

**Título del Proyecto
de Investigación a que corresponde el Reporte Técnico:**

Recolección de energía biomecánica mediante un sistema vestibular capaz de detectar el pulso cardíaco

Tipo de financiamiento

Sin financiamiento

Autores del reporte técnico:

Dr. Rafael Eliecer González Landaeta
Dr. Ernesto Sifuentes de la Hoya.
Ing. Omar Alberto Méndez Lira (estudiante de maestría)

Cierre del proyecto titulado: Recolección de energía biomecánica mediante un sistema vestible capaz de detectar el pulso cardiaco

Resumen del reporte técnico en español (máximo 250 palabras)

En este trabajo, se propone un sistema vestible tipo guante completamente autónomo. El guante cuenta con un sistema recolector de energía y un circuito para la detección del pulso cardiaco el cual es alimentado a partir de la energía recolectada. Para esto, cinco sensores de fluoruro de polivinilideno (PVDF) tipo film fueron montados sobre el guante de manera que coincidieran con la articulación interfalángica posterior del dedo pulgar y con las articulaciones interfalángicas proximales posteriores de cada uno de los otros cuatro dedos. La energía recolectada primero es acondicionada y luego es almacenada en un condensador cerámico de 68 μF ; posteriormente, dicha energía se usa para alimentar a un sistema electrónico, el cual es un circuito sin baterías capaz de detectar el pulso cardiaco del sujeto que lleva puesto el guante. Para la gestión de la energía, se ha propuesto un circuito PMC (del inglés *Power Management Circuit*), sin baterías, para alternar entre la fase de recolección y entrega de la energía. Adicionalmente, el sistema propuesto incluye una etapa de protección contra sobretensiones; de esta manera, la fase de recolección de energía puede continuar indefinidamente sin el riesgo de dañar los componentes electrónicos. Para probar el sistema propuesto, un sujeto se colocó el guante y usó un teclado y un ratón de computadora durante 10 minutos. La energía recolectada fue suficiente para detectar el pulso cardiaco durante unos 17 segundos, tiempo suficiente para estimar la frecuencia cardiaca de un sujeto.

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

In this work, a wearable glove-shaped autonomous system is proposed. The wearable includes an energy harvesting system in addition to a cardiac pulse detection circuit, which is powered by the harvested energy. For this, five polyvinylidene difluoride (PVDF) film-type sensors were mounted on the glove as to coincide with the posterior interphalangeal joint of the thumb and on the posterior proximal interphalangeal junctions of each of the other four fingers. The harvested energy is first conditioned and then stored in a 68 μF ceramic capacitor; later, that energy is used to power an electronic system, a battery-less circuit able to detect the cardiac pulse of the person using the glove. For energy management, a battery-less Power Management Circuit (PMC) was proposed to toggle between the harvesting and delivery phases. Besides, the proposed system includes an over-voltage protection stage; thus, energy harvesting can last indefinitely without damaging the electronic components. To test the proposed system a subject wore the glove and used a computer keyboard and mouse for 10 minutes. The harvested energy was enough to detect the cardiac pulse for over 17 seconds, long enough to estimate a subject's heart rate.

Palabras clave: Energía biomecánica, Pulso cardiaco, Recolección de energía, Sistema vestible.

Usuarios potenciales (del proyecto de investigación)

El prototipo desarrollado en este proyecto está orientado para que pueda ser usado por cualquier persona que desee obtener información de su frecuencia cardiaca mientras realiza actividades rutinarias, como usar una computadora, un teléfono móvil o una tableta electrónica.

Reconocimientos

El desarrollo de este trabajo contó con la participación a tiempo completo del estudiante de Maestría, Ing. Omar Alberto Méndez Lira, matrícula 183006, el cual obtuvo la mención honorífica en el Programa de Maestría de Ingeniería Eléctrica gracias a los resultados obtenidos en este trabajo y a su desempeño durante sus estudios de maestría.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años el monitoreo continuo del estado de salud de los individuos se ha convertido en un tema de gran interés para la comunidad científica e industrial debido al incremento en la demanda de servicios de salud por parte de la población [3]. Habitualmente, la atención médica es ejercida únicamente dentro de las diversas instituciones de salud. No obstante, una atención fuera de un ambiente hospitalario tiene un impacto positivo en la calidad de vida de las personas. Esta atención puede constar del monitoreo de signos fisiológicos como: el monitoreo del pulso cardiaco y la presión arterial para pacientes con hipertensión, trazados en tiempo real del electrocardiograma para pacientes con problemas cardiacos y sistemas de control para la administración de insulina en pacientes diabéticos [4].

Para lograr este objetivo se ha desarrollado una variedad de dispositivos médicos implantables o que se montan sobre el cuerpo humano (también conocidos como sistemas vestibles). Estos dispositivos incrementarán significativamente la calidad de vida del individuo si no son obstructivos. En el caso de los sistemas vestibles, Kumari et al [5], definen que los sistemas deben garantizar la seguridad del usuario en todo momento, ofrecer un diseño compacto, resistencia a factores ambientales, seguridad de la información y tener un bajo consumo eléctrico.

Debido a esto, se busca el desarrollo de dispositivos autónomos que no requieran ningún tipo de mantenimiento, como lo es el reemplazo de baterías. Una posible solución a este problema es utilizar baterías con una vida útil igual o mayor a la vida útil del dispositivo, lo cual implica el uso de baterías de gran capacidad energética. Sin embargo, esta solución conlleva un incremento en el tamaño del dispositivo y como consecuencia una menor comodidad para el usuario [6]. Gracias a los avances en el desarrollo de dispositivos de bajo consumo ha surgido una nueva alternativa para resolver esta

problemática: recolectar energía disponible en el ambiente o en el cuerpo humano para generar energía eléctrica. En el caso del cuerpo humano, la energía biomecánica es considerada una gran fuente de energía [7]. Mediante esta alternativa, se busca desarrollar dispositivos médicos vestibles autónomos.

2. PLANTEAMIENTO

- Antecedentes

La idea de la recolección de energía generada por el cuerpo humano parte del hecho de que el gasto energético diario promedio de una persona es de $1.07 * 10^7$ J, cantidad equivalente a la energía de 800 pilas AA (2500 mAh). Sin embargo, una parte considerable de esta energía es liberada en forma de calor y movimiento [7]. El movimiento de las extremidades superiores puede disipar hasta 60 Watts (W). En el caso específico de los movimientos de la mano, cuando un sujeto usa un teclado para computadora puede requerir de 6.9 mW si se supone un ritmo de escritura de 40 palabras por minuto [8]. A partir de esto, surge la idea de aprovechar una parte de la energía liberada por el cuerpo humano con el propósito de convertirla en energía eléctrica mientras un sujeto utiliza, no solo una computadora, sino algún otro dispositivo móvil, como un teléfono o una tableta electrónica. En la literatura también se ha presentado una amplia gama de trabajos acerca de la generación termoeléctrica a partir del calor humano [9], llegando incluso a productos comerciales como el reloj térmico de Seiko [4]. No obstante, la relativamente baja potencia de salida de esta tecnología ha ocasionado un mayor interés en la recolección de la energía biomecánica específicamente a través del efecto piezoeléctrico.

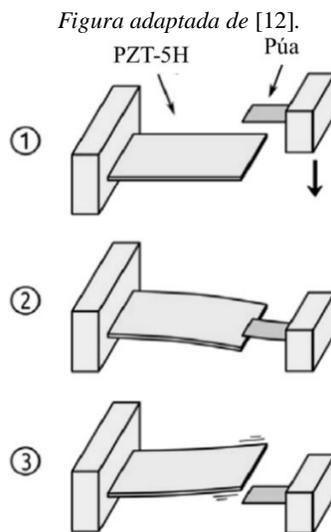
En 2001, Shenck y Paradiso [10] propusieron un sistema recolector de energía basado en sensores piezoeléctricos el cual se montó en las suelas de unos zapatos. De esta manera la energía eléctrica es producida por las fuerzas ejercidas sobre la suela del zapato en cada paso. En este trabajo los autores realizaron dos pruebas. La primera consistió en recolectar la energía disipada en la zona de los metatarsos utilizando un film de fluoruro de polivinilideno (PVDF). En la segunda metodología se colocó un sensor de titanato zirconato de plomo (PZT) en la zona del talón. Con la primera prueba se obtuvo una potencia promedio de 1.3 mW en una carga de 250 k Ω a una frecuencia de marcha de 0.9 Hz. Con la segunda prueba se obtuvo una potencia de 8.4 mW en una carga de 500 k Ω a una frecuencia similar. Para demostrar la viabilidad y utilidad del sistema de recolección de energía desarrollado, los autores implementaron un sistema de identificación por radiofrecuencia (RFID) alimentado por la energía recolectada.

Los sistemas recolectores de energía también han sido aplicados a objetos de uso común. En el año 2007, un grupo de investigadores [11] desarrollaron el modelo experimental de una mochila capaz de generar electricidad a partir de las fuerzas diferenciales entre el sujeto y la mochila. Para esto fue necesario reemplazar las correas tradicionales de la mochila por unas hechas de PVDF. En dicho estudio se predijo teóricamente la potencia producida por la mochila dependiendo del grosor del material, el número de correas utilizadas y su modo de conexión (paralelo o serie). Los resultados obtenidos sugieren la posibilidad de obtener una potencia de 45.6 mW.

En el año 2011, Michele Pozzy y Meiling Zhu propusieron una estrategia para aumentar la frecuencia de trabajo en un sistema recolector de energía piezoeléctrico [12]. El uso de esta estrategia incrementa la eficiencia del sistema pues se permite que los elementos piezoeléctricos vibren a su frecuencia de resonancia incluso si la frecuencia del estímulo es menor. El principio de funcionamiento de esta estrategia se ilustra en la Figura 2.1. El primer paso consiste en el acercamiento de la púa al material piezoeléctrico PZT (Figura 2.1(1)). Después, se realiza el paso de carga al flexionar el material usando la púa (Figura 2.1(2)). Finalmente se libera rápidamente la tensión ejercida por la púa sobre el material ocasionando que el material piezoeléctrico empiece a vibrar a su frecuencia de resonancia durante un periodo de tiempo (Figura 2.1(3)); es durante estas vibraciones cuando una parte de la energía mecánica es convertida a energía eléctrica. Esta estrategia se implementó en un sistema rotatorio colocado en la rodilla. El sistema tiene la capacidad de generar una potencia eléctrica de varios mW durante la marcha humana.

FIGURA ERROR! NO TEXT OF SPECIFIED STYLE IN DOCUMENT..1

Estrategia propuesta por Pozzy y Zhu para aumentar la frecuencia de trabajo del material piezoeléctrico



En 2014 se propusieron sistemas recolectores de energía basados en compósitos de fibra piezoeléctrica (PFC, del inglés *Piezoelectric Fiber Composites*) [13]. En este trabajo, Delnavaz y Voix desarrollaron un dispositivo que recolecta la energía generada por el movimiento de la mandíbula. Para esto, el dispositivo se monta en la cabeza y una tira de PFC es colocada en el mentón. Los resultados indican la existencia de una relación directa entre el ajuste de la PFC y la generación de energía. Entre más se ajuste la PFC, mayor será la energía generada, pero el esfuerzo del usuario será mayor. Los autores reportaron un punto de equilibrio para esta condición en donde se genera una potencia de $7 \mu\text{W}$.

Woo-Suk Junt et al.[14], en 2015 propusieron un generador piezoeléctrico curvo basado en un film tipo PVDF. La energía total generada a partir del movimiento de presionar y soltar el generador fue lo suficientemente grande para encender 476 LEDs comerciales. El rendimiento del generador en bajas frecuencias se midió para una amplitud de 1.2 mm y una velocidad de 264 mm/s. A una frecuencia de excitación de 35 Hz, el generador

produjo ~ 45 V en condiciones de circuito abierto y una corriente de ~ 225 μ A en condiciones de corto circuito, siendo estos los máximos valores obtenidos, pues, la frecuencia natural del generador se encuentra en 35 Hz. Al añadir un circuito regulador de voltaje bq25504 de Texas Instruments, el sistema fue capaz de ser aplicado a dos sistemas vestibles: un reloj y unos zapatos. Para el caso del reloj, al realizar seis movimientos frecuentes en la vida diaria (rotación de la muñeca, flexión y extensión de la muñeca, flexión y extensión del codo, al correr, al tocar levemente el reloj y al sujetar el reloj) se obtuvieron tensiones eléctricas de salida mayores a 5 V alcanzando incluso ~ 22 V al sujetar el reloj. Para los seis escenarios la corriente de salida medida fue mayor a 5 μ A, alcanzando los 50 μ A para el movimiento cinco. Por otro lado, en el caso del zapato a una caminata de 0.5 Hz se obtuvo una tensión promedio de ~ 25 V y una corriente de ~ 20 μ A, en condiciones de circuito abierto y corto circuito respectivamente. Estos últimos valores aumentaron a ~ 40 V y ~ 47 μ A al correr.

En el año 2016, Youngsu Cha et al. [15], realizaron un estudio sobre la recolección de energía al hacer clic y doble clic en un ratón de computadora. Para esto incorporaron un film tipo PVDF en un guante y en un dedo robótico. Los autores reportan una recolección de energía óptima cuando la resistencia de carga es igual a la impedancia del material piezoeléctrico a la frecuencia fundamental de la entrada. La máxima energía recolectada se encuentra en el rango de 1 a 10 nJ. En ese mismo año, G. De Pasquale et al. [16], reportaron el desarrollo de la interfaz humano-máquina “GoldFinger”. Dicha interfaz consiste en un guante que se comunica con una máquina por medio de una cámara. De esta manera la máquina reconoce el movimiento y el patrón de encendido de un LED el cual se encuentra colocado en el guante. Una característica destacable del GoldFinger es la incorporación de un sistema recolector de energía basado en un material piezoeléctrico. El material piezoeléctrico fue colocado en cuatro dedos, esto produce una potencia promedio de 31.9 μ W al abrir y cerrar los dedos repetidamente. Esta potencia no es suficiente para alimentar al circuito, pero si ofrece un prolongamiento de la vida útil de la batería. También en ese año, Antonino Proto et al. [17], usaron simultáneamente un film PVDF como recolector de energía y como un sensor activo para detectar la postura y las fases de oscilación de la marcha humana. El film PVDF fue colocado en la parte posterior de la rodilla lo cual permitió obtener una potencia de salida de 1.45 μ W al caminar. Adicionalmente, se presentaron los patrones obtenidos mediante el film piezoeléctrico y uno obtenido con un giroscopio. En la señal obtenida con el film PVDF se distinguen las dos fases de la marcha con una diferencia temporal de aproximadamente 15 ms respecto a la señal del giroscopio.

Recientemente en 2017 Antonino Proto et al. [6], incorporaron films piezoeléctricos tipo PVDF a prendas de vestir ajustadas. Los films fueron colocados sobre cuatro articulaciones (hombro, codo, rodilla y tobillo). En este trabajo se recolectó energía durante la ejecución de cinco actividades físicas (caminar, subir y bajar escaleras, trotar y correr). La mayor cantidad de energía se obtuvo en la rodilla debido a que el rango de movimiento de esta articulación es el mayor durante las actividades realizadas. Aun así, los valores cuadráticos medios, rms (del inglés *Root Mean Square*), de la potencia generada están en el rango de 0.1 μ W – 10 μ W, lo cual se encuentra dentro del rango de potencia necesario para alimentar un circuito de bajo consumo.

S.D. Psoma et al. en 2017 [18], presentaron dos aplicaciones donde se utiliza el efecto piezoeléctrico para generar y almacenar energía eléctrica en una batería. La primera

aplicación fue la construcción de un guante con sensores piezoeléctricos montados en las yemas de los dedos. El circuito implementado produjo una potencia de 323.6 mW al ejercer fuerza con los dedos sobre una superficie plana. Por otra parte, los autores evaluaron el desempeño del sistema al realizar actividades como escribir un texto de 602 palabras utilizando un teclado de computadora y usar una tableta electrónica. La segunda aplicación fue la implementación de un sistema recolector de energía en un ratón de computadora. Mediante esta última aplicación, la tensión de la batería incrementó de 0.61 V a 0.70 V después de 375 clics.

Los trabajos mencionados previamente soportan la factibilidad de los objetivos planteados en este proyecto, pues, se ha reportado la exitosa implementación de sistemas recolectores de energía biomecánica. De la misma manera, se han publicado trabajos en donde la energía eléctrica recolectada es utilizada para alimentar circuitos electrónicos de bajo consumo eléctrico.

- Marco teórico

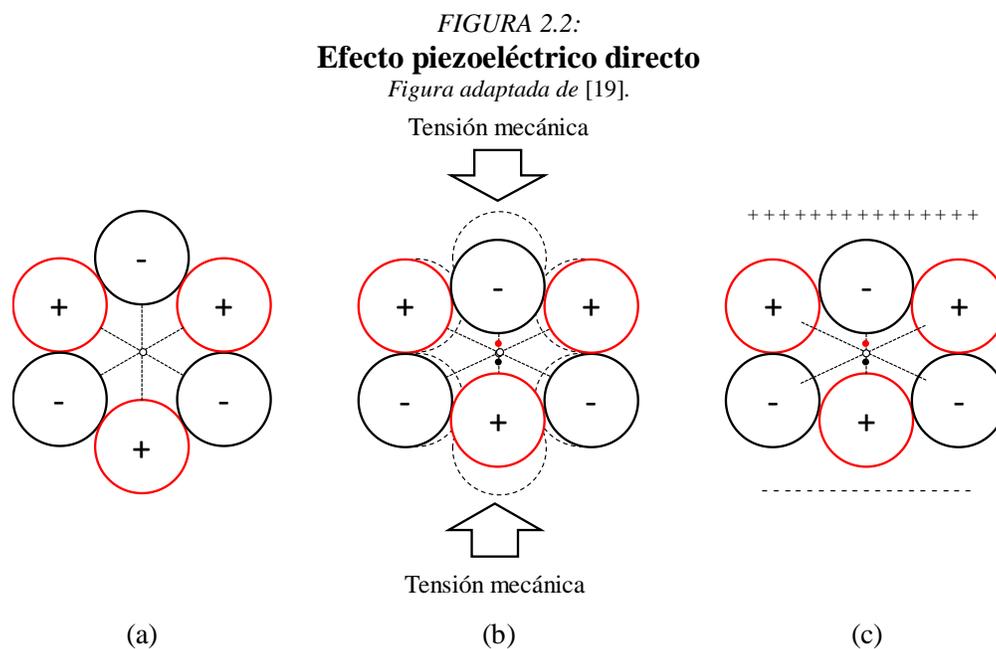
1. Piezoelectricidad

La piezoelectricidad es la propiedad de ciertos materiales cristalinos de desarrollar una carga eléctrica proporcional a una tensión mecánica. Cady et al. definen la piezoelectricidad como “la polarización eléctrica en ciertos cristales producida por una deformación mecánica, siendo la polarización proporcional a la deformación y cambiante de signo según la tensión” [19]. El efecto piezoeléctrico fue observado por primera vez por Jacques y Pierre Curie en el año 1880. Poco tiempo después se reportó que los materiales que presentan el efecto piezoeléctrico también presentan el efecto inverso, es decir, al ser sometidos a una diferencia de potencial eléctrico estos presentan una deformación mecánica proporcional y dependiente de la polaridad de la tensión eléctrica [20]. Esta respuesta recibe el nombre de efecto piezoeléctrico converso y ha sido utilizada para aplicaciones como actuadores controlados electrónicamente. Por otro lado, el efecto piezoeléctrico directo es típicamente utilizado en aplicaciones de sensores.

El origen de la piezoelectricidad ocurre en la estructura molecular del material cristalino. Los cristales pueden ser clasificados en 32 clases distintas dependiendo de su simetría. De estas 32 clases, 21 no presentan un centro de simetría la cual es una condición necesaria para el fenómeno de la piezoelectricidad. Así mismo, de estas 21 clases 20 presentan el efecto piezoeléctrico y 10 de estas forman un subgrupo conocido como efecto piroeléctrico [19]. No obstante, estos últimos están fuera del alcance de este trabajo pues únicamente se busca trabajar con el efecto piezoeléctrico con el fin de generar energía eléctrica.

En la Figura 2.2(a) se muestra la simetría típica de un cristal con propiedades piezoeléctricas, (cuarzo), al no encontrarse sometido a una presión mecánica. Se puede observar la carga parcial negativa de los átomos de oxígeno y la carga parcial positiva de los átomos de Silicio. Al no encontrarse bajo ningún estrés, tanto la carga negativa como la carga positiva promedio permanecen en el centro de la estructura dando como resultado una carga total neutra. Al aplicar una tensión mecánica (Figura 2.2(b)), los átomos de Silicio de los costados son desplazados horizontalmente hacia el exterior mientras que el átomo inferior se desplaza verticalmente de forma ascendente, por lo

tanto, la posición promedio de estas tres cargas positivas se ve desplazada hacia arriba. De la misma manera, los dos átomos de oxígeno laterales se mueven hacia afuera de la estructura mientras que el átomo superior se mueve hacia abajo, por lo que la carga negativa promedio se desplaza hacia abajo. Al aplicar, pues, una tensión mecánica sobre un material piezoeléctrico provoca el desplazamiento de la carga promedio positiva y negativa en direcciones opuestas generando así una polarización en las caras del material (Figura 2.2(c)). En el caso de los cristales con un centro de simetría, el movimiento neto de las cargas es igual a cero por lo que no ocurre una polarización [19]. La magnitud de la polarización en las caras del material piezoeléctrico depende en gran medida de la dirección en la que la fuerza mecánica es aplicada. Debido a esto se han propuesto los llamados coeficientes piezoeléctricos, los cuales describen la relación entre la carga eléctrica desarrollada en las caras i del cristal para una deformación mecánica aplicada en la dirección j .



En una estructura macroscópica cristalina, la cual está compuesta por varias celdas unitarias, los dipolos se pueden encontrar orientados aleatoriamente. Por lo tanto, cuando el material es deformado, el efecto piezoeléctrico de los distintos dipolos se ven cancelados entre sí ocasionando un efecto piezoeléctrico macroscópico débil. Debido a esto, una vez finalizado el proceso de síntesis del material es importante crear un estado inicial donde la gran mayoría de los dipolos se encuentren orientados en la misma dirección. El proceso de orientar los dipolos mediante el uso de un campo eléctrico es llamado *poling* [20]. Este consiste en aplicar un campo eléctrico elevado constante al material. Una vez que se retira el campo eléctrico, los dipolos tendrán aproximadamente la misma dirección y por tanto se presentará un efecto piezoeléctrico macroscópico fuerte al deformar el material. Resulta importante mencionar que el *poling* del material puede perderse al someter al material a un campo eléctrico elevado con dirección distinta a la dirección de *poling* o bien si el material es expuesto a una temperatura superior a su temperatura de Curie.

2. Materiales piezoeléctricos aplicados a la recolección de energía

Los materiales piezoeléctricos pueden ser divididos en cuatro categorías dependiendo de su estructura característica: cerámicos, monocristales, polímeros y compósitos (la combinación de un material piezoeléctrico cerámico o monocristalino con polímeros) [21]. A continuación, se mencionan algunas de las características generales de cada una de las categorías.

Los cerámicos piezoeléctricos son los materiales más utilizados en los sistemas recolectores de energía debido a su bajo costo de producción, buenas propiedades piezoeléctricas y su facilidad para ser incorporadas en diversos dispositivos. Los cerámicos piezoeléctricos son estructuras policristalinas las cuales pueden hacerse piezoeléctricas mediante la técnica de *poling*. Los materiales comúnmente utilizados son aquellos basados en: Óxido de Zinc (ZnO), Titanato de Bario (BaTiO_3) y Titanato Zirconato de Plomo (PZT), siendo el último el más popular [22]. Las principales desventajas para su implementación en los sistemas vestibles son su fragilidad y rigidez. Ambas características no son deseadas en un sistema vestible pues se compromete principalmente la comodidad del usuario.

Entre los monocristales piezoeléctricos más utilizados se encuentran: la solución sólida de Niobato de Plomo y Magnesio (PMN-PT) y la solución sólida de Niobato de Plomo y Zinc (PZN-PT) debido a su desempeño piezoeléctrico superior. Esto se debe a que el arreglo de los iones positivos y negativos en el cristal se encuentra altamente ordenado lo cual ocasiona un mejor alineamiento de los dipolos a través de todo el material. Además, los monocristales ferroeléctricos tienen un módulo de Young más bajo en comparación a los materiales cerámicos lo cual ofrece la posibilidad de alcanzar frecuencias de resonancia menores [21]. Badel et al. [23], reportaron que un material monocristalino puede llegar a producir una potencia eléctrica 20 veces mayor a la potencia producida por un material cerámico con las mismas características. Sin embargo, el costo de los monocristales es significativamente mayor al de las cerámicas debido a su proceso de manufactura. Además de su costo económico, los monocristales tienen las desventajas de ser más frágiles y pueden perder con mayor facilidad su propiedad piezoeléctrica al ser expuestos a grandes campos eléctricos opuestos a la dirección del *poling* del material.

El fluoruro de polivinilideno (PVDF) es el polímero piezoeléctrico más utilizado en la actualidad. Los polímeros piezoeléctricos tienen la principal ventaja de ser sumamente flexibles y, por ende, fáciles de deformar. Esta propiedad los hace resistentes ante fuerzas de impacto y también permite su acoplamiento a superficies curvas. Adicionalmente, los polímeros piezoeléctricos son más ligeros que los materiales cerámicos. Todas las características anteriores son deseadas en un sistema vestible. No obstante, comparados con las cerámicas, los polímeros tienen coeficientes piezoeléctricos menores. Por tanto, se tiene un compromiso entre las características mecánicas de los polímeros y las características eléctricas de los materiales cerámicos. [21].

En la Tabla 2.1 se muestra una comparación entre las propiedades piezoeléctricas de un monocristal, materiales cerámicos y polímeros [2], [24].

TABLA 2.1:
Coefficientes piezoeléctricos de distintos materiales

Propiedad	Unidades	Cuarzo	PZT-5H	PZT-5A	BaTiO ₃	PVDF
Tipo de material		Monocristal	Cerámico	Cerámico	Cerámico	Polímero
Coefficiente d_{33}	10^{12} C/N	-2.3 (d_{11})	593	374	149	-33
Coefficiente d_{31}	10^{12} C/N	-0.93(d_{12})	-274	-171	78	23
Coefficiente g_{33}	10^3 Vm/N	-58	19.7	24.8	14.1	330
Coefficiente g_{31}	10^{-3} Vm/N	-	-9.1	-11.4	5	216
Coefficiente k_{33}		0.07	0.75	.071	0.48	.015
Coefficiente k_{31}		-	0.39	0.31	0.21	0.12
Permitividad relativa	ϵ/ϵ_0	4.4	3,400	1,700	1,700	12
Temperatura de Curie	°C	573	195	365	120	~150

Debido a lo anterior, en los últimos años se ha buscado el desarrollo y caracterización de compósitos, particularmente del PZT-polímero, con el fin de combinar las excelentes propiedades piezoeléctricas de las cerámicas PZT y la flexibilidad de un polímero. Estos compósitos son fabricados mediante la combinación estructural de las cerámicas PZT y polímeros en una cierta disposición. La cerámica puede encontrarse en forma de partículas, fibras (PFC del inglés *Piezoelectric Fiber Composites*), microfibras (MFC del inglés *Micro Fiber Composite*) o tubos; y el resto del espacio disponible se encuentra ocupado por el polímero. Como consecuencia, el desempeño piezoeléctrico se ve disminuido en comparación a las cerámicas PZT, pero es incrementado respecto al obtenido solo por los polímeros [21]. En la actualidad los materiales compósitos se encuentran en etapa de desarrollo y prueba por lo que su comercialización es aún limitada. Debido a esto, en este trabajo se decidió realizar la recolección de energía biomecánica mediante un sistema vestible implementando sensores de material piezoeléctrico polimérico tipo *Piezo Film* PVDF.

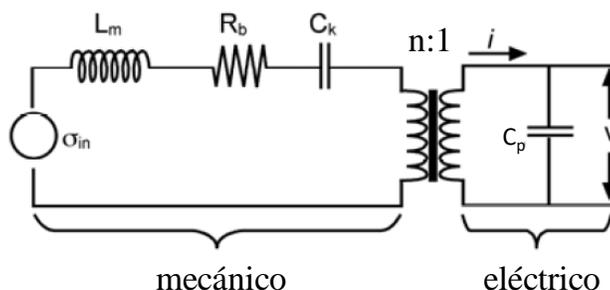
3. Circuito eléctrico equivalente

Los modelos de circuitos equivalentes son utilizados para el análisis y diseño de un sistema piezoeléctrico. Mediante el uso de estos modelos es posible estimar variables como la potencia producida por un generador piezoeléctrico para una determinada entrada. Adicionalmente, los modelos establecen la relación existente entre las variables del sistema, lo cual permite realizar el análisis para mejorar el rendimiento de este.

Cady [25], en 1922 propuso uno de los primeros circuitos equivalentes para un material piezoeléctrico. En este circuito no se tomaba en cuenta la energía perdida durante la conversión de energía mecánica a eléctrica (o viceversa). Dicho modelo representó las propiedades mecánicas del sistema piezoeléctrico mediante una inductancia y un condensador en paralelo con una capacitancia eléctrica la cual representaba las propiedades eléctricas del sistema. En 1925 [26], Van Dyke consideró la pérdida mecánica (representándola por una resistencia) en el circuito equivalente, dando como resultado un circuito en serie RLC en paralelo a un condensador para el sistema eléctrico.

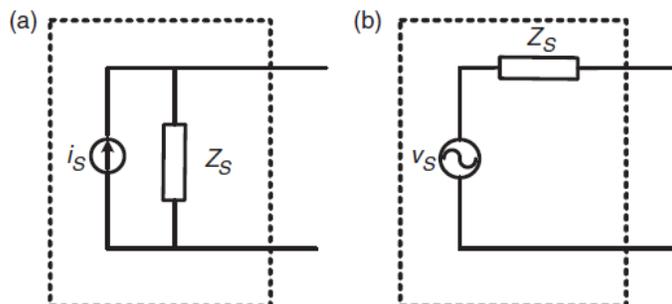
Posteriormente, Mason en 1935 introdujo un transformador eléctrico (Figura 2.3) al sistema el cual tiene un factor de conversión n [27].

FIGURA 2.3:
Circuito eléctrico equivalente de un generador piezoeléctrico
Figura adaptada de [28]



El generador piezoeléctrico puede ser representado por su equivalente de Norton o Thévenin como se muestra en la Figura 2.4. La fuente de corriente i_s en la Figura 2.4(a) es la corriente de salida en corto circuito y la fuente de tensión V_s en la Figura 2.4(b) es la tensión eléctrica en circuito abierto [29]. Z_s es la impedancia interna del generador.

FIGURA 2.4:
Circuito eléctrico simplificado de un generador piezoeléctrico: (a) Equivalente de Norton, (b) Equivalente de Thévenin



Al trabajar con los modelos equivalentes de Norton o Thévenin de un material piezoeléctrico es importante tener en cuenta las características de la impedancia de salida, siendo la más importante su comportamiento capacitivo [24]. La capacitancia es la habilidad para almacenar cargas eléctricas, se presenta siempre que existen dos placas conductoras cercanas entre sí, separadas por un material dieléctrico. En los *Piezo Films*, las placas conductoras son los electrodos y la metalización colocados a lo largo de la superficie de la película piezoeléctrica. El valor de la capacitancia se encuentra descrito por la siguiente ecuación:

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{t} \quad 2.1$$

donde C es la capacitancia del *Film*, ϵ_r es la permitividad relativa (~ 12 para PVDF), ϵ_0 es la permitividad del vacío (8.854×10^{-12} F/m), A es el área de las superficies conductoras y t es el espesor de la película piezoeléctrica. Resulta evidente que el valor de la

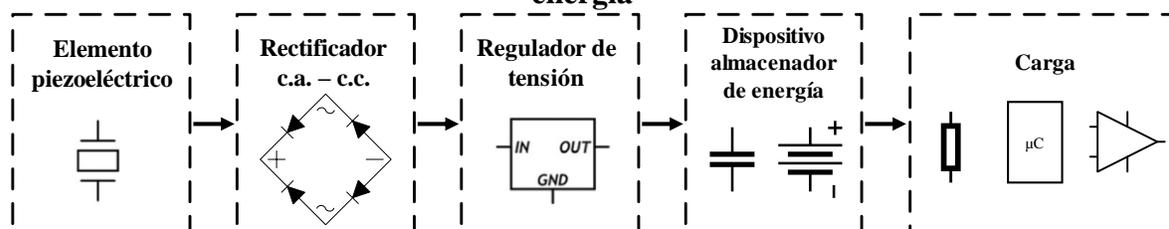
capacitancia de un *Piezo Film* incrementa al aumentar el área de las placas, por lo que un *Piezo Film* de gran superficie tiene una capacitancia mayor a uno de menor área. La capacitancia también aumenta al disminuir el grosor de la película piezoeléctrica, debido a esto, un film delgado tiene una capacitancia mayor a uno grueso. Debido a lo anterior, los circuitos equivalentes de Norton o Thévenin de un *Piezo Film* comúnmente son modelados con una impedancia de salida meramente capacitiva.

4. Instrumentación electrónica para la recolección de energía

La instrumentación electrónica de un sistema recolector de energía juega un rol importante en la eficiencia total del sistema. En general, el circuito electrónico del sistema recolector de energía consta de 3 etapas: un rectificador c.a.-c.c., un regulador de tensión y un dispositivo almacenador de energía. El diagrama de bloques del sistema en su totalidad es mostrado en la Figura 2.5.

FIGURA 2.5:

Diagrama de bloques del circuito electrónico general para un sistema recolector de energía



4.1. Rectificadores de c.a. – c.c.

Los rectificadores c.a. – c.c. comúnmente utilizados en los sistemas recolectores de energía son los puentes rectificadores de onda completa o de media onda, los cuales constan de arreglos de 4 y 2 diodos, respectivamente. De estos dos, los rectificadores de onda completa son implementados con mayor frecuencia, pues, los rectificadores de media onda suprimen la mitad de la tensión proveniente del material piezoeléctrico aprovechando así la mitad de la energía generada por el piezoeléctrico. No obstante, se han desarrollado otras alternativas para realizar el proceso de rectificación. Los rectificadores síncronos pueden realizar la rectificación de la tensión de c.a. de una manera más eficiente que los dos métodos descritos anteriormente, pues emplean transistores de efecto de campo metal-óxido-semiconductor (MOSFET del inglés *Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*) los cuales tienen una caída de tensión menor a la de los diodos [21]. Han et al. [30], realizaron un estudio en donde se comparó el desempeño de la rectificación síncrona con otros rectificadores tradicionales. Al comparar experimentalmente el desempeño del circuito rectificador síncrono propuesto con un rectificador formado por un diodo y una resistencia, se obtuvo una mejora de 508 % de la energía extraída del material piezoeléctrico. Al tomar en cuenta el consumo energético del circuito desarrollado, el rectificador síncrono presentó una eficiencia de conversión del 92 % comparada al 34 % del otro circuito rectificador.

Por otra parte, Dellargo et al. [27], en 2007 implementaron un duplicador de tensión activo para la rectificación. Aunque el rectificador duplicador de tensión podría generar dos veces la tensión de salida en comparación a los puentes rectificadores de onda completa, solo puede proporcionar una corriente de salida durante el semiciclo positivo de la entrada. Por esta razón, Ramadass y Chandrakasan [31] presentaron dos rectificadores adicionales denominados “switch-only” y “Bias-flip”. Estos últimos rectificadores utilizan ambos semiciclos de la corriente de entrada lo cual permite obtener una eficiencia dos y cuatro veces mayor a los puentes rectificadores de onda completa respectivamente.

4.2. Regulador de tensión

En general, la salida de un sistema recolector de energía no es capaz de suministrar energía eléctrica de manera constante. Debido a que múltiples de las aplicaciones de los sistemas recolectores de energía requieren de una fuente de energía eléctrica constante, resulta necesario una etapa para obtener una tensión de salida regulada a partir de la salida del sensor piezoeléctrico. Entre los reguladores de tensión más utilizados están los conmutados, entre los cuales se tienen los convertidores Buck (o reductor) y Boost (o elevador). También están los reguladores lineales con baja caída de tensión (LDO, del inglés *Low-Dropout*).

4.3. Almacenamiento de energía

Cuando la potencia promedio generada por un circuito recolector de energía iguala o supera el consumo promedio de una carga dada, entonces es posible mantener en funcionamiento a la carga de manera continua. Por otro lado, cuando la potencia de consumo promedio de la carga es mayor que la potencia promedio generada, no es posible proporcionar energía a la carga continuamente. Para este último caso puede resultar necesario la implementación de un dispositivo almacenador de energía. Los medios estudiados para este fin consisten principalmente en el uso de condensadores y baterías recargables.

Entre los principales beneficios del uso de condensadores se tienen [21]: no requieren de una tensión mínima para comenzar a cargarse, pueden ser cargados y descargados rápidamente, lo cual les permite proporcionar la energía acumulada en un corto periodo de tiempo. No obstante, los condensadores poseen una densidad de energía menor a la de las baterías [32], por lo tanto, su tensión también decrece rápidamente mientras son descargados, haciéndolos idóneos para aplicaciones donde se requiere de una transferencia de energía rápida, aunque no para aplicaciones donde se requiere de una tensión constante.

En un sistema recolector de energía, uno de los principales criterios para seleccionar un tipo de condensador es su corriente de fuga pues se busca evitar al máximo las pérdidas de la energía recolectada. Una manera de modelar el efecto de las corrientes de fuga es mediante una resistencia en paralelo al capacitor [33]. Los condensadores de mica suelen tener muy bajas corrientes de fuga (R_{fuga} cercana a $1000 \text{ M}\Omega$) y se encuentran en un rango de entre 1pF a 900 nF . Los condensadores de cerámica también suelen tener bajos niveles de corriente de fuga (R_{fuga} cercana a $1000 \text{ M}\Omega$), estando en el rango de 0.1 pF a

680 μF . Por otro lado, los condensadores de Tantalio (tanto sólidos como húmedos) presentan niveles considerables de corriente de fuga pues su R_{fuga} puede ser cercana a 50 $\text{M}\Omega$ para capacitancias entre 5.6 nF y 72 mF. Sin embargo, los condensadores con las mayores corrientes de fuga son los de películas de poliéster ($R_{\text{fuga}} = 100 \text{ M}\Omega$) y los electrolíticos ($R_{\text{fuga}} = 1 \text{ M}\Omega$) los cuales también ofrecen mayores niveles de capacitancias alcanzando incluso los 1 F. A causa de lo anterior, la selección de un condensador debe ser realizada considerando no solo el valor de la capacitancia necesaria sino también del nivel de tensión esperado y las corrientes de fuga; además de niveles de tolerancia, rangos de temperatura, polarización, entre otras características.

Entre los principales factores a tomar en cuenta al trabajar con baterías están: su química, tiempo de operación, tamaño, peso, tasa auto descarga y ciclos de carga/descarga. En la Tabla 2.2 se presenta una comparación entre los distintos tipos de baterías [34]. Si bien las baterías alcalinas no son recargables, suelen emplearse como punto de comparación dada su baja tasa de auto descarga y disponibilidad comercial.

TABLA 2.2:
Comparación entre distintos tipos de baterías

Química	Densidad energética por peso (W-hr/Kg)	Tensión de operación (V)	Tensión final (V)	Tensión de carga (V)	Auto descarga mensual (%)	Resistencia interna (m Ω)	Ciclos de carga/descarga
Alcalina	145	1.2	0.9	NA	0.3	100 - 300	1
SLA	30-40	2	1.75	2.8	2-8	2.5 - 25	50 - 500
NiCd	40-80	1.2	0.9	1.6	15 - 20	3.5 - 300	1500
NiMH	60-100	1.2	0.9	1.5	20 - 25	10 - 400	800
Li-Ion	110-130	3.6	2.8	4.2	6 - 10	50 - 500	1000

Las baterías de ácido-plomo selladas (SLA, del inglés *Sealed Lead Acid*) representan una tecnología consolidada y económica, cuya principal ventaja es su baja tasa de auto descarga. No obstante, su empleo en sistemas portátiles se ve impedido por su baja densidad energética, pocos ciclos de carga/descarga y sus materiales no ecológicos.

Por otro lado, las baterías de níquel-cadmio (NiCd) poseen la mejor cifra de ciclos de carga/descarga y son un fuerte candidato para reemplazar baterías alcalinas gracias a que sus niveles de tensión son similares. El principal inconveniente de las baterías de NiCd es la presencia del efecto memoria lo cual reduce la capacidad de las baterías recargables. Por ejemplo, al cargar una batería que no se encuentra totalmente descargada, la batería “memoriza” la diferencia de potencial entre la tensión de carga y el nivel de tensión inicial, de modo que ocurre una reacción química la cual reduce la capacidad de la batería. Por tanto, se requiere de un control durante los ciclos de carga y descarga para minimizar dicho efecto.

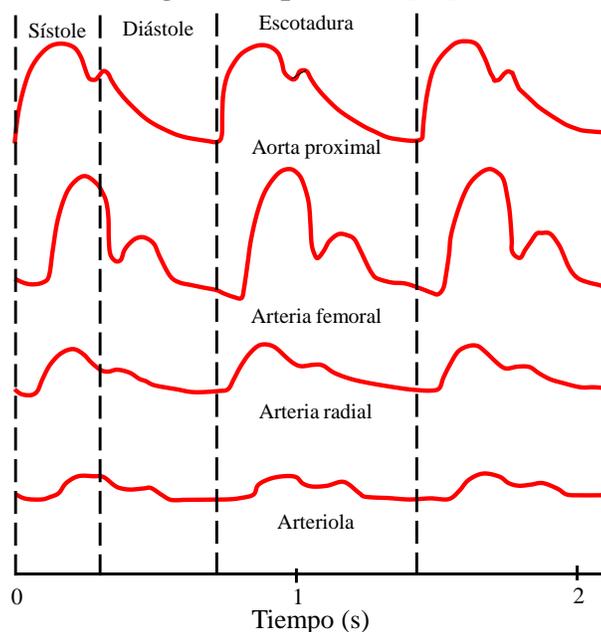
Las baterías de níquel-metal hidruro (NiMH) son consideradas una versión mejorada de las baterías de NiCd, esto gracias a su mayor densidad energética y al uso de materiales más amigables con el medio ambiente. De la misma manera que las baterías de NiCd, las baterías de NiMH presentan el efecto memoria y elevadas tasas de auto descarga, además de una mayor generación de calor durante el proceso de carga.

Finalmente, las baterías de Ion-Litio (Li-Ion) presentan ventajas como su densidad energética, bajos costos de mantenimiento, relativa baja tasa de auto descarga, un mayor nivel de tensión por celda y un mínimo efecto memoria. Las principales contrapartes de estas baterías son: mayor costo económico, rápida degradación con el paso del tiempo, y la necesidad de sistemas electrónicos de seguridad para prevenir sobretensiones debido al riesgo latente de inflamación e incluso explosión de la batería.

5. Señal de pulso cardíaco

La señal de pulso cardíaco es producida debido a cambios de presión derivados de la actividad mecánica del corazón latido a latido. La compliancia del árbol arterial reduce la magnitud de las pulsaciones hasta el punto de suprimirlas una vez que la sangre llega a los capilares, por lo que el flujo sanguíneo en los capilares es continuo y poco pulsátil, permitiendo así la difusión de sustancias. La amortiguación del pulso cardíaco es producida por dos factores: la resistencia que presentan los vasos sanguíneos al paso del flujo sanguíneo y la compliancia de los mismos. El gasto cardíaco varía de un sujeto a otro y también se encuentra sujeto a la demanda del organismo. No obstante, la forma de onda detectada en las arterias sigue el comportamiento ilustrado en la Figura 2.5 [35]. Fisiológicamente, la amplitud de la señal es el resultado de una compleja interacción del volumen sistólico, la compliancia vascular y los efectos de congestión tisular [36].

FIGURA 2.5:
Señal de pulso cardíaco a media que la onda del pulso viaja hacia vasos más pequeños.
Figura adaptada de [35].



Con base en lo descrito anteriormente, la magnitud de la señal de pulso cardíaco depende del vaso sanguíneo en donde sea adquirida. A medida que la sangre se va desplazando hacia los vasos periféricos, las pulsaciones son progresivamente menores debido a la resistencia al movimiento de la sangre en los vasos y a la compliancia de los mismos. Se

espera entonces una señal mayor si esta se adquiere cerca de la aorta a si se adquiere en la arteria radial. La instrumentación utilizada para su detección debe considerar un ancho de banda desde c.c. a 20 Hz para evitar la distorsión de la señal [37].

3. METODOLOGÍA

A continuación, se presentan las distintas etapas de la metodología propuesta para el desarrollo de este proyecto.

3.1. Análisis de los sensores.

En esta etapa se realizará una investigación a fondo de los distintos tipos de sensores piezoeléctricos disponibles hasta la fecha, con el fin de determinar el tipo de sensor que más se ajuste a la aplicación que se desarrollará en el proyecto. Para esto, se valorarán las propiedades mecánicas y eléctricas reportadas en la literatura de los sensores piezoeléctricos.

3.2. Determinación de la posición de los sensores generadores en el sistema vestibular.

La distribución de los sensores en el sistema vestibular será establecida a partir de los resultados obtenidos de un protocolo de medida. Para el protocolo de medida se propone colocar un sensor generador en distintas posiciones sobre los dedos y evaluar la cantidad de energía generada al realizar una determinada actividad. De esta manera se determinarán las posiciones con mayor potencial para la recolección de la energía biomecánica proveniente de los dedos.

3.3. Diseño del arreglo de sensores.

Una vez determinadas las zonas con mayor potencial para la recolección de energía biomecánica, se procederá al diseño del arreglo de sensores piezoeléctricos. Para esto, se realizarán diversas combinaciones de conexiones en serie y paralelo para definir la conexión con la que sea posible cargar de manera más eficiente el dispositivo almacenador de energía seleccionado.

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

La instrumentación electrónica implementada para el acondicionamiento de la energía generada define la eficiencia del sistema recolector de energía. En esta etapa del proyecto, se evalúa el método más idóneo para acondicionar la energía recolectada, de tal forma que sea útil para cargar un dispositivo de almacenamiento de energía. En esta etapa, también se evaluará la eficiencia del sistema propuesto.

3.5. Determinación de la energía generada por el sistema vestible.

Una vez desarrollado el sistema recolector de energía, se determinará la cantidad de energía eléctrica generada al realizar distintas actividades. Para esto, se tiene pensado evaluar la cantidad de energía generada al escribir un texto utilizando un teclado de computadora, al usar un ratón de computadora y al utilizar un teléfono inteligente por un tiempo predeterminado.

3.6. Desarrollo del sistema de detección del pulso cardiaco mediante un sensor generador.

El diseño del sistema de detección del pulso sanguíneo será basado en la cantidad de energía recolectada por el sistema recolector. Para eso, se pretende usar un sensor que no requiera de alimentación externa (que no consuma energía) y una instrumentación de bajo consumo, con tal de no degradar la autonomía del sistema. La señal obtenida será transmitida de manera inalámbrica (vía bluetooth o Zigbee) a otro dispositivo para su observación.

3.7. Desarrollo del sistema embebido.

El sistema embebido se desarrollará para contener al sistema recolector de energía, el sistema de detección del pulso sanguíneo y el circuito de comunicación inalámbrica. De esta manera, se busca que estos tres elementos se encuentren incorporados en el guante.

4. RESULTADOS

4.1. Determinación de las posiciones óptimas de los sensores para la recolección de energía

En primera instancia, es posible producir energía al presionar las teclas de un teclado o los botones de un ratón de computadora. Según [8], un teclado común requiere de entre 40 a 50 gr de masa para presionar una tecla, lo cual representa una fuerza de 0.392 y 0.490 N. Komandur et al. [38], determinaron que la mínima fuerza necesaria para activar un botón de un ratón de computadora de tamaño estándar es de aproximadamente 0.65 N. Por lo tanto, es posible estimar la potencia, P , que se puede generar al utilizar un teclado o ratón de computadora, esto de manera que:

$$P = F \cdot d \cdot \left(\frac{\# \text{ teclas o } \# \text{ clics}}{s} \right) W, \quad 4.1.$$

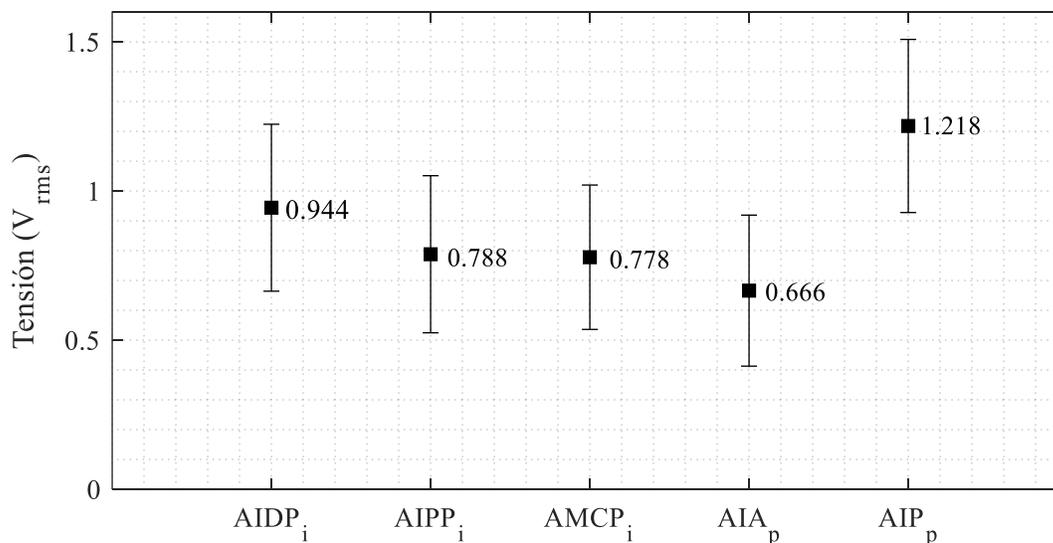
donde F es la fuerza necesaria para presionar una tecla de un teclado o el botón de un ratón de computadora; d es la distancia necesaria para registrar una tecla o un clic. Cuanto mayor sea el número de teclas presionadas o clics, mayor será la potencia generada.

El uso del teclado para computadora produjo una mayor tensión eficaz en comparación a la producida por el uso del ratón de computadora. De acuerdo con la Ecuación 4.1., este es un resultado esperado debido a que, durante las pruebas, el número de pulsaciones de teclas fue mayor al número de clics. En el Escenario 1, el *Piezo Film* ubicado en la vista posterior del dedo índice produjo una tensión con un valor eficaz de 0.834 V, mientras que la tensión obtenida por el *Piezo Film* ubicado en la vista anterior (en la yema del dedo) fue de 0.847 V(rms). Inicialmente, se esperaba obtener una tensión mucho mayor del *Piezo Film* ubicado en la yema de los dedos, ya que es el sitio que percibe directamente el impacto entre el dedo y la superficie del botón del ratón. Sin embargo, los resultados revelan que no existe una diferencia significativa entre las tensiones obtenidas cuando los sensores se colocaron en la vista anterior y posterior del dedo índice.

La Figura 4.1 muestra la media y la desviación estándar del valor eficaz de la tensión obtenida de cada sensor en el Escenario 1. A partir de estos resultados es posible inferir ciertas conclusiones. Paradójicamente, la mayor tensión eficaz (1.218 V) se obtuvo del sensor ubicado en la vista posterior del dedo pulgar, el cual es un dedo que no está involucrado con la acción de clic del ratón para computadora, por lo que la Ecuación 4.1 no aplica en este caso. Este resultado puede ser atribuido a la actividad muscular involucrada en el proceso del desplazamiento del ratón sobre la superficie, donde se requiere de leves movimientos de la muñeca y de los dedos pulgar y anular, siendo el pulgar uno de los dedos más utilizados. Con este dedo, se obtuvo una diferencia significativa entre la tensión rms obtenida con el *Piezo Film* ubicado en la vista anterior y posterior. Con respecto al dedo índice, la tensión mayor (0.944 V) fue generada por el sensor colocado en la articulación interfalángica distal en su cara posterior.

FIGURA 4.1:

Tensión rms generada por cada *Piezo Film* ubicado en las distintas articulaciones interfalángicas en la vista posterior del dedo índice; y la articulación interfalángica en las vistas anterior y posterior del dedo pulgar. Escenario 1.



Las Figuras 4.2 y 4.3 muestran los resultados obtenidos en el Escenario 2, donde en la Figura 5.5 se presenta la media y desviación estándar de la tensión eficaz generada por

cada *Piezo Film* ubicado en la cara anterior de cada uno de los dedos, mientras que en la Figura 5.6 se muestran los resultados obtenidos cuando los *Piezo Films* se ubicaron en la cara posterior. En primer lugar, al comparar los resultados de ambas figuras, se observa una diferencia significativa entre los valores de las tensiones rms generadas. Se obtuvo 2.329 V de los sensores ubicados en la cara posterior y 1.180 V de los ubicados en la cara anterior de la articulación interfalángica del dedo pulgar. Es decir, solo por cambiar la ubicación del sensor en el mismo dedo y articulación, se obtiene un incremento de 1.149 V. En segundo lugar, las tensiones rms más elevadas fueron obtenidas de los sensores ubicados en la vista posterior de las articulaciones interfalángicas proximales y metacarpofalángicas de los otros cuatro dedos. En nuestro caso, la tensión más alta se produjo con el *Piezo Film* ubicado en la articulación interfalángica proximal del dedo meñique (3.044 V). La tensión eficaz media obtenida en esta prueba es mayor que el presentado en [18], donde los generadores PZT (con mayores coeficientes piezoeléctricos) se colocaron en las yemas de los dedos y un mecanógrafo QWERTY escribió un texto de 602 palabras. Cabe recalcar que el hecho de colocar los *Piezo Films* en las yemas de los dedos hace complicado el correcto contacto con las teclas debido al diseño del guante; por lo tanto, al colocar los *Piezo Films* en la cara posterior de los dedos también se ofrece una mayor libertad de movimiento al sujeto para usar el teclado sin ninguna restricción.

FIGURA 4.2:

Tensión rms generada por cada *Piezo Film* localizados en la vista anterior de cada dedo sobre las articulaciones interfalángicas distales. Escenario 2 (a).

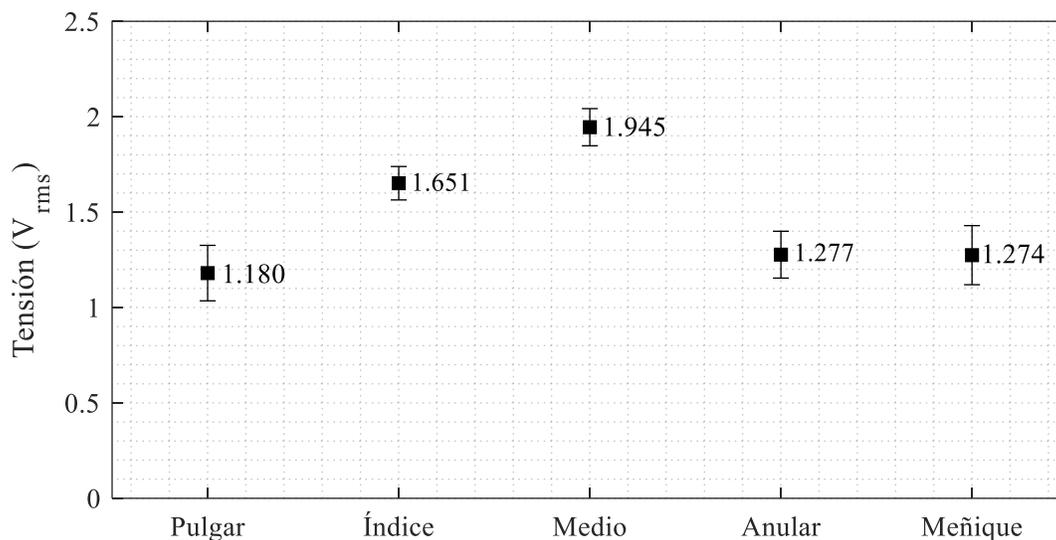
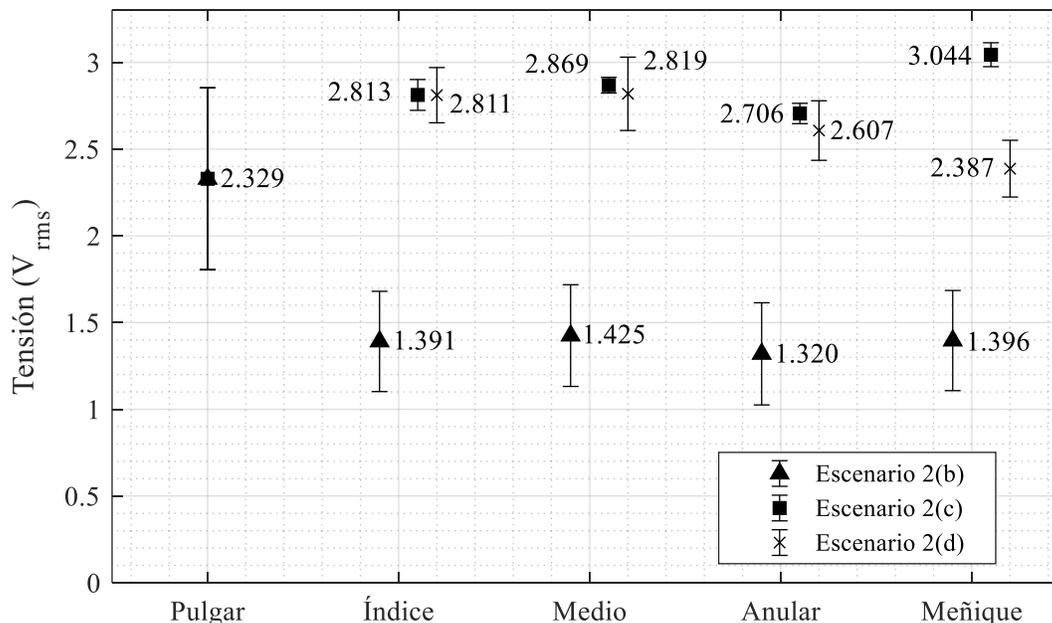


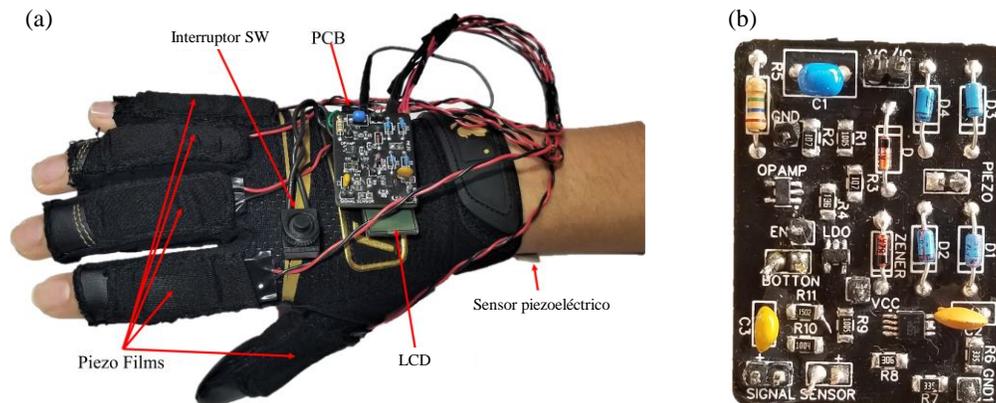
FIGURA 4.3:
Tensión rms generada por cada Piezo film localizado en las distintas articulaciones en la vista posterior de cada dedo. Escenario 2 (b), (c) y (d).



4.2. Sistema vestibular propuesto

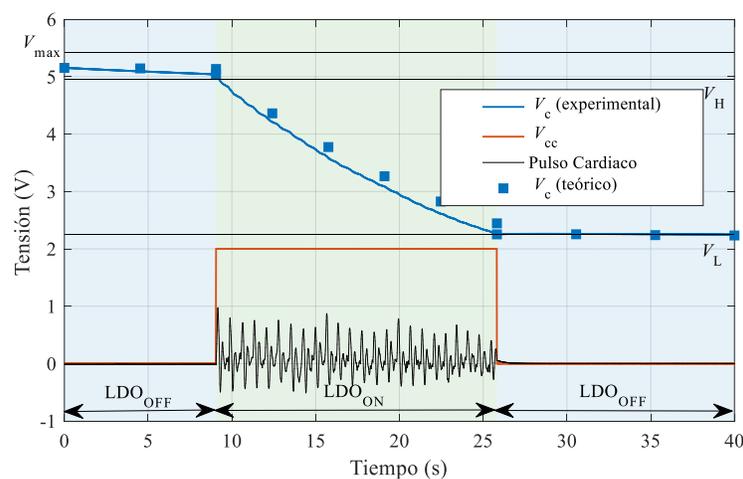
La implementación del sistema vestibular propuesto se presenta en la Figura 4.4(a). Dicho sistema utiliza la energía biomecánica producida durante el movimiento de los dedos para producir energía eléctrica. La energía eléctrica es primeramente acondicionada para luego ser almacenada en un condensador. De allí será utilizada para alimentar un sistema electrónico capaz de detectar el pulso cardíaco sin la necesidad de usar baterías. El encendido del sistema es controlado por el usuario. Una vez que éste decide realizar una medición, debe presionar levemente el sensor piezoeléctrico colocado sobre la arteria radial; esto debe hacerlo durante la medida para tener una mejor percepción del pulso cardíaco. Posteriormente, el usuario debe presionar por una ocasión el *push button SW*; no es necesario mantener presionado SW durante el tiempo de medida. Una vez que el usuario presiona el SW y se cuenta con la energía necesaria, el LCD cambia a una tonalidad oscura indicando que el sistema se encuentra activado y es posible detectar el pulso cardíaco. En caso de no contar con la energía necesaria para realizar la medición, el sistema permanece en la etapa de carga y el LCD no cambia de estado. La Figura 4.4(b) muestra la PCB de dos capas desarrollada la cual tiene unas dimensiones de 31 mm x 42 mm x 1.6 mm.

FIGURA 4.4:
Sistema vestible propuesto (a) y PCB elaborada (b)

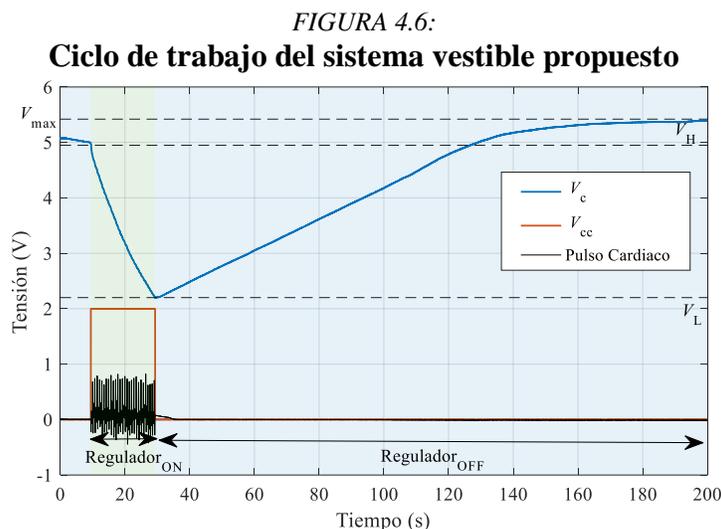


La Figura 4.5 presenta el funcionamiento del sistema vestible propuesto. En primera instancia el condensador fue cargado a una tensión $V_x = 5.15 \text{ V}$ y durante 9.05 s se midió la autodescarga del condensador, la cual muestra un buen acuerdo con el modelo teórico. Una vez que el usuario presiona el SW, el sistema es activado y comienza el proceso de detección del pulso cardíaco. De la misma manera, una vez que el sistema de medida es activado, la corriente de consumo pasa de 167.06 nA a $16 \text{ }\mu\text{A}$, lo cual ocasiona un incremento en la razón de cambio de la curva de descarga del condensador. Considerando que la tensión en el condensador al momento de presionar el *push button* es igual a 5.04 V , se puede estimar un tiempo de funcionamiento teórico $t_d = 17.3 \text{ s}$, mientras que experimentalmente se obtuvo un tiempo igual a 16.8 s . Durante el periodo de funcionamiento, el sistema consume $691.53 \text{ }\mu\text{J}$ de los $863.65 \text{ }\mu\text{J}$ disponibles inicialmente, lo cual equivale a un consumo en potencia igual a $41.16 \text{ }\mu\text{W}$. Una vez que la tensión en el condensador es igual a V_L , el regulador de tensión es deshabilitado, disminuyendo así la corriente de consumo.

FIGURA 4.5:
Funcionamiento del sistema vestible



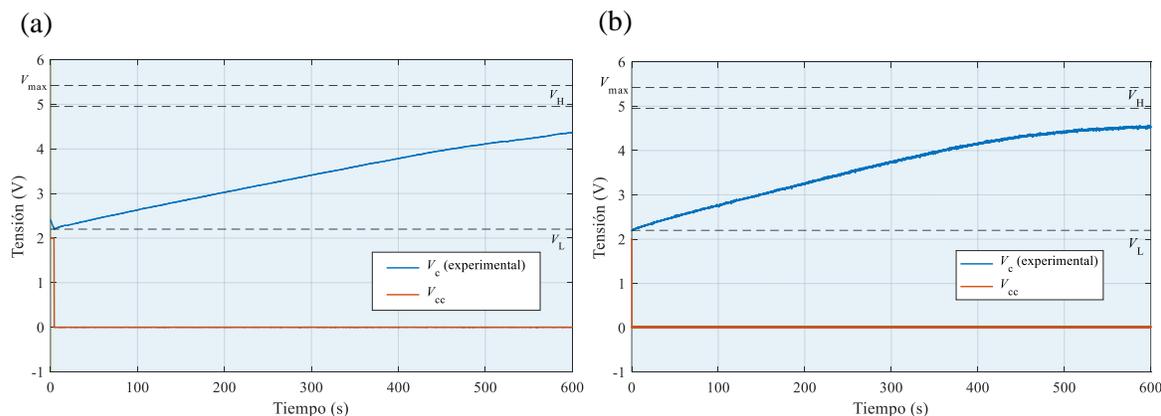
En la Figura 4.6 se muestra un ciclo de trabajo completo del sistema vestible en donde una vez finalizada la detección del pulso cardiaco, el usuario abrió y cerró su mano a una frecuencia de 2 Hz cargando así nuevamente el condensador. Una vez transcurridos 97.5 s, la tensión del condensador es $V_c = V_H$ por lo que se puede realizar la siguiente detección del pulso.



Finalmente, en la Figura 4.7 se presenta la fase de carga mientras el usuario utiliza el sistema vestible al manipular una computadora personal (Figura 4.7(a)) y un teléfono móvil (Figura 4.7(b)), sin ningún tipo de restricciones por un tiempo igual a 600 s. Como era de esperar, la carga del condensador en ambos escenarios fue más lenta en comparación a la prueba de la Figura 4.6 debido al nivel de actividad para ambas pruebas. Para el caso de la computadora se alcanzó una tensión de 4.37 V, mientras que en el caso del teléfono móvil la tensión del condensador alcanzó 4.55 V. Resulta interesante el hecho de obtener niveles de tensión similares para ambas actividades, lo cual puede atribuirse a la naturaleza propia de las actividades. En el caso del uso de una computadora personal, el nivel de actividad puede ser elevado (lo cual depende de la habilidad del usuario) alcanzando frecuencias relativamente elevadas, no obstante, los *Piezo films* no son sometidos a grandes niveles de deflexión. Por otro lado, al utilizar un teléfono móvil se tiene el caso contrario, donde las frecuencias son bajas debido a que se usa principalmente un solo dedo, pero el *Piezo Film* es sometido a mayores niveles de deflexiones mecánicas. A partir de los resultados obtenidos, es posible estimar que el periodo de carga del sistema vestible puede ser menor a 15 minutos mientras el usuario realiza actividades cotidianas como utilizar un ordenador o teléfono móvil.

FIGURA 4.7:

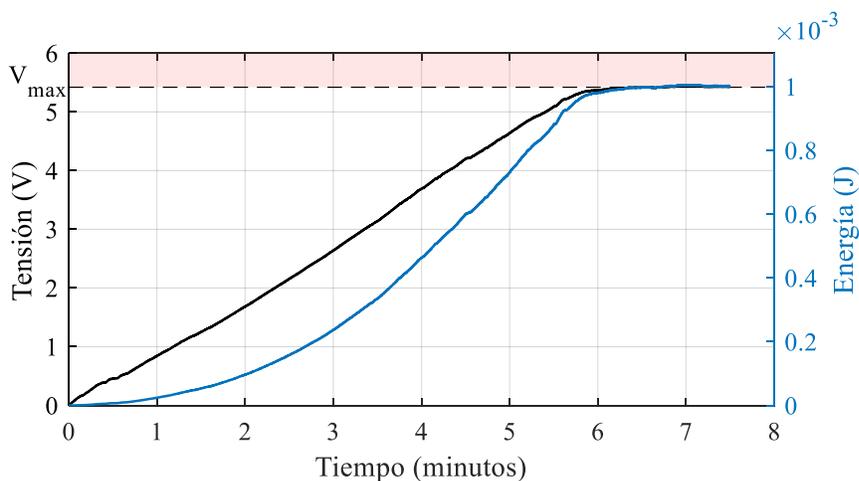
Fase de carga: uso de una computadora personal (a) y uso de teléfono móvil (b)



El resultado de utilizar el sistema vestible (Figura 4.4) para cargar el condensador C abriendo y cerrando la mano a una frecuencia de 2 Hz, por un periodo de 7.5 minutos se muestra en la Figura 4.8. En primera instancia se observa que la tensión en el condensador no sobrepasa $V_{\max} = 5.42$ V previniendo así la posibilidad de una sobre tensión que pudiera dañar los componentes electrónicos. Cuando la tensión del condensador es $V_c = V_{\max}$, la corriente generada por el sensor piezoeléctrico es igual a la corriente de autodescarga total del sistema lo cual detiene el proceso de carga del condensador.

FIGURA 4.8:

Carga del condensador utilizando el sistema vestible: abrir y cerrar la mano a una frecuencia de 2 Hz



Luego de 7.5 minutos de actividad, la energía almacenada en el condensador es igual a 1.01 mJ, la cual puede ser utilizada para alimentar el sistema de medida. No obstante, toda la energía no está disponible debido a la tensión mínima de funcionamiento del sistema ($V_L = 2.25$ V) por lo que realmente la energía disponible para realizar la medición es igual a:

$$E = \frac{C(5.42^2 - 2.25^2)}{2} = 826.7 \mu\text{J} \quad 4.2$$

Sabiendo que para realizar una medición es necesario $V_{\max} > V_x > V_H$, la energía utilizada para realizar una medida por un tiempo, t_d , queda definida por la Ecuación 4.2.

Para el caso de la Figura 4.8, la tensión V_{\max} fue alcanzada tras 402 segundos (6.7 minutos), es aquí donde se presenta la principal ventaja de implementar un circuito para la gestión de la energía. Lo anterior es debido a que al comenzar la fase de carga a partir de la tensión $V_L = 2.25 \text{ V}$, la tensión V_{\max} puede ser alcanzada tras 249 segundos (4.2 minutos) lo cual representa una disminución del 38.06 % en el tiempo de carga para la actividad planteada.

5. CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema vestible tipo guante completamente autónomo, el cual transforma parte de la energía cinética generada por el movimiento de los dedos a energía eléctrica. El dispositivo vestible es ligero y cómodo por lo que no representa un gasto metabólico extra para el usuario. De esta manera es posible recuperar una fracción de la energía liberada por el cuerpo humano y usarla para alimentar un circuito electrónico sin afectar la calidad de vida del sujeto.

El dispositivo desarrollado almacena la energía recolectada en un condensador cerámico de $68 \mu\text{F}$ y posteriormente emplea dicha energía para alimentar un circuito electrónico, sin baterías, de bajo consumo, que detecta el pulso cardíaco. El sistema tiene un consumo cercano a los $41 \mu\text{W}$, el cual es menor a los $100 \mu\text{W}$ previstos en la hipótesis planteada inicialmente en este trabajo. No obstante, debido al afecto de los artefactos de movimiento sobre el proceso de detección del pulso cardíaco, así como a la cantidad de energía generada, es necesaria la implementación de un sistema con un modo de operación intermitente.

El sistema vestible desarrollado emplea cinco Piezo Films colocados en: la cara posterior de la articulación interfalángica del dedo pulgar y la cara posterior de las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos índice, medio, anular y meñique. Adicionalmente, se demostró que al interconectar los sensores en un arreglo tipo paralelo, la fase de carga del condensador se ve reducida. En esta propuesta, la carga electrónica no es activada de manera automática una vez que la tensión almacenada en el condensador alcanza una tensión umbral V_H , sino que es controlada por el usuario. Una vez finalizada la fase de entrega de la energía, el condensador mantiene una tensión residual igual a V_L , lo cual reduce el tiempo de la siguiente fase de carga. Aun si el condensador se encuentra cargado, la fase de recolección de energía puede prolongarse indefinidamente sin que se produzca un daño sobre los componentes electrónicos, debido a la inclusión de un sistema limitador de tensión. El sistema propuesto puede ser utilizado de manera prolongada mientras el usuario realiza actividades cotidianas como utilizar un ordenador, un teléfono móvil o una tableta electrónica gracias a su diseño pues no interfiere con los movimientos naturales de la mano. La gestión de la energía recolectada permite que el sistema electrónico que detecta el pulso cardíaco tenga una autonomía de unos 17 s, suficientes para estimar la frecuencia cardíaca de un sujeto. Sin embargo, este

tiempo depende la energía almacenada en el condensador y de la amplitud de la señal cardiaca pues esta última modifica el valor de la corriente de consumo del sistema para la detección del pulso cardiaco.

Como trabajo a futuro se plantea la incorporación de un conversor analógico-digital en la PCB con el fin de digitalizar la señal de pulso cardiaco para ser posteriormente transmitida inalámbricamente a otro dispositivo. Lo anterior teniendo en cuenta las prioridades del sistema vestible: un bajo consumo eléctrico y la miniaturización de este. Adicionalmente, se propone el desarrollo de una interfaz gráfica para la visualización y registro de la información generada, permitiendo al usuario el acceso al historial de las mediciones desde una computadora o teléfono inteligente. Finalmente, se plantea la posibilidad de adquirir simultáneamente parámetros fisiológicos adicionales como la temperatura o el electrocardiograma, cuyos sistemas de medida pueden ser fácilmente incorporados al sistema vestible tipo guante aquí presentado.

REFERENCIAS (bibliografía)

- [1] A. Nag y S. C. Mukhopadhyay, “Wearable Electronics Sensors: Current Status and Future Opportunities”, en *Wearable Electronics Sensors*, 1a ed., vol. 15, núm. August, Switzerland: Springer International Publishing, 2015, pp. 1–35.
- [2] S. Beeby y N. White, *Energy Harvesting for Autonomous Systems*, 1a ed. Norwood, MA: Artech House, 2010.
- [3] V. Bhelkar y D. . Shedge, “Different types of wearable sensors and health monitoring systems: A survey”, en *2016 2nd International Conference on Applied and Theoretical Computing and Communication Technology (iCATccT)*, 2016, pp. 43–48.
- [4] P. D. Mitcheson, E. M. Yeatman, G. K. Rao, A. S. Holmes, y T. C. Green, “Energy Harvesting From Human and Machine Motion for Wireless Electronic Devices”, *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, núm. 9, pp. 1457–1486, 2008.
- [5] P. Kumari, L. Mathew, y P. Syal, “Increasing trend of wearables and multimodal interface for human activity monitoring: A review”, *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 90, núm. December 2016, pp. 298–307, 2017.
- [6] A. Proto, K. Vlach, S. Conforto, V. Kasik, D. Bibbo, D. Vala, I. Bernabucci, M. Penhaker y M. Schmid, “Using PVDF Films As Flexible Piezoelectric Generators for Biomechanical Energy Harvesting”, *Lékař a technika-Clinician and Technology*, vol. 47, núm. 1, pp. 5–10, 2017.
- [7] R. Riemer y A. Shapiro, “Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, núm. 1, p. 22, 2011.
- [8] T. Starner, “Human-powered-wearable-computing”, *IBM Systems Journal*, vol. 35, núm. 3.4, pp. 618–629, 1996.
- [9] V. Leonov, “Energy Harvesting for Self-Powered Wearable Devices”, en *Wearable Monitoring Systems*, A. Bonfiglio y D. De Rossi (eds), Boston, MA: Springer US, 2011, pp. 27–49.
- [10] N. S. Shenck y J. A. Paradiso, “Energy scavenging with shoe-mounted piezoelectrics”, *IEEE Micro*, vol. 21, núm. 3, pp. 30–42, 2001.
- [11] J. Granstrom, J. Feenstra, H. A. Sodano, y K. Farinholt, “Energy harvesting from a backpack instrumented with piezoelectric shoulder straps”, *Smart Materials and Structures*, vol. 16, núm. 5, pp. 1810–1820, 2007.

- [12] M. Pozzi y M. Zhu, “Plucked piezoelectric bimorphs for knee-joint energy harvesting: Modelling and experimental validation”, *Smart Materials and Structures*, vol. 20, núm. 5, 055007 (pp. 10), 2011.
- [13] A. Delnavaz y J. Voix, “Flexible piezoelectric energy harvesting from jaw movements”, *Smart Materials and Structures*, vol. 23, núm. 10, 105020(pp. 8), 2014.
- [14] W. S. Jung, M. Lee, M. Kang, H. Moon, S. Yoon, S. Baek y C. Kang, “Powerful curved piezoelectric generator for wearable applications”, *Nano Energy*, vol. 13, núm. 1, pp. 174–181, 2015.
- [15] Y. Cha, J. Hong, J. Lee, J. M. Park, y K. Kim, “Flexible piezoelectric energy harvesting from mouse click motions”, *Sensors*, vol. 16, núm. 7, 1045 (10 pp.), 2016.
- [16] G. De Pasquale, S. G. Kim, y D. De Pasquale, “GoldFinger: Wireless Human-Machine Interface with Dedicated Software and Biomechanical Energy Harvesting System”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21, núm. 1, pp. 565–575, 2016.
- [17] A. Proto, B. Fida, I. Bernabucci, D. Bibbo, S. Conforto, M. Schmid, K. Vlach, V. Kasik, M. Penhaker, “Wearable PVDF transducer for biomechanical energy harvesting and gait cycle detection”, *2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, Kuala Lumpur, 2016, pp. 62-66.
- [18] S. D. Psoma, P. Tzanetis, y A. Tourlidakis, “A practical application of energy harvesting based on piezoelectric technology for charging portable electronic devices”, *Materials Today: Proceedings*, vol. 4, núm. 7, pp. 6771–6785, Thessaloniki, Greece, 2017.
- [19] R. C. Buchanan, *Ceramic Materials for Electronics*, 3a ed. New York: Marcel Dekker, Inc, 2004.
- [20] P. K. Panda, “Piezoceramic Materials and Devices for Aerospace Applications”, en *Aerospace Materials and Material Technologies*, 1a ed., N. Prasad y W. R., Eds. Singapore: Springer, 2017, pp. 501–518.
- [21] H. Li, C. Tian, y Z. D. Deng, “Energy harvesting from low frequency applications using piezoelectric materials”, *Applied Physics Reviews*, vol. 1, núm. 4, 041301(20 pp.), 2014.
- [22] L. B. Kong, T. Li, H. H. Hng, F. Boey, T. Zhang, y S. Li, “Waste Mechanical Energy Harvesting (I): Piezoelectric Effect”, en *Waste Energy Harvesting*, 1a ed., vol. 24, Berlin, Heidelberg: Springer, 2014, pp. 19–133.
- [23] A. Badel, A. Benayad, E. Lefeuvre, L. Lebrun, C. Richard, y D. Guyomar, “Single crystals and nonlinear process for outstanding vibration-powered electrical generators”, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 53, núm. 4, pp. 673–684, 2006.
- [24] Measurement Specialties Inc, “Piezo Film Sensors Technical Manual”. 2a ed., Norristown, PA, US, pp. 1-86, 1999.
- [25] W. G. Cady, “The Piezo-Electric Resonator”, *Proceedings of the Institute of Radio Engineers (IRE)*, vol. 10, núm. 2, pp. 83–114, 1922.
- [26] V. Dyke y K. S, “The electric network equivalent of a piezoelectric resonator”, *Physical Review*, vol. 25, núm. 6, p. 895, 1925.
- [27] B. Richter, J. Twiefel, y J. Wallaschek, “Piezoelectric Equivalent Circuit Models”, en *Energy Harvesting Technologies*, 1a ed., S. Priya y D. J. Inman, Eds. Boston, MA: Springer, 2009, pp. 107–128.
- [28] S. Roundy y P. K. Wright, “A piezoelectric vibration based generator for wireless electronics”, *Smart Materials and Structures*, vol. 13, núm. 5, pp. 1131–1142, 2004.
- [29] J. Zhao y Z. You, “Models for 31-Mode PVDF Energy Harvester for Wearable Applications”, *The Scientific World Journal*, vol. 2014, pp. 1–11, 2014.
- [30] Jifeng Han, A. von Jouanne, Triet Le, K. Mayaram, y T. S. Fiez, “Novel power conditioning circuits for piezoelectric micro power generators”, en *Nineteenth Annual IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition, 2004. APEC '04.*, Anaheim, CA, USA, 2004, vol. 3, núm. C, pp. 1541–1546.

- [31] Y. K. Ramadass y A. P. Chandrakasan, “An Efficient Piezoelectric Energy Harvesting Interface Circuit Using a Bias-Flip Rectifier and Shared Inductor”, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 45, núm. 1, pp. 189–204, 2010.
- [32] R. Kötz y M. Carlen, “Principles and applications of electrochemical capacitors”, *Electrochimica Acta*, vol. 45, núm. 15–16, pp. 2483–2498, 2000.
- [33] R. L. Boylestad, “Capacitores”, en *Introducción al análisis de circuitos*, 10a ed., México: PEARSON EDUCACIÓN, 2004, p. 1248.
- [34] B. Chu y Microchip Technology Inc., “AN1088: Selecting the Right Battery System for Cost-Sensitive Portable Applications While Maintaining Excellent Quality”, 2007.
- [35] A. C. Guyton y J. E. Hall, “Distensibilidad vascular y funciones de los sistemas arterial y venoso”, en *Tratado de Fisiología Médica*, 12a ed., España: Elsevier, 2012, pp. 167–176.
- [36] A. A. Alian y K. H. Shelley, “Photoplethysmography”, *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol. 28, núm. 4, pp. 395–406, 2014.
- [37] J. G. Webster *et al.*, “Basic Concepts of Medical Instrumentation”, en *Medical Instrumentation Application and Design*, 4a ed., J. G. Webster, Ed. USA: John Wiley & Sons, 2009, pp. 1–44.
- [38] S. Komandur, P. W. Johnson, y R. L. Storch, “Relation between mouse button click duration and muscle contraction time”, en *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2299–2301, 2008.

Productos generados

1. Méndez-Lira, O., Sifuentes, E., & González-Landaeta, R. (2019, October). Energy Harvesting from Fingers Motions Using a Wearable System: An Experimental Analysis. In *Latin American Conference on Biomedical Engineering* (pp. 866-873). Springer, Cham.
2. Artículo de Investigación enviado a la Revista IEEE Sensors Journal (En revisión)
3. Tesis de maestría presentada por el Ingeniero Omar Alberto Méndez Lira.
Calificación obtenida: Mención honorífica.