayuda o soporte de la marcha. En este sentido, en el 2015 Sato y Yachi presentaron un diseño de bastón con un sistema recolector de energía basado en sensores piezoeléctricos para el monitoreo de adultos mayores, adicionando una etapa de comunicación WiFi. Los autores lograron mantener un voltaje de salida de 3.3 V, con una potencia generada por el recolector de energía de 3.5 mW durante 30 segundos [14]. Más recientemente, en el 2021, Midi *et al.* presentaron en [15] un bastón inteligente cuyo propósito fue recolectar energía solar y electromagnética generada con la presión ejercida al colocar el bastón en el suelo para apoyarse. En sus resultados los autores mostraron que la generación de energía fue mayor en exteriores debido a la energía solar, alcanzando en promedio 5.3 Vpp y 0.28 W entre todos los sujetos, mientras que, en interiores, el voltaje promedio se redujo, llegando a ser de 3.6 Vpp y 0.16 W para el sujeto de menor peso y de hasta 4.6 Vpp y 0.23 W para el sujeto más pesado. Con estos resultados puede resaltarse la utilidad de complementar fuentes de energía en sistemas de *energy harvesting*. Para sillas de ruedas, los avances en materia de recolección de energía suelen basarse en paneles solares, por ejemplo, en 2020 se presentó una silla de ruedas que, además de recolectar energía solar, recolectaba energía de radio frecuencia, logrando con ambas fuentes de energía alimentar de manera continua una silla de ruedas eléctrica [16].

2.2 Marco teórico

2.2.1. Recolección de energía

El término *Energy Harvesting* se refiere a la recolección de energía presente en un medio que, después de ser recolectada, se utiliza para otros propósitos [17]. En la Figura 1 se resumen las fuentes de energía que pueden ser aprovechadas del medio ambiente y del cuerpo humano. La energía solar, la energía termoeléctrica y la radiofrecuencia (RF) están disponibles en el ambiente, sin embargo, son complicadas en términos de previsibilidad, controlabilidad y eficiencia de conversión, esto se debe a que estas fuentes pueden verse afectadas por el tiempo, la ubicación y las condiciones climáticas. Por el contrario, las fuentes externas son predecibles y controlables [4].

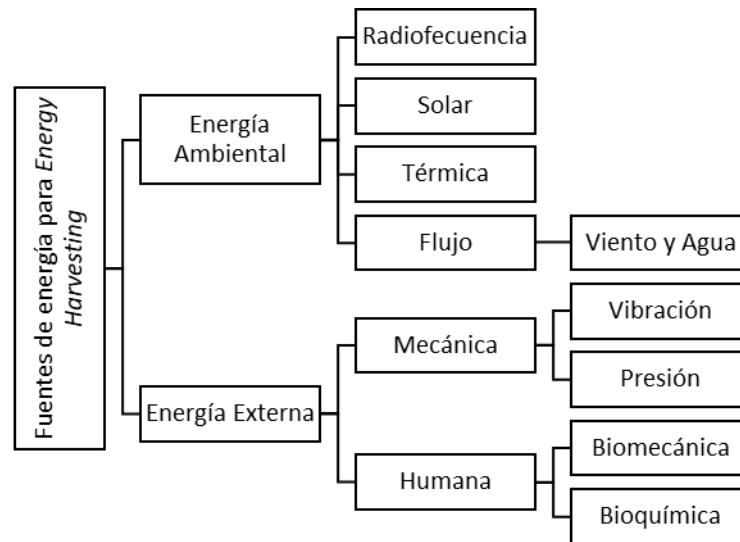


Figura 1. Fuentes de recolección de energía, adaptado de los presentados en [17] y [4].

Los recolectores de energía son sistemas que se componen de varias etapas; en la Figura 2 se muestra un diagrama que ilustra los bloques de un sistema de recolección de energía.

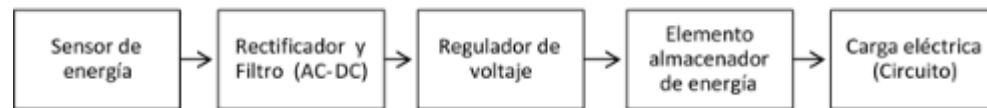


Figura 2. Esquema general de un sistema de recolección de energía [17].

El sensor es la primera etapa de un sistema recolector de energía. Este sensor se elige en función del tipo de energía que se quiere recolectar, usualmente alguna de las mostradas en la Figura 1. Un sensor es un dispositivo que convierte una señal de una forma física a una señal correspondiente que tiene una forma física diferente, usualmente una señal eléctrica, por tanto, es un convertidor de energía [18]. Algunos ejemplos utilizados para la recolección de energía son los módulos termoelectrónicos, las celdas fotovoltaicas, las antenas rectificadoras, sensores piezoeléctricos, electromagnéticos y electrostáticos [17]. En la Figura 3, se muestra el principio físico que utilizan los sensores dependiendo de la fuente de energía que se recolecta.

La siguiente etapa consiste en la rectificación de la energía recolectada. Para esto suele utilizarse un rectificador y filtro o convertidor CA-CD, ya que algunos sensores de energía no proporcionan energía en corriente directa, bien sea por el principio de transducción o por la naturaleza de la energía recolectada. En estos casos, es necesario transformar la corriente alterna en corriente continua para luego ser almacenada [19].

La etapa de regulación de voltaje tiene la función de adaptar el nivel de voltaje a los requisitos del dispositivo que se desea alimentar o al elemento de almacenamiento de energía. Dependiendo de la aplicación, el siguiente elemento puede ser la carga eléctrica o un elemento de almacenamiento de energía, este último suele ser una batería, generalmente recargables, sin embargo, pueden utilizarse condensadores o supercondensadores. Finalmente, la carga eléctrica es el circuito electrónico. Para los sistemas recolectores de energía normalmente la potencia generada se usa para alimentar a una instrumentación electrónica de bajo consumo [17].

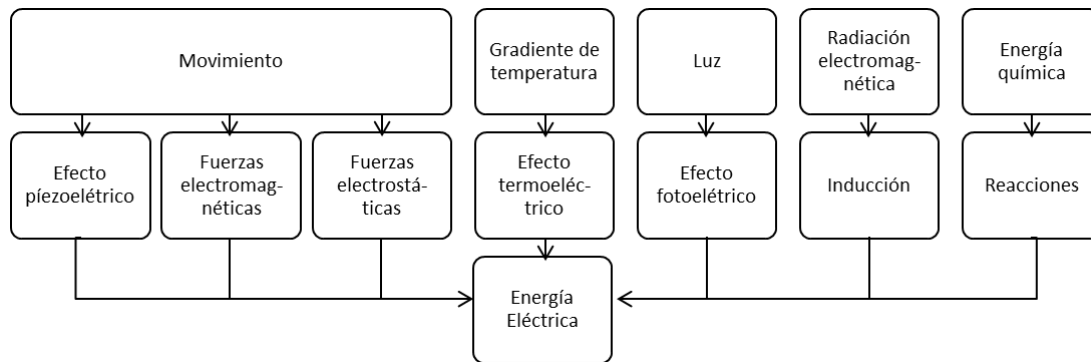


Figura 3. Categorías de la recolección de energía [20].

2.2.2. Recolección de energía mecánica

Tal y como se muestra en la Figura 3, los sensores utilizados para la recolección de energía mecánica pueden ser electrostáticos, piezoeléctricos y electromagnéticos.

Los sensores electrostáticos se basan en la variación de capacitancia; una vibración externa hace que el espacio entre las dos placas de un capacitor varíe y, por lo tanto, cambie el valor de capacitancia. La carga Q de un capacitor viene dada por

$$Q = CV \quad (1)$$

donde C es la capacitancia y V es el voltaje entre las placas del capacitor. De acuerdo con esta relación, la variación de capacitancia provoca una variación de carga y de voltaje. Como resultado, hay dos posibles principios de transducción que dependen de qué propiedad se mantenga constante, mientras que la otra cambia en respuesta a la variación de capacitancia: conversión con restricción de carga y conversión con restricción de voltaje. A diferencia de los sensores piezoeléctricos y electromagnéticos, los sensores electrostáticos necesitan un voltaje de CD inicial para cargar de manera opuesta las placas del condensador [21].

Por otra parte, el principio piezoeléctrico consiste en generar cargas eléctricas cuando se induce un esfuerzo mecánico en determinados materiales [21]. Dado que el material piezoeléctrico puede convertir la vibración mecánica en energía eléctrica con una estructura muy simple, la recolección de energía piezoeléctrica se destaca como una fuente de autoalimentación. La piezoelectricidad representa la electricidad a presión y es una propiedad de ciertos materiales cristalinos, como el cuarzo [22].

Los sensores electromagnéticos se rigen por la Ley de Faraday y la Ley de Lenz. La recolección de energía electromagnética está determinada por el gradiente del campo magnético y el tiempo de inducción, por lo que la tensión generada se puede incrementar aumentando el campo magnético y reduciendo el tiempo de inducción [12]. La ley de Faraday describe matemáticamente la fuerza electromotriz (f.e.m.) generada en una bobina que es sometida a un gradiente de campo magnético, donde la bobina se puede mover respecto a un campo magnético constante o, un campo magnético constante se puede mover respecto a la bobina. En ambos casos, se expresa como [23]:

$$fem = -N \frac{d\phi}{dt} \quad (2)$$

donde N es el número de espiras de la bobina y $\frac{d\phi}{dt}$ es la variación del flujo magnético respecto al tiempo. Los sensores electromagnéticos están compuestos principalmente de inductores y componentes magnéticos. Su principio de recolección consiste en aprovechar el movimiento externo del flujo magnético a través de una bobina [24]. Si el flujo magnético ϕ es constante, no se induce ninguna f.e.m., si ϕ cambia, la fuerza electromotriz inducida genera una corriente a lo largo del circuito cerrado en la dirección opuesta al cambio original en el flujo magnético. Esto está definido por la ley de Lenz, la cual establece que “la corriente inducida tiene su propio flujo magnético que se opone al movimiento de la fuente.” [25].

En cuanto a la recolección de energía del cuerpo humano, hay dos métodos de recolección: pasivo y activo. La recolección pasiva se obtiene de las acciones diarias del usuario (como caminar, respirar, del calor corporal, de la presión arterial, etc.) con técnicas que pasan desapercibidas, es decir, que la persona no se da cuenta de que el trabajo que realiza en sus actividades está siendo utilizado para alimentar un dispositivo electrónico, sin que esto implique un gasto metabólico adicional. No obstante, la recolección activa se obtiene cuando el usuario del dispositivo tiene que realizar un trabajo específico para alimentar el dispositivo que de otro modo no se habría realizado [3].

La energía mecánica del movimiento humano se manifiesta de múltiples formas, rotando partes del cuerpo, a partir de funciones básicas como la respiración y la circulación sanguínea, redirigiendo el movimiento de las piernas con la ayuda del golpe del pie, entre otros. El movimiento de los apéndices del cuerpo se presenta en dos formas: el movimiento del centro de masa (CM) del cuerpo y el movimiento de diferentes articulaciones, golpe de talón y movimiento de oscilación de las extremidades; dependiendo del tipo de movimiento, será diferente la técnica de recolección. Por ejemplo, la marcha humana suele caracterizarse por la transición periódica de una posición de apoyo a otra, donde las fuerzas de reacción del suelo son suficientes para sostener el cuerpo [24]. Para poder aprovechar la energía de esta variedad de movimientos, debe elegirse el sensor que mejor se adapte al recorrido del cuerpo durante su biomecánica regular, y así evitar que el usuario del dispositivo realice algún trabajo adicional.

Durante la marcha normal, el CM del cuerpo humano se encuentra por encima de la articulación de la cadera y tiene un desplazamiento vertical, que es el resultado de la transición del CM de una pierna a otra durante la marcha normal. Con el desplazamiento vertical, la trayectoria del CM se asemeja a una onda sinusoidal durante la marcha normal, que se puede expresar aproximadamente como una función seno o coseno, este movimiento se presta para el uso de recolectores de energía de tipo resorte con un grado de libertad [26], como el presentado [8]. Por otra parte, las articulaciones de las extremidades inferiores generan una potencia y un torque significativamente más altos que cualquier otra articulación; para la recolección de energía en estos casos, se utilizan sensores giratorios o flexibles para acoplarse directamente con las articulaciones. Un sensor rotacional electromagnético puede ser impulsado directamente para producir energía eléctrica por las articulaciones durante la marcha normal. Este tipo de recolector de energía generalmente está integrado en un dispositivo ortopédico portátil para mayor comodidad [26].

2.2.3. Configuraciones de los sensores electromagnéticos

Un generador electromagnético simple (Figura 4) generalmente consta de un imán, una masa M , un resorte de suspensión K y una bobina de inducción L conectada a un circuito eléctrico. Cuando la estructura sobre la cual está montado el generador vibra con aceleración A_g , el imán experimenta un desplazamiento vibratorio (y) que induce una fuerza electromotriz (ε) en el inductor.

La fuerza electromotriz inducida en el generador está definida por:

$$\varepsilon = \int d\mathbf{L} \cdot (\mathbf{v} \times \mathbf{B}) \quad (3.3)$$

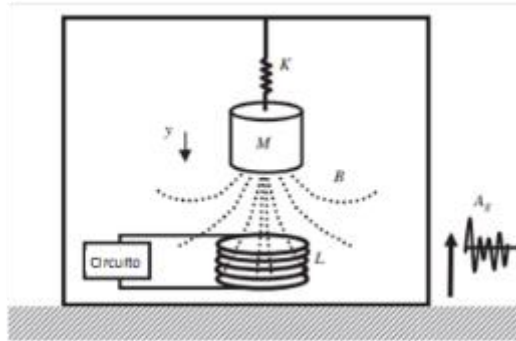


Figura 4. Una configuración rudimentaria de recolector de energía electromagnética. El imán y la masa (M) son la misma, adaptado de [28].

Donde $d\mathbf{L}$ es el vector de longitud diferencial a lo largo de la bobina del inductor, \mathbf{B} es el vector de campo magnético y \mathbf{v} es el vector de velocidad del magneto [27].

Los dispositivos electromagnéticos de recolección de energía del movimiento se clasifican tradicionalmente en resonantes, no resonantes e híbridos [20]:

- Los dispositivos resonantes, son adecuados principalmente para fuentes de energía de vibración a una frecuencia particular.
- Los recolectores no resonantes, generalmente requieren un movimiento rotacional.
- Los dispositivos híbridos, están diseñados para operar con un rango más amplio de frecuencias de vibración o movimiento irregular.

En la recolección de energía electromagnética del movimiento, el movimiento relativo entre un imán y una bobina da como resultado una variación del flujo magnético que induce una fuerza electromotriz a través de la bobina. El movimiento se amortigua y la energía correspondiente se transduce en energía eléctrica. A gran escala, este es el mecanismo más común de generación de energía eléctrica y normalmente se implementa para el movimiento de rotación. Sin embargo, en la recolección de energía, el movimiento suele venir en otras presentaciones además de rotación, como vibraciones o formas irregulares, como las propias del movimiento del cuerpo humano. Así entonces, según el movimiento que se quiera aprovechar para la recolección de energía, estos recolectores pueden tener diferentes configuraciones, por ejemplo, vigas en voladizo, masas de deslizamiento libre, estructuras de masa de resorte, y estructuras de rotación [1, 20]. Las arquitecturas pueden ser muy diversas, algunas arquitecturas de los sensores electromagnéticos utilizados para estos propósitos se muestran en las Figura 5.

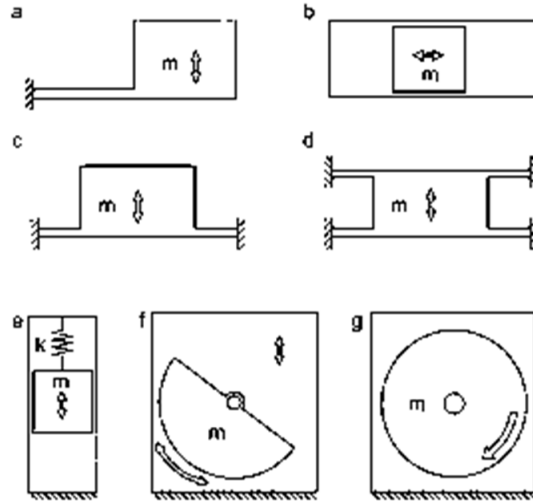


Figura 5. Formas de recolectores de energía: (a) Viga en voladizo, (b) placa fuera del plano, (c) masa de deslizamiento libre, (d) placa en el plano, (e) estructura de masa-resorte, (f) oscilante rotacional, (g) mecanismo de rotación continua [7].

Los sensores electromagnéticos de tipo pendular son especialmente útiles para la recolección de energía de movimientos rotativos o para movimientos lineales irregulares. Un péndulo simple es un modelo que está compuesto por una masa sostenida por una cuerda (sin masa) de longitud l y sin fricción. De la segunda ley de Newton y de los ángulos y cuerdas descritos en la Figura 6, la acción del péndulo se puede escribir como $F = ma = -mgsen\theta$ (donde g es la aceleración debida a la gravedad, m es la masa y θ es la posición angular). La ecuación diferencial que describe el movimiento de un péndulo simple es:

$$\frac{d^2\theta}{dt^2} + \frac{g}{l} sen\theta = 0 \quad (3.4)$$

En un péndulo simple como el descrito en [7], sin fricción, no hay pérdida de energía, por lo que la energía potencial en los puntos más altos del recorrido y la energía cinética en el centro del recorrido (su punto más bajo) es:

$$\frac{1}{2}mv^2 = mgh \quad (3.5)$$

Lo que permite calcular la velocidad del péndulo como:

$$v = \sqrt{2gh} = l \frac{d\theta}{dt} \quad (3.6)$$

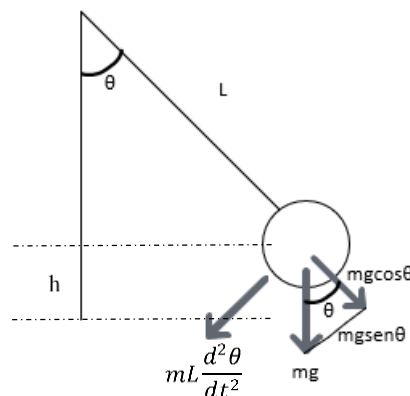


Figura 6. Movimiento del péndulo.

Sin embargo, ningún péndulo tiene un comportamiento ideal. Siempre existe un factor de amortiguamiento presente. En los péndulos electromagnéticos, además de existir un amortiguamiento en el movimiento debido a la fricción, existe un amortiguamiento electromagnético. Este amortiguamiento sucede en un conductor cuando entra o sale de una región de campo magnético [28]. Este amortiguamiento se debe a las corrientes de Foucault, que se arremolinan de tal manera que crean un campo magnético que se opone al cambio en el campo magnético experimentado por el conductor de acuerdo con la ley de Lenz, en un plano perpendicular al campo magnético. Estas corrientes “parásitas” interactúan con el campo magnético para producir una fuerza que se opone al movimiento del conductor u objeto en movimiento. La fuerza de amortiguación aumenta a medida que disminuye la distancia entre el conductor y el imán, también cuando aumenta la corriente que circula por la bobina [29].

En los últimos años se han presentado diversos recolectores de energía electromagnéticos en forma de péndulo, donde se presentan diferentes diseños para la recolección de energía, esto es, péndulo simple, péndulo “sintonizable” y péndulo con movimiento anti-fase [11-13,30]. En los trabajos recién citados, las configuraciones varían: la masa oscilante puede ser tanto el imán como el inductor, el imán puede ser el cuerpo del péndulo y rodear la estructura o ser una masa fija en un punto.

2.2.4. Circuitos de acondicionamiento de energía

En los sistemas recolectores de energía, la energía recolectada no suele ser de corriente directa, ni tener la tensión adecuada para poder ser usada como alimentación de sistemas electrónicos. Es por esto que, después del sensor, se colocan etapas para acondicionar la energía. Dependiendo de la aplicación, estas etapas pueden ser circuitos de rectificación (estándar o no lineales), filtros, reguladores de voltaje o circuitos de gestión de energía [31].

- **Rectificadores**

Los recolectores de energía generan voltajes variables en función del tiempo, por lo tanto, es necesario rectificar su voltaje de salida, debido a que la gran mayoría de los componentes electrónicos necesitan un voltaje de alimentación en CD regulado [12]. Existen rectificadores de media onda y de onda completa (los diferentes tipos de convertidores CA-CD se muestra en la Figura 7) [32].

Para los rectificadores de media onda, durante cada semiciclo positivo (o negativo) de la onda sinusoidal, según la posición del diodo, éste se polariza de forma directa haciendo que la corriente fluya a través del diodo. El diodo se polariza de forma inversa durante el semiciclo negativo (o positivo), lo que bloquea el flujo de corriente. De esta manera se tiene una señal unipolar. La rectificación de onda completa aprovecha los semiciclos positivos y negativos de la onda sinusoidal. En caso de rectificación de onda completa, suelen usarse puentes rectificadores, donde dos diodos conducen durante el semiciclo positivo y otros dos conducen durante el semiciclo negativo [32]. Los circuitos rectificadores de media onda y de onda completa se muestran en la Figura 8.

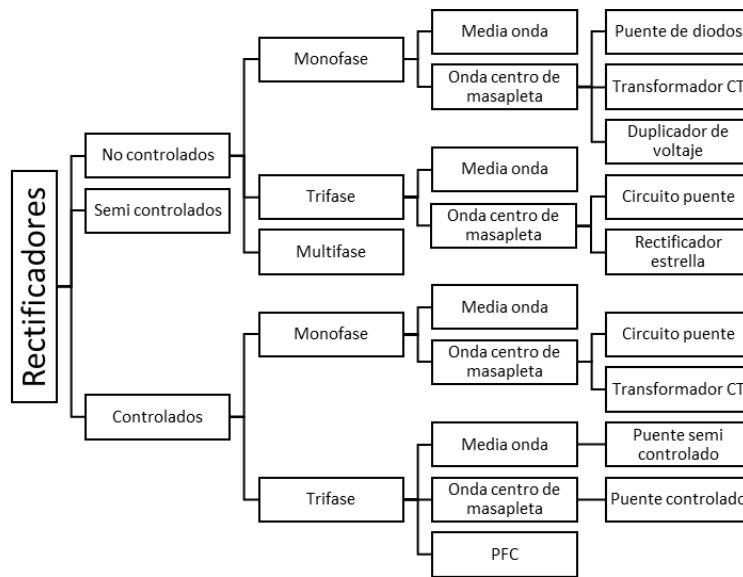


Figura 7. Clasificación de convertidores CA-CD [12]

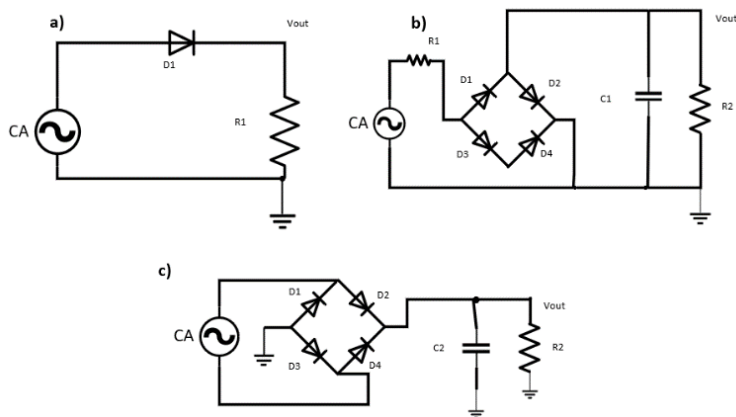


Figura 8. a) Rectificador de media onda b) Rectificador de onda completa con doble diodo c) Rectificador de pico.

Usando un capacitor paralelo a la carga, el voltaje de rizado se puede reducir, produciendo una corriente constante [32]. Esta técnica es conocida como “rectificador de pico” (*peak rectifier*), mostrado en la Figura 8 c), y es ampliamente utilizada como la primera etapa de acondicionamiento de energía en aplicaciones de recolección de energía. Para que esta técnica funcione de manera óptima, la impedancia de la carga y la impedancia de la fuente deben tener valores similares, condición que no se encuentra comúnmente [31]. El capacitor mantiene el voltaje en un valor promedio constante, no permitiendo que cambie bruscamente. Todos los rectificadores presentados se clasifican como no controlados. Se conocen así debido a que no permiten mantener un voltaje constante en su salida [33].

Dentro de los rectificadores existen los circuitos multiplicadores de voltaje, que son circuitos que permiten incrementar el voltaje de una fuente de CA, usando capacitores y diodos. Existen varios tipos y configuraciones, los principales se presentan en la tabla 1:

Tabla 1. Multiplicadores de voltaje [34, 35].

Tipo de multiplicador	Circuito
Doblador de media onda	
Doblador de media onda	
Triplificador de voltaje	
Cuadruplicador de voltaje	
Multiplicador Cockcroft-Walton	

• **Convertidores CD-CD**

Dentro de los circuitos rectificadores, los convertidores CD-CD son dispositivos electrónicos de potencia que permiten controlar su voltaje CD de salida. Las configuraciones básicas de los convertidores CD-CD son tres: Buck (reductora), Boost (elevadora) y Buck-Boost (elevadora-reductora). Estas permiten elevar, reducir o elevar/reducir el voltaje de la entrada (V_i) en la salida (V_o). Cada configuración a su vez contiene cuatro elementos básicos: bobina (L), capacitor (C), diodo y un interruptor controlado (Q); así las propiedades de cada topología dependen de la ubicación de estos cuatro elementos [36]. Los tres circuitos mencionados se muestran en la Figura 9.

Dependiendo de la aplicación, puede usarse una u otra configuración, principalmente los tipos *Boost* y *Buck-Boost*. Cao *et al.* presentaron un sistema recolector de energía vibratoria mediante un sensor electromagnético. Al introducir un convertidor CD-CD tipo *Boost* para la modulación de ancho de pulso (PWM), el circuito de recolección de energía puede ajustar el ciclo

de trabajo del convertidor siguiendo la variación del voltaje de entrada y el voltaje del elemento de almacenamiento de energía para aumentar la eficiencia de conversión de energía. El circuito de recolección de energía rectifica el voltaje de CA de entrada, aumenta la salida de CD del rectificador mediante el convertidor elevador y almacena la energía eléctrica en un supercondensador, obteniendo hasta 35 mW (cuando las vibraciones fueron creadas con un agitador) [37].

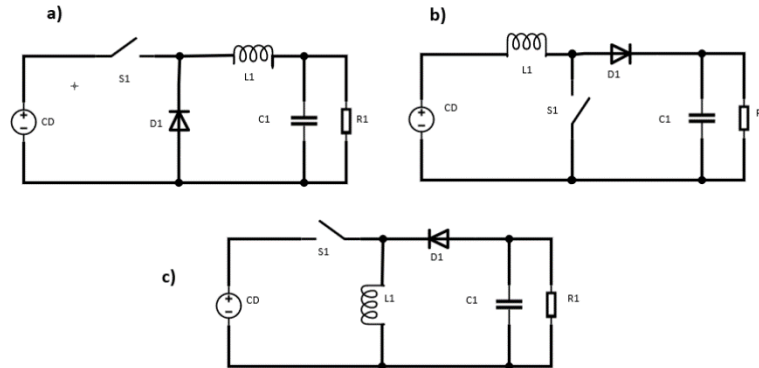


Figura 9. Convertidores DC-DC, a) Tipo Buck, b) Tipo Boost, c) Tipo Buck-Boost.

- **Regulador de tensión**

Un regulador de tensión en un sistema recolector de energía es necesario para eliminar el rizado, para tener una impedancia de salida adecuada independientemente de la carga y para mantener una tensión de salida constante [38]. Las configuraciones de los diversos reguladores de tensión se muestran en la Figura 10.

Los reguladores de tensión pueden clasificarse en lineales y conmutados:

- a) Los reguladores lineales utilizan un transistor como elemento de control en la regulación. Este transistor puede ser conectado en serie o en paralelo (Figura 10).
 - El regulador en serie es utilizado cuando se requiere un voltaje alto en la salida y la corriente de salida debe ser baja o media. La carga en esta aplicación puede ser variable.
 - El regulador en paralelo tiene pocas aplicaciones, es conveniente cuando se requiere tener en la salida una corriente elevada y voltaje medio o bajo. La carga debe mantenerse constante.
- b) Un regulador conmutado tiene un elemento conmutador agregado a las configuraciones lineales.
 - Los reguladores conmutados en serie tienen el elemento conmutador en serie con un transistor; el voltaje de salida es comparado con una referencia para luego aplicar a un multivibrador que module el ancho de los pulsos que excitan al transistor de conmutación. El ciclo de trabajo de los pulsos de salida está en función del voltaje de entrada del regulador: si el voltaje aumenta el tiempo de duración de los pulsos disminuye.

- Los reguladores conmutadores en paralelo permiten conseguir voltajes de salida mayores a los de entrada [39].

2.2.5. Elementos almacenadores de energía

La solución actual para alcanzar la portabilidad de sistemas electrónicos, son las

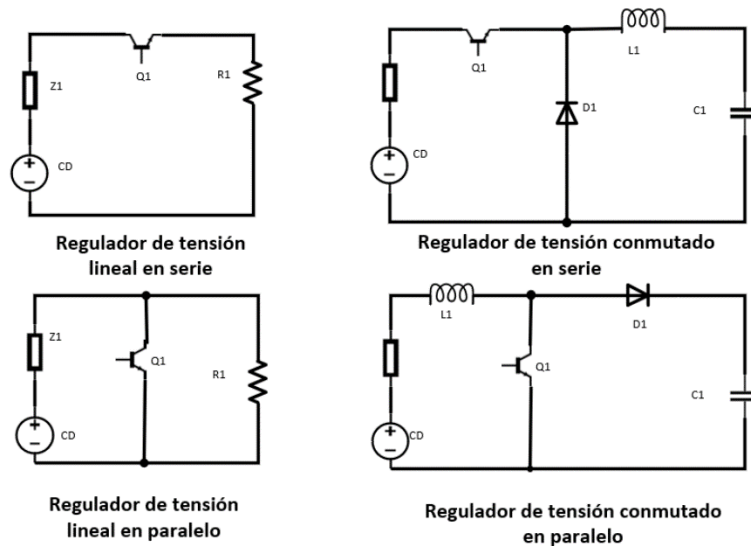


Figura 10. Reguladores de tensión.

baterías, desechables o recargables. Ambas alternativas son contaminantes para el ambiente, cuyos efectos en el suelo, agua y aire han sido ampliamente documentados [40-43].

La electricidad generada a partir de fuentes renovables rara vez puede proporcionar una respuesta inmediata a la demanda, ya que estas fuentes no proporcionan un suministro regular. Así, para sistemas tales como los recolectores de energía, se requieren dispositivos de almacenamiento [32]. Si bien las tecnologías de almacenamiento no representan fuentes de energía, brindan valiosos beneficios adicionales para mejorar la estabilidad, la calidad de la energía y la confiabilidad del suministro [44]. Para ser almacenada, la energía debe primero transformarse en otra forma almacenable y volver a transformarse cuando sea necesario. Existen muchas técnicas posibles para el almacenamiento de diferentes formas de energía: mecánica, química y térmica [32].

Las técnicas de almacenamiento de energía se pueden clasificar de acuerdo con estos criterios:

- El tipo de aplicación: fijo o portátil.
- Duración del almacenamiento: corto o largo plazo.
- Tipo de producción: potencia máxima necesaria.

Es necesario analizar las características de los sistemas de almacenamiento a fin de establecer criterios de comparación para seleccionar la mejor tecnología [32]. Para las aplicaciones de baja potencia, dependiendo de las necesidades del sistema, pueden usarse condensadores, supercondensadores o baterías. La Figura 11 muestra comparaciones de la densidad de potencia contra densidad de energía para diversos tipos de elementos almacenadores de energía.

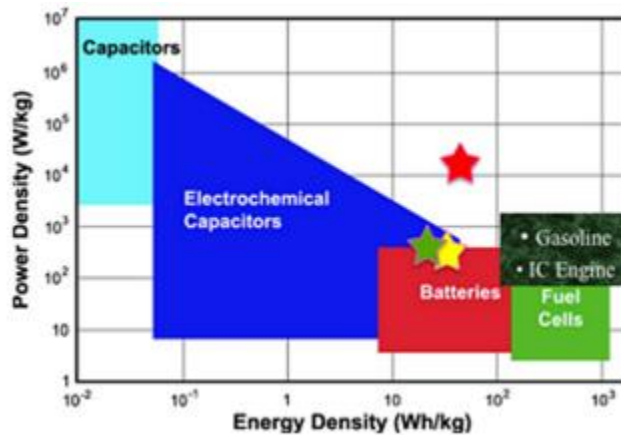


Figura 11. Comparación entre almacenamiento de energía: Densidad de Potencia (W/kg) contra Densidad de Energía (Wh/kg) [46].

Tanto las baterías como los supercondensadores se basan en procesos electroquímicos, aunque mecanismos electroquímicos separados determinan su energía relativa y densidad de potencia. Las baterías más comunes son las baterías de litio [45].

Por otra parte, los supercondensadores tienen las características de condensadores y baterías electroquímicas, excepto que no hay reacción química, lo que aumenta su capacidad de ciclo. El almacenamiento de energía en supercondensadores se realiza en forma de campo eléctrico entre dos electrodos, como en los condensadores, pero en lugar de tener material aislante, cuentan con un conductor iónico electrolítico en el que el movimiento de iones se realiza a lo largo de un electrodo conductor con una superficie específica muy grande (granos de percolantes de carbono o conductores de polímero). En los supercondensadores, la energía obtenida es superior a la de los condensadores y tienen una constante de tiempo de descarga más grande. Entre sus desventajas, están que tienen un costo elevado, y que la tensión operativa máxima se limita a unos pocos voltios por elemento (2.5–3 V, en módulos de hasta 1500 F). Se requiere conexión en serie, a diferencia de los condensadores, para alcanzar voltajes normales en aplicaciones de energía y formar módulos con 50–100 kW de capacidad de almacenamiento [32].

2.2.6. Herramientas de soporte de la marcha

Las personas que padecen discapacidades motrices enfrentan dificultades para realizar actividades cotidianas, lo que puede tener un impacto negativo en su satisfacción personal y en su calidad de vida, ya que pierden independencia. Para reincorporarse a sus actividades, algunos sujetos deciden utilizar herramientas de soporte de la marcha (HSM), como las mostradas en la Figura 12. Funcionalmente, las HSM aumentan la base de apoyo y la cantidad de información somatosensorial que se recibe, ayudando a reducir la carga en las extremidades inferiores y aumentando la estabilidad. Las HSM pueden facilitar las actividades y la participación de personas con discapacidades físicas [47]. Asimismo, las HSM se prescriben también como herramienta de rehabilitación temporal para descargar una extremidad inferior después de la reparación quirúrgica o para ayudar a la cicatrización de la úlcera del pie diabético [48].

A pesar de las ventajas que ofrecen, las HSM vienen acompañadas de efectos secundarios por su uso incorrecto. El usuario debe tener suficiente fuerza, equilibrio, coordinación y capacidad de atención para dominar la ayuda. Además, la ayuda debe elegirse y ajustarse cuidadosamente sobre la base de las capacidades del individuo y las demandas ambientales, y debe estar acompañada de la capacitación correcta en su uso. El uso de HSM puede dificultar el uso de escaleras, inducir efectos biomecánicos desestabilizadores, causar estrés y dolor excesivo en las extremidades superiores y se asocia con un mayor riesgo de caídas [49], sin embargo, existe evidencia de que, con el paso del tiempo, los recelos iniciales de

los participantes sobre el uso de HSM disminuyen y los pacientes describen que mejoran su confianza y facilitan la actividad y la participación [50]. En la literatura, existe evidencia de que el uso de un andador puede provocar mayores demandas cognitivas que caminar libremente. Esto podría causar que el uso de un andador tuviera un impacto positivo en la velocidad de la marcha (haciéndola más lenta), el tiempo de balanceo y la longitud de la zancada. Esto podría indicar que es necesario aprender el uso correcto, tanto en el ajuste, como en el manejo de un andador para beneficiarse de él [51].



Figura 12. Herramientas de soporte de la marcha, en orden de izquierda a derecha: bastón, muletas, andador, andador con asiento, silla de ruedas, andador de rodilla con ruedas.

3. Objetivos (general y específicos)

3.1. Objetivo General

Desarrollar un sistema de recolección de energía mediante principios electromagnéticos para alimentar a un sistema de detección del ECG incorporado en una herramienta de soporte de la marcha.

3.2. Objetivos específicos

- Identificar el sensor electromagnético a utilizar para la recolección de energía sin que altere la marcha del usuario. **(100%)**
- Desarrollar un sistema electrónico para el acondicionamiento y gestión de la energía recolectada para su posterior almacenamiento y uso. **(100%)**
- Estimar la energía recolectada. **(100%)**
- Elegir los electrodos secos para la detección del ECG. **(100%)**
- Analizar diferentes opciones para la implementación de un sistema de bajo consumo para la detección del ECG. **(60%)**
- Valorar la posibilidad de eliminar el uso de baterías a partir del análisis de la autonomía del sistema de detección del ECG. **(30%)**

- Analizar la factibilidad para agregar una etapa de transmisión inalámbrica de la señal del ECG medida. (20%)

4. Metodología

En la Figura 13, se presenta la metodología a seguir para el desarrollo de este proyecto.

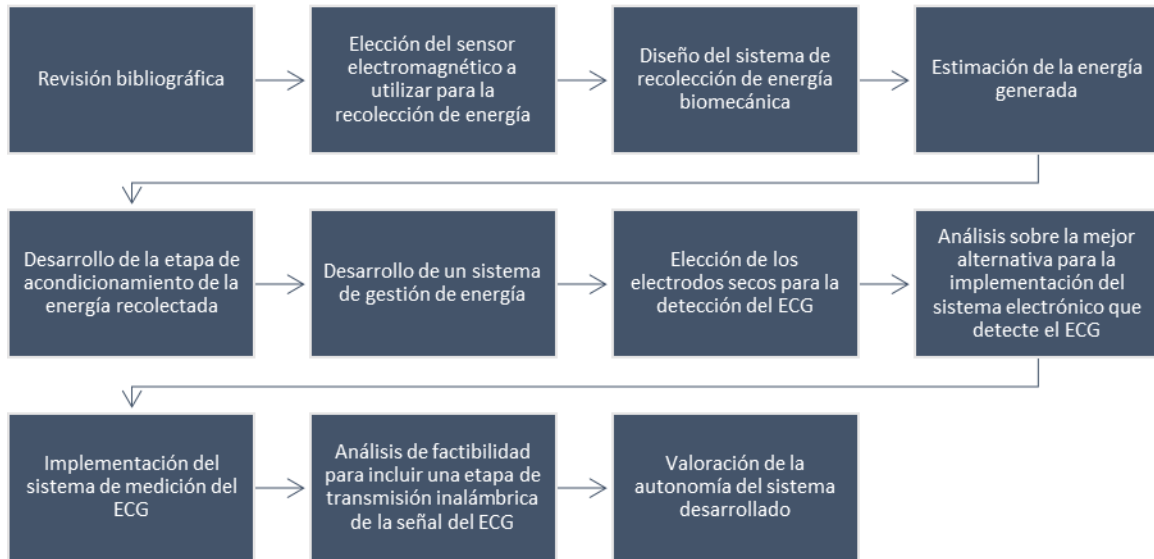


Figura 13. Esquema general de la metodología.

4.1. Revisión bibliográfica

Es necesario revisar continuamente el estado del arte para adquirir una visión más amplia de qué diseños se han propuesto, tanto para la recolección de energía, como para la medición del ECG con dos electrodos y también para poder comparar los progresos y resultados obtenidos con el estado del arte.

4.2. Elección del sensor electromagnético a utilizar para la recolección de energía

Se realizarán diversas pruebas para evaluar qué sensor electromagnético ofrece mejores resultados para la recolección de energía en un andador.

4.3. Diseño del sistema de recolección de energía biomecánica

Una vez elegido el sensor a utilizar, se desarrollará el sistema de recolección de energía.

4.4. Estimación de la energía generada

Se determinará la cantidad de energía eléctrica generada. Para esto, se harán pruebas caminando a distintas velocidades con el dispositivo de soporte de la marcha para evaluar la energía generada en cada caso.

4.5. Desarrollo de la etapa de acondicionamiento de la energía recolectada

En este paso se determinará qué acondicionamiento debe realizarse a la energía recolectada, en función del circuito de recolección; éste puede incluir rectificación, filtrado, de regulación de voltaje entre otros. Se determinará también el elemento de almacenamiento de energía del sistema.

4.6. Desarrollo de un sistema de gestión de energía

Desarrollar e implementar un sistema que permita gestionar la energía recolectada para poder realizar mediciones del ECG al menos durante intervalos de 5 segundos.

4.7. Elección de los electrodos secos para la detección del ECG

En esta fase se elegirán los electrodos que permitan adaptarse a la estructura del dispositivo de soporte de la marcha, y que a su vez garanticen un buen contacto entre el sujeto y los electrodos con el fin de obtener el ECG con una buena relación señal a ruido.

4.8. Análisis sobre la mejor alternativa para la implementación del sistema electrónico que detecte el ECG

En función de la energía recolectada y los electrodos secos disponibles, se determinará si es más conveniente utilizar un circuito integrado orientado a detectar el ECG o si se desarrollará un sistema propio para detectar dicha señal.

4.9. Implementación del sistema de medición del ECG

Una vez decidido cuál sistema de detección de ECG se usará, se procederá a implementar dicho sistema en la estructura del dispositivo de soporte de la marcha, de tal forma que no se vea afectada la forma cómo el sujeto utiliza dicho dispositivo.

4.10. Análisis de factibilidad para incluir una etapa de transmisión inalámbrica de la señal del ECG

Según la cantidad energía recolectada y el consumo del sistema de detección del ECG se analizará la factibilidad de usar un sistema de comunicación inalámbrica con el fin de observar la señal de ECG en dispositivo móvil. Para ello se valorarán las opciones actuales en el mercado.

4.11. Valoración de la autonomía del todo sistema desarrollado

Verificar la autonomía del sistema evaluando cuánto tiempo debe utilizarlo el usuario para lograr hacer una medición fidedigna del ECG y si el sistema necesita una batería.

5. Resultados

En la Figura 14, se muestra el péndulo electromagnético desarrollado. La masa móvil consta de tres imanes de Neodimio, cuyo recorrido coincide con cinco bobinas de tal forma que cuando el imán pase en frente de cada bobina se genere una fuerza electromotriz. Al implementar el péndulo en el andador (Figura 15), cada vez que el usuario inicie y termine la marcha, la aceleración y desaceleración hace que la masa móvil se mueva, generando una tensión eléctrica. En la Figura 15 se puede ver que también se ha agregado al andador una acelerómetro que permita estimar la aceleración al inicio de marcha, y la desaceleración al final de la marcha.

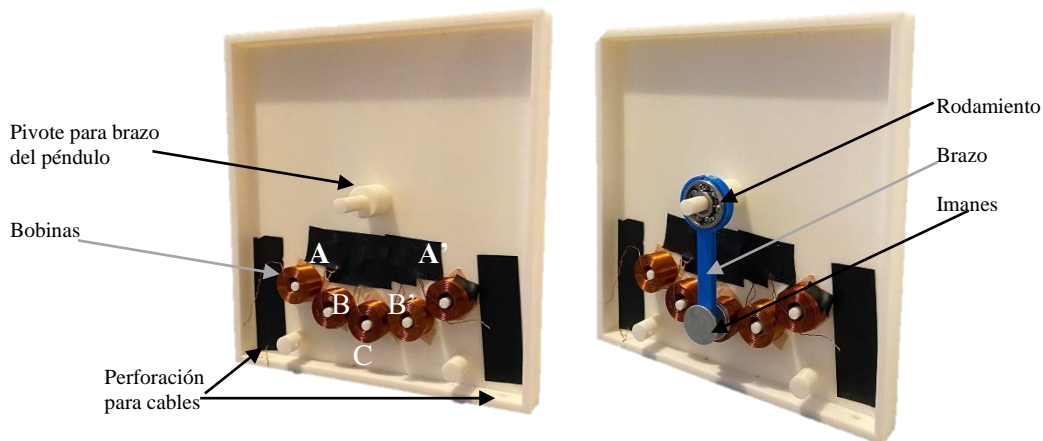


Figura 14. Péndulo electromagnético desarrollado.



Figura15. Péndulo electromagnético y acelerómetro incorporados en la estructura de un andador para personas mayores.

En la Figura 16 se muestra la tensión generada por el péndulo electromagnético debido a la marcha pausada de un sujeto usando el andador. También se observa la aceleración al inicio y al final de la marcha. Se puede ver como al inicio de la marcha empieza la generación de tensión, la cual continua incluso una vez que el andador se detiene. Esto se debe a la dinámica del péndulo simple, la cual sigue oscilando incluso en condiciones estáticas hasta que las fuerzas de amortiguamiento (fricción, electromagnético) detengan el movimiento por completo. La ventaja de esta propuesta es que, una vez que se inicie un nuevo ciclo de marcha, el péndulo iniciará su movimiento oscilatorio, generando energía.

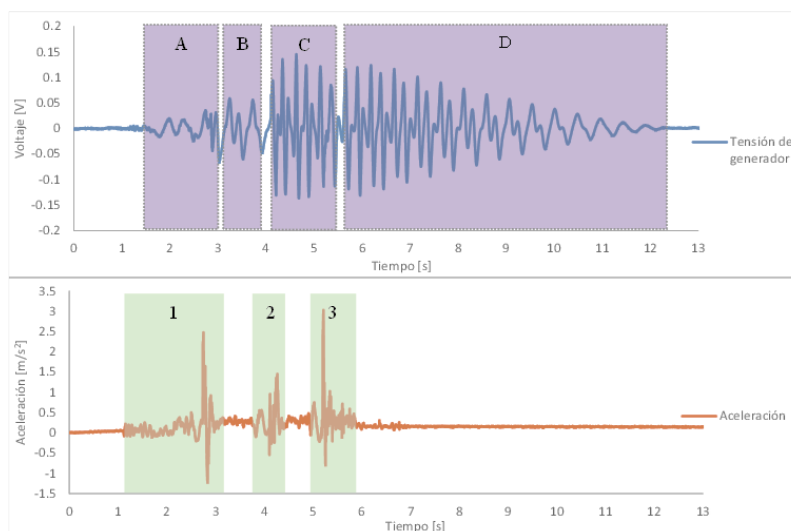


Figura 16. Tensión generada por el péndulo electromagnético durante el inicio y fin de la marcha con el andador.

En la Figura 17 se muestran los electrodos elegidos para detectar el ECG del usuario del andador. Son electrodos hechos con una tela de Faraday, de tal forma que se puedan adaptar a la agarraderas del andador. En la Figura 18 se muestra el módulo de la impedancia de los

electrodos, donde se puede ver que en el margen de frecuencia de interés (unos 40 Hz), los electrodos presentan una impedancia de unos 30 k Ω . Esto ayuda a identificar las necesidades de impedancia de entrada de la etapa frontal del Bioamplificador que se implementará para detectar el ECG.

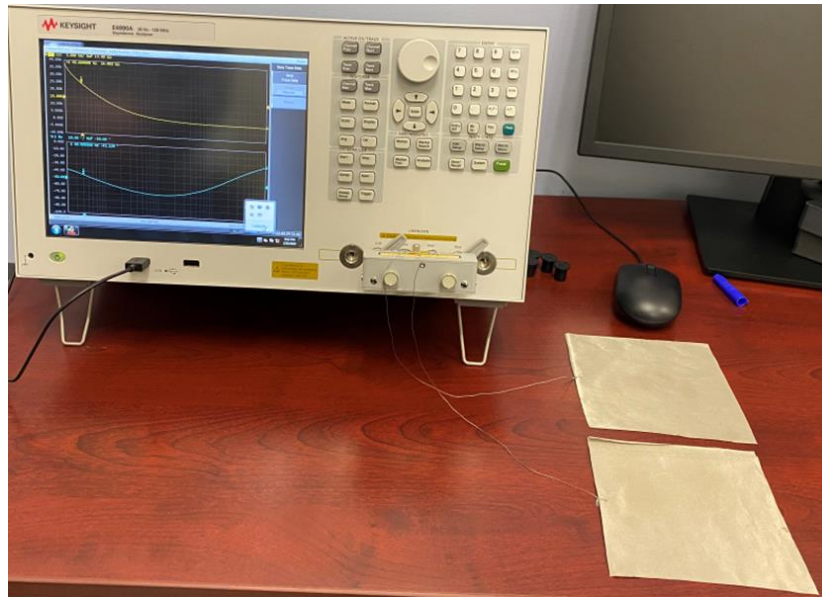


Figura 17. Electrodo textiles conectados al analizador de impedancia eléctrica Keysight E4990A.

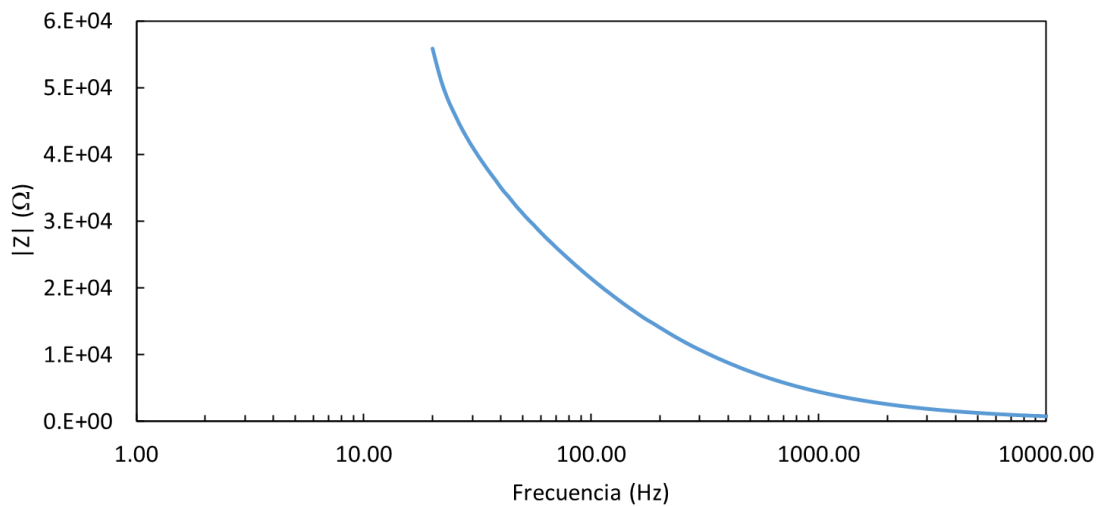


Figura 18. Módulo de la impedancia de los electrodos textiles respecto a la frecuencia.

Se realizaron pruebas en 10 sujetos siguiendo el protocolo descrito en el consentimiento informado (Anexo 11.3) y las características generales de cada sujeto se enlistan en la tabla 2.

Tabla 2. Características de los sujetos de prueba

Sujeto	Sexo	Edad	Altura (m)	Peso (kg)
1	Femenino	18	1.65	60
2	Femenino	25	1.57	52
3	Masculino	25	1.90	90
4	Masculino	26	1.68	56
5	Femenino	50	1.55	51
6	Masculino	21	1.83	110
7	Masculino	21	1.83	85
8	Masculino	26	1.72	70
9	Femenino	19	1.74	59
10	Masculino	25	1.78	25

En la Figura 19 se presenta la tensión de la salida del doblador de tensión durante la marcha del sujeto 3. La amplitud máxima pico-pico fue de 175.938 mVpp, lo cual implica que el voltaje generado por el péndulo electromagnético fue de unos 87 mVpp. En la Figura 20 se presenta el voltaje en el capacitor de almacenamiento durante la marcha del mismo sujeto. Esta gráfica tiene bastante ruido, lo cual es una constante en los resultados obtenidos en el resto de los voluntarios, ya que estaban en movimiento durante toda la prueba. En la gráfica, la carga máxima que se alcanzó en el generador es de aproximadamente 4 mV a los 250 s de movimiento, lo cual coincide con el momento donde se presenta el pico de voltaje que se muestra en la Figura 19. Considerando la capacitancia de 68 μF del condensador de almacenamiento, la máxima tensión de carga corresponde a una energía energía almacenada de unos 0.544 nJ.

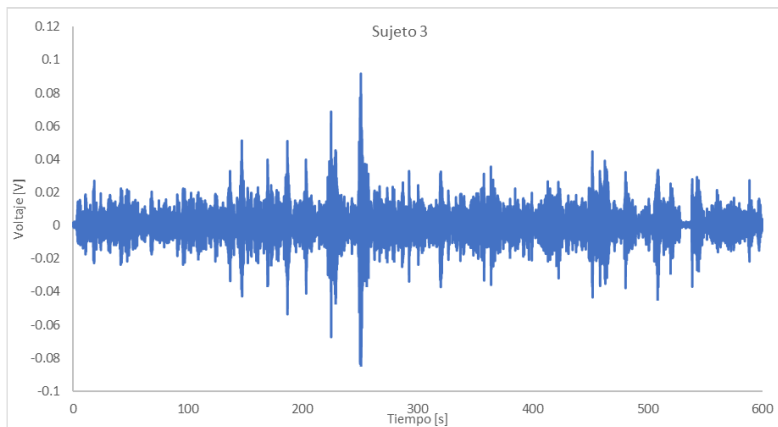


Figura 19. Tensión de salida del circuito doblador de tensión.

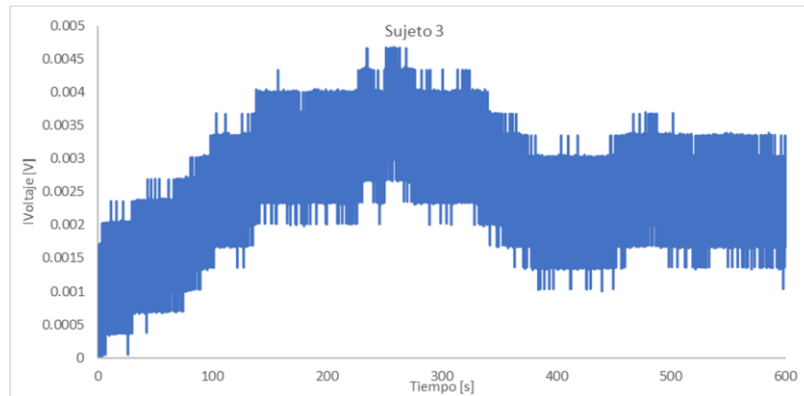


Figura 20. Tensión en el condensador de almacenamiento.

Las señales de ECG resultaron ser variables entre los sujetos, esto debido a sus diferentes condiciones físicas, ya que algunos de ellos después de las caminatas terminaban algo cansados, lo cual provocaba que la línea basal de la gráfica fuera inestable y la amplitud de la señal de ECG irregular. En la Figura 21 se muestra la señal de ECG obtenida del sujeto 1. La señal tiene una amplitud de 266.703 mVpp, se aprecia el complejo QRS, mientras que las ondas P y T están contaminadas por la interferencia de línea. Por lo tanto, esta señal solo serviría para estimar la frecuencia cardíaca.

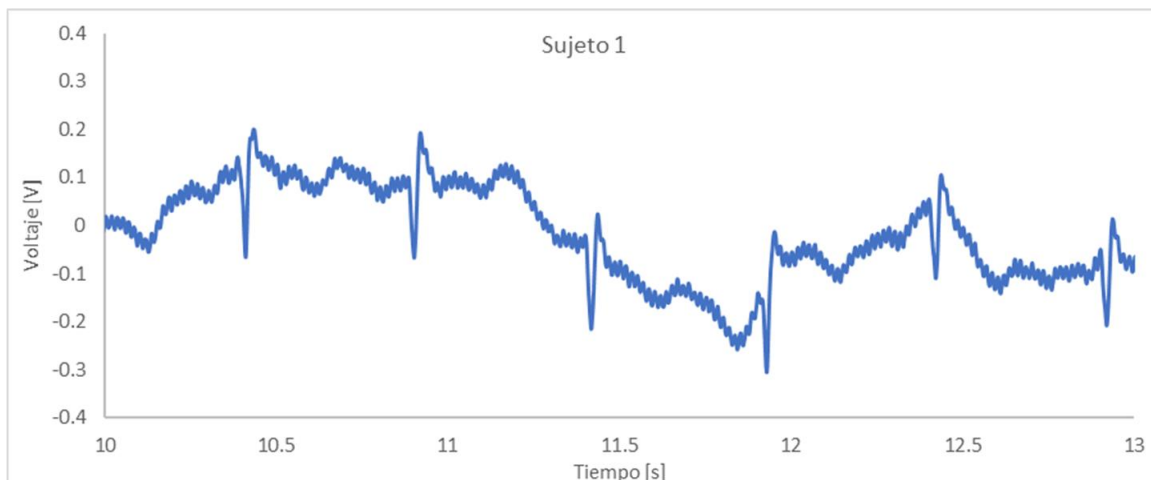


Figura 21. Señal de ECG obtenida durante las pruebas en el sujeto 1.

6. Productos generados

- Presentación de trabajo en el 44 Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica.
- Publicación de trabajo en memorias del 44 Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (CNIB2021).
- 3er lugar en el concurso estudiantil nivel posgrado "M. Sc. Fernando Berdichevsky Porteny" celebrado durante el CNIB2021.

7. Conclusiones

Se ha demostrado la factibilidad de generar energía a partir de una marcha lenta usando un andador. El recolector de energía desarrollado se basa en un péndulo electromagnético que aprovecha aceleración y desaceleración de la marcha para generar una fuerza electromotriz. La masa del recolector no implica un gasto metabólico

extra, lo que implica que el sujeto no requiere de un esfuerzo adicional al que se necesita para manipular un andador. En el caso de la detección del ECG, el tamaño y forma de los electrodos textiles fueron adecuados para ser adaptados a la estructura del andador, y su impedancia de contacto fue de unos 30 k Ω , lo suficiente para implementar un bioamplificador de dos electrodos sin necesidad de una impedancia de entrada diferencial muy elevada, lo que simplifica su diseño e implementación. El consumo del sistema de detección de ECG implementado fue de unos 61 μ A, unos 122 μ W si se alimenta a 2 V, y permitió detectar el ECG con una SNR superior a 25 dB, lo cual es suficiente para estimar la frecuencia cardíaca. A pesar de esto, el sistema de recolección de energía no fue capaz de generar suficiente energía para prescindir el uso de baterías, ya que solo fue capaz de generar unos 3 nJ, en el mejor de los casos.

8. Contribución e impacto del proyecto

Se propuso el uso de generadores electromagnéticos de tal forma que se aproveche la energía mecánica del movimiento de una andadera durante la marcha. En términos generales, se busca integrar un sistema de monitorización del ECG en una herramienta de soporte de la marcha de tal forma que tenga la suficiente autonomía para supervisar el estado de salud de un sujeto mientras usa la andadera. En el mejor de los casos, esto se puede realizar sin el uso de baterías recargables; en el peor escenario se deberán usar baterías, pero con periodos prolongados de recarga, lo cual contribuye a un menor desgaste de la batería.

9. Impacto económico, social y/o ambiental en la región

El hecho de que el sistema propuesto genere su propia energía contribuye al uso mínimo o nulo de baterías, lo cual impacta positivamente en dos importantes rubros: en lo económico, ya que el gasto en baterías (recargables o no recargables) ha aumentado gracias al uso incrementado de dispositivos portables; en lo ambiental: debido a que las baterías desechadas contribuyen enormemente a la contaminación ambiental, sobre todo en países donde no existe una política de reciclaje para este tipo de materiales de desechos.

10. Referencias (bibliografía)

- [1] T. Martin, E. Jovanov and D. Raskovic, "Issues in wearable computing for medical monitoring applications: a case study of a wearable ECG monitoring device," *Digest of Papers. Fourth International Symposium on Wearable Computers*, Atlanta, GA, USA, 2000, pp. 43-49, doi: 10.1109/ISWC.2000.888463
- [2] S. Roundy and S. Troler-McKinstry, "Materials and approaches for on-body energy harvesting", *MRS Bulletin*, vol. 43, no. 3, pp. 206-213, 2018
- [3] P. D. Mitcheson, "Energy harvesting for human wearable and implantable bio-sensors," *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Buenos Aires, 2010, pp. 3432-3436, doi: 10.1109/IEMBS.2010.561 com 952
- [4] Y. Chong, W. Ismail, K. Ko and C. Lee, "Energy Harvesting For Wearable Devices: A Review," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 20, pp. 9047-9062, 15 Oct.15, 2019, doi: 10.1109/JSEN.2019.2925638.
- [5] E. Sazonov, "Energy Harvesting at the Human Body" in "*Wearable Sensors*" L. Mateu, T. Dräger, I. Mayordomo and M. Pollak. Academic Press: United States, 2014. pp. 235-298
- [6] L. Mateu, T. Dräger, I. Mayordomo, M. Pollak, "Energy harvesting at the human body," *Wearable Sensors*, pp. 235-298, 2014, DOI 10.1016/B978-0-12-418662-0.00004-0
- [7] M. Niroomand and H. Reza. "A rotary electromagnetic microgenerator for energy harvesting from human motions," *Journal of applied research and technology*, vol. 14, no. 4, pp. 259-267, 2016
- [8] C. Saha, T. O'Donnell, N. Wang and P. McCloskey, "Electromagnetic generator for harvesting energy from human motion," *Sensor and Actuators*, vol. 147, pp. 248 - 253, 2008

- [9] E. Frontoni and A. Gatto, "Energy Harvesting for Smart Shoes: A Real Life Application" in International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, 2013, pp. 1-6
- [10] M. Cai and W. -H. Liao, "Design, Modeling, and Experiments of Electromagnetic Energy Harvester Embedded in Smart Watch and Wristband as Power Source," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 26, no. 4, pp. 2104-2114, Aug. 2021, doi: 10.1109/TMECH.2020.3032536
- [11] M. Marszał, B. Witkowski, K. Jankowski, P. Perlikowski, T. Kapitaniak, "Energy harvesting from pendulum oscillations," *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 94, pp- 251-256, Sep 2017, DOI 10.1016/j.ijnonlinmec.2017.03.022
- [12] B. Lee, G. Chung, "Design and analysis of a pendulum-based electromagnetic energy harvester using anti-phase motion," *IET Renewable Power Generation*, vol. 10, no. 10, pp.1625-1630, Nov 2016. DOI 10.1049/iet-rpg.2015.0396
- [13] D. Castagnetti, "A simply tunable electromagnetic pendulum energy harvester," *Meccanica*, vol. 54, pp. 749-760, 2019, DOI. 10.1007/s11012-019-00976-7
- [14] H. Sato and T. Yachi, "Harvesting electric power with a cane for radio communications," *2015 International Conference on Renewable Energy Research and Applications (ICRERA)*, 2015, pp. 292-295, doi: 10.1109/ICRERA.2015.7418712.
- [15] N. S. Midi, N. A. M. Idris, S. H. Yusoff and N. A. M. Ripah, "Evaluation of Energy Harvesting for Smart Cane Application," *2021 8th International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCCE)*, 2021, pp. 110-114, doi: 10.1109/ICCCCE50029.2021.9467150.
- [16] C.V. Nguyen *et al* "Hybrid Solar-RF Energy Harvesting Systems for Electric Operated Wheelchairs," *Electronics*, vol. 9, no. 5, p. 752, 2020.
- [17] J. R. A. Fredey, "Análisis del estado actual de la tecnología Energy Harvesting," Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Facultad Tecnológica - Tecnología en Electricidad, Bogotá, Colombia, 2018.
- [18] R. Pallás-Areny and J. Webster, *Sensors and Signal Conditioning*, Ed. Wiley Inter-science, 2nd edition, 2001.
- [19] F. C. Pimentel Ulhôa, P. A. A. Magalhães, R. A. de Souza Floriano and V. N. Coutinho, "Electric power generation with piezoelectricity for cargo ships," *2017 Twelfth International Conference on Ecological Vehicles and Renewable Energies (EVER)*, Monte Carlo, 2017, pp. 1-8, doi: 10.1109/EVER.2017.7935884.
- [20] M. E. Kiziroglou and E. M. Yeatman, "Materials and techniques for energy harvesting," in *Functional Materials for Sustainable Energy Applications*, J. Kilner et al., London: Woodhead Publishing Limited, 2012, pp. 541-572.
- [21] B. Maamer, A. Boughamoura, A. Fath El-Bab, L. A. Francis and F. Tounsi, "A review on design improvements and techniques for mechanical energy harvesting using piezoelectric and electromagnetic schemes," *Energy Conversion and Management*, vol. 199, no. 1, pp. 111973, 2019, doi 10.1016/j.enconman.2019.111973.
- [22] H. S. Kim, J. H. Kim, J. Kim, "A review of piezoelectric energy harvesting based on vibration," *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* vol. 12, pp. 1129–1141, 2011, doi:10.1007/s12541-011-0151-3.
- [23] A. Donate, "Inducción electromagnética. Bobinas II," in *Principios de electricidad y electrónica II*, Barcelona, España: Marcombo, 1999, ch. 4, pp. 80-81.
- [24] M. Zhou, M. S. Hammadi, A. Furjan, J. Zou, W. Liu, "A review on heat and mechanical energy harvesting from human – Principles, prototypes and perspectives," *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 82, no. 3, pp. 3582-3609, 2018.
- [25] K. Nakada, I. Nakajima, J. Hata, and M. Ta, "Study on Vibration Energy Harvesting with Small Coil for Embedded Avian Multimedia Application," *Journal of Multimedia Information System*, vol. 5, no. 1, pp. 47–52, Mar. 2018.
- [26] M. Cai, Z. Yang, J. Cao, W. Liao, "Recent Advances in Human Motion Excited Energy Harvesting Systems for Wearables," *Energy Technol.*, vol. 8, pp. 1-17, 2020.
- [27] G. E. Niell and A. A. Elvin, "An experimentally validated electromagnetic energy harvester," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 330, pp. 2314 - 2324, 2011.

- [28] P. Onorato y A. Ambrosio, Anna, "Magnetic damping: Integrating experimental and theoretical analysis," *American Journal of Physics*. vol. 80, pp. 27-35, 2021.
- [29] *Electromagnetic Damping of a Compound Pendulum National*, Institute of Science Education and Research. Accesado el 19 de Sep 2021 [En línea]. Disponible en: https://www.niser.ac.in/sps/sites/default/files/basic_page/Study%20of%20Electromagnetic%20Damping.pdf
- [30] M. Musharraf, I.U. Khan, N. Khan, "Design of an Oscillating Coil Pendulum Energy Generating System. Musharraf, I. U. Khan, N. Khana," *Procedia Computer Science*, vol. 32, pp. 639-646, 2014.
- [31] S. G. Burrow, P. D. Mitcheson, B. H. Stark, "Power Conditioning Techniques for Energy Harvesting" in *Advances in Energy Harvesting Methods*, N. Elvin y A. Erturk, New York, NY: Springer, 2013, pp 323-343.
- [32] H. Ibrahim, A. Ilinca and J. Perron, "Energy storage systems—Characteristics and comparisons," *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 12, no. 5, pp. 1221-1250, 2008.
- [33] Tanjim, M. Ishman, M. Zannat and N. Banik, "Study of AC to DC Converter," Bachelor of Science, BRAC University, Gazipur, Dhaka, 2018.
- [34] T. R. Kuphaldt, *Voltage Multipliers (Doublers, Triplers, Quadruplers, and More)*, Bellingham Technical College, Accesado el 19 de Sep 2021. [En línea]. Disponible en: <https://workforce.libretexts.org/@go/page/1768>
- [35] F. Sarı y Y. Uzun, "A Comparative Study: Voltage Multipliers for RF Energy Harvesting System," *Commun. Fac. Sci. Univ. Ank. Series*, vol. 61, no. 1, pp. 12-23, 2019
- [36] A. Torres, J. Estevez, J. Téllez, R. Senén y J. Pérez, "Análisis y diseño de un convertidor Buck-Boost," *La Mecatrónica en México*, vol. 8, no. 2, pp. 65-80, 2019.
- [37] X. Cao, W. Chiang, Y. King and Y. Lee, "Electromagnetic Energy Harvesting Circuit With Feedforward and Feedback DC–DC PWM Boost Converter for Vibration Power Generator System," in *IEEE Transactions on Power Electronics*, vol. 22, no. 2, pp. 679-685, March 2007.
- [38] Z. G. Wan, Y. K. Tan and C. Yuen, "Review on energy harvesting and energy management for sustainable wireless sensor networks," *2011 IEEE 13th International Conference on Communication Technology*, Jinan, 2011, pp. 362-367.
- [39] D. I. Burvano, "Regulador de Voltaje por Conmutación," Bc. Engineering, Universidad Politécnica de Ecuador, Quito, Ecuador, 1974.
- [40] G. Adie, y O. Osibanjo, (2009). "Assessment of soil-pollution by slag from an automobile battery manufacturing plant in Nigeria," *African Journal of Environmental Science and Technology*. Vol. 3 No. 9, pp. 239-250, 2009.
- [41] E. Semu, B. Singh, A. Selmer-Olsen, "Mercury pollution of effluent, air, and soil near a battery factory in Tanzania," *Water, Air, and Soil Pollution*, vol. 27, pp. 141-146, 1986.
- [42] G. Liu, Y. Yu, J. Hou, W. Xue, X. Liu, Y. Liu, W. Wang, A. Alsaedi, T. Hayat, Z. Liu, "An ecological risk assessment of heavy metal pollution of the agricultural ecosystem near a lead-acid battery factory," *Ecological Indicators*, vol. 47, pp. 210-218, 2014.
- [43] T. Fujimori, A. Eguchi, T. Agusa, T. Nguyen, Go Suzuki, S. Takahashi, P. Hung, S. Tanabe y H. Takigami, "Lead contamination in surface soil on roads from used lead–acid battery recycling in Dong Mai, Northern Vietnam," *J Mater Cycles Waste Manag*, vol. 18, pp. 599–607, 2016.
- [44] P. F. Ribeiro, B. K. Johnson, M. L. Crow, A. Arsoy and Y. Liu, "Energy storage systems for advanced power applications," in *Proceedings of the IEEE*, vol. 89, no. 12, pp. 1744-1756, Dec. 2001. doi: 10.1109/5.975900
- [45] P. Simon, Y. Gogotsi, B. Dunn, "Where Do Batteries End and Supercapacitors Begin?," *Science*, vol. 343, no. 6176, pp. 1210-1211, 2014.
- [46] R. Kötz y M. Carlen, "Principles and applications of electrochemical capacitors," *Electrochimica Acta*, vol. 45, no. 15-16, pp. 2483-2498, 2000.
- [47] K. Bertrand, M. H. Raymond, G. Martin, L. Demer, "Walking Aids for Enabling Activity and Participation: A Systematic Review," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 96, no. 12, pp. 894-903, 2017.

- [48] D. Kingston, S. Ferwerda, C. Fontaine, M. Keeping, J. Stewart, R. Ward, J. Zapski, K. Collings, S. Essien, A. Zucker, "Implications of Walking Aid Selection for Nonweightbearing Ambulation on Stance Limb Plantar Force, Walking Speed, Perceived Exertion, and Device Preference in Healthy Adults 50 Years of Age and Older," *Foot & Ankle Orthopaedics*, 2021.
- [49] R. de Mettelinge, D. Cambier, "Understanding the relationship between walking aids and falls in older adults: a prospective cohort study," *J Geriatr Phys Ther*, vol. 38, no. 3, pp. 127-132, 2015.
- [50] R. Gooberman-Hill, S. Ebrahim, "Making decisions about simple interventions: older people's use of walking aids," *Age and Ageing*, vol. 36, Issue 5, pp. 569–573, 2007.
- [51] M. Mundt, J. Batista, B. Markert, C. Bollheimer y T. Laurentius, "Walking with rollator: A systematic review of gait parameters in older persons," *European Review of Aging and Physical Activity*, vol. 16, 2019.

11. Anexos

11.1 Taxonomía de los Roles de Colaborador (con las actividades logradas)

Roles	Definición de los roles	Nombre de él(la) investigador(a)	Figura	Grado de contribución	Actividades logradas durante el proyecto	Tiempo promedio semanal (en horas) dedicado al proyecto
1. Responsabilidad de la dirección del proyecto	Coordinar la planificación y ejecución de la actividad de investigación. Organiza los roles de cada colaborador, tiene la habilidad de identificar potenciales de cada individuo para generar una sinergia de equipo colaborativo.	Rafael Eliecer González Landaeta	Director del proyecto	Principal	Gestión de las actividades de investigación y experimentación dentro del proyecto.	2
2. Desarrollo de la metodología y recopilación de datos	Contribuir con el diseño de la metodología. Implementar los procedimientos experimentales para la validación de los modelos teóricos. Ejecutar las estrategias propuestas en acciones encaminadas a obtener la información, haciendo la recopilación de datos	Verónica Ramos Rosales	Diseñador de la metodología y recopilador de datos	Principal	Diseño y ejecución de los procedimientos experimentales para la adquisición de datos y validación de los modelos.	4
3. Elaboración del análisis formal de la investigación	Aplicar métodos estadísticos, matemáticos, y teóricos para analizar o sintetizar los datos del estudio. Verifica los resultados preliminares de cada etapa del análisis, los experimentos implementados y otros productos comprometidos en el proyecto.	Verónica Ramos Rosales	Analista de datos	Principal	Propuesta de modelos matemáticos y electrónicos para el diseño de cada una de las etapas del proyecto.	4
		Rafael Eliecer González Landaeta	Analista de datos	De apoyo	Revisión de los modelos desarrollados.	1
4. Preparación, creación y/o presentación de	Preparar la redacción del reporté técnico de avance parcial y el reporte técnico final. Se hace la revisión crítica,	Rafael Eliecer González Landaeta	Editor de reportes técnicos	Principal	Redacción del reporte técnico final después de haber recopilado toda la información	2

los productos o entregables	la recopilación de las observaciones y comentarios del grupo de investigación. Y finalmente se procede a la edición del documento a entregar.				derivada de la investigación	
El Dr. Ernesto Sifuentes de la Hoya ha sido excluido el proyecto debido a que no ha participado activamente en la ejecución de este. El motivo se debe a que el Dr. Sifuentes ha atendido otros compromisos académicos y de gestión.						

11.2 Estudiantes participantes en el proyecto

Nombre de estudiante(s)	Matrícula	Tiempo promedio semanal (en horas) dedicado al proyecto	Actividades logradas en la ejecución del proyecto
Verónica Ramos Rosales	199005	8	<ul style="list-style-type: none"> • Desarrollo de un péndulo electromagnético. • Desarrollo de los modelos que describen el movimiento de un péndulo. • Caracterización de electrodos textiles. • Estimación de la energía recolectada a partir del uso de un andador. • Implementación de un sistema de detección de ECG mediante dos electrodos. • Implementación de un protocolo de medida para realizar pruebas en sujetos sanos. • Análisis y presentación de los resultados.

11.3 Consentimiento informado avalado por el comité de ética institucional

Carta de consentimiento informado

A través de este consentimiento se manifiesta que:

Se le está invitando a participar en el proyecto de investigación "**Desarrollo de un sistema de recolección de energía mediante un dispositivo de soporte de la marcha para detectar el ECG mediante dos electrodos secos**", que tiene como objetivo: Desarrollar un sistema de recolección de energía mediante principios electromagnéticos para alimentar a un sistema de detección del ECG incorporado en una herramienta de soporte de la marcha. Para ello, primeramente, se debe realizar una marcha pausada usando un andador para adultos durante unos diez (10) minutos. Posteriormente, se detecta el ECG (registro de la actividad eléctrica del corazón) mediante electrodos secos incorporados en el andador. Los electrodos secos son láminas de metal que se colocarán en las zonas de agarre del andador. Para detectar el ECG, se debe suspender la marcha con el andador, y cada mano debe hacer contacto con cada electrodo durante treinta (30) segundos. El equipo electrónico usado para recolectar la energía y para acondicionar la señal de ECG no tendrán contacto directo con el cuerpo, pero sí serán incorporados en la estructura del andador. Como el sistema se alimentará mediante la energía recolectada durante la marcha, no se usarán baterías, ni cables de conexión a la red eléctrica. Se usará una computadora portátil alimentada a pilas para registrar y guardar todos los datos.

Para obtener una buena significancia estadística, se le realizará la prueba dos (2) veces, con un periodo de descanso de cinco (5) minutos entre cada medida, por lo que todo el procedimiento durará, aproximadamente, unos treinta (30) minutos.

Su participación consiste en sujetar el andador con sus dos manos y realizar una marcha pausada (inicio y detención de la marcha) durante diez (10) minutos. Una vez transcurrido este tiempo, debe detener la marcha, y colocar cada una de sus manos sobre cada electrodo. El sistema detectará el ECG de forma automática durante treinta (30) segundos, aproximadamente.

Antes de realizar la prueba se le pedirá información de su edad, estatura y peso.

Los criterios de exclusión para este estudio (sujetos que no pueden participar en esta prueba) son: padecimiento de cualquier enfermedad cardíaca, hipertensión arterial, embarazo o ser menor de edad.

Usted puede abandonar el estudio en el momento que lo desee sin que eso conlleve a algún tipo de repercusión. Los investigadores le garantizan la confidencialidad de todos los datos que se deriven de este estudio.

Esta prueba no representa ningún tipo de riesgo para su salud.

Este estudio representa un avance en el desarrollo de sistemas electrónicos portables de monitoreo de la salud que no requieren de baterías para trabajar. Los investigadores se comprometen a explicar a los participantes, si así lo requieren, la información actualizada obtenida del estudio, sin que esto signifique gasto alguno.

Se me ha explicado que mi participación es voluntaria y que puedo abandonar el estudio en el momento que lo desee.

Declaro que todo lo que se ha mencionado en este documento me fue explicado verbalmente.

Con fecha _____ y, habiendo comprendido lo anterior y una vez que se me aclararon todas las dudas que surgieron con respecto a mi participación, acepto participar en el estudio antes mencionado.

Nombre, firma y/o huella digital del paciente o responsable legal

Nombre y firma del testigo 1

Dirección:

Relación que guarda con el participante: _____

Este documento se extiende por duplicado, quedando un ejemplar en poder del sujeto de investigación o de su representante legal y el otro en poder del investigador. Queda entendido que este documento estará disponible para su consulta y deberá ser conservado por el investigador responsable durante un mínimo de 5 años (NOM-004-SSA3-2012).

Para preguntas o comentarios comunicarse con el Dr. Rafael Elecer González Landaeta, Responsable del Proyecto, al teléfono 6884841 ext. 4243 y correo electrónico rafael.gonzalez@uacj.mx.