



FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN

**Captación de energía del cuerpo humano para la alimentación autónoma
de marcapasos implantables: estado del arte y perspectivas**

Proyecto final de graduación presentado como requisito para optar por el título
de **LICENCIATURA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN** en la
Universidad Latina de Panamá

Laura Sofía Santamaría Domínguez
C.I.P 8-977-1326

Director de Tesis:
Dr. Ernesto Ibarra

Asesor de tesis:
Mgrt. Alfredo Lescher

Panamá, República de Panamá

2025

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada, ante todo, a Nuestro Señor Jesucristo, nuestro Dios, que me dio sabiduría, entendimiento, fortaleza, salud y valentía durante el desarrollo de toda mi carrera, especialmente en los momentos más difíciles. Fue quien instruyó mi comienzo, dirigió el desarrollo y completó la conclusión. Y, en segundo lugar, a mis padres, hermana, familiares y amigos, quienes me apoyaron incondicionalmente para llegar hasta el final.

Este logro no es solo personal, es de todos quienes día a día me ayudaron en lo más pequeño hasta en lo más grande para que culminara mi carrera. Este trabajo también es de todos ustedes.

Durante este camino, muchas veces me encontré sin saber cómo lograría terminar mis trabajos. Sin embargo, crecí rápidamente, incluso cuando sentía que no había tiempo para hacerlo. Pude alcanzar el éxito aun en la dificultad, comprendiendo al final que una parte la ponía yo con mi esfuerzo y la otra la ponía Dios con su gracia. También confié en que no estaba sola, pues mi familia me acompañó paso a paso. Hoy sé que sí se puede, y aunque a veces pareciera que no, en realidad siempre se puede.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a Dios, a la Virgen María, a San José y a mis santos patronos, en especial a San Pier Giorgio Frassati, por su compañía constante y por ser mi amigo espiritual durante mi formación académica.

Agradezco profundamente a mis padres, Maritza y Cristian, quienes con su apoyo incondicional, confianza y ejemplo de esfuerzo me impulsaron a seguir adelante en los momentos más desafiantes. A mi hermana Andrea, por ser un ejemplo constante de inteligencia y generosidad. Su apoyo incondicional se manifestó en cada paso, ofreciéndome siempre su tiempo, claridad y ánimo, todo con la misma entrega recorriendo este camino a mi lado.

Extiendo también mi gratitud a mi familia Santamaría, Domínguez y Santos, quienes celebraron conmigo cada logro y me acompañaron con alegría en este camino.

Deseo expresar un agradecimiento especial al matrimonio de Leslie O'Brien y Sandy Sanders, quienes desde el inicio de mi carrera confiaron en mí, me brindaron motivación constante y me hicieron sentir parte de su familia.

Agradezco a mi director de tesis, el Dr. Ernesto Ibarra, por su constante disposición y por acompañar con atención la dirección de este trabajo, brindando apoyo en la corrección, revisión y mejora de cada una de sus partes, además de aconsejarme constantemente para que avanzara paso a paso en este camino profesional.

Asimismo, a los profesores asesores de esta investigación, quienes con su ánimo y orientación me motivaron a esforzarme más en cada etapa, transmitiéndome la confianza de que era posible culminar este proyecto con excelencia.

Extiendo también mi gratitud a mis profesores de la Universidad, quienes, a lo largo de la carrera, me inspiraron a superarme, a trabajar con calidad y a mantener vivo el deseo de seguir aprendiendo y creciendo como profesional.

Finalmente, agradezco a mis amigos de carrera, compañeros de esfuerzo y dedicación, con los cuales compartí este recorrido universitario y de quienes aprendí tanto a nivel académico como personal.



UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ
DECLARACIÓN JURADA

Yo Laura Sofía Santamaría Domínguez con cédula de identidad personal 8-977-1326, estudiante graduando del programa/carrera de Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación declaro bajo la gravedad del juramento que el material que aparece en este trabajo de graduación, en la opción: Publicación Científica, es de mi producción intelectual, por lo cual exonero a la Universidad Latina de Panamá de cualquier responsabilidad relacionada a este aspecto.

Para que conste firmo la presente declaración el día 2 del mes de Agosto del año 2025.

Firma del estudiante: Laura S. Santamaría

Cédula: 8-977-1326

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
CAPÍTULO I	9
1.0 El problema.....	9
1.1 Antecedentes del problema de investigación.....	9
1.2 Planteamiento del problema	10
1.3 Justificación de la investigación	11
1.4 Objetivos.....	12
1.4.1 Objetivos general.....	12
1.4.2 Objetivos específicos:.....	12
1.5 Alcance y límites de la investigación.....	12
1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio	12
CAPÍTULO II	14
2.0 Marco teórico	14
2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema.....	14
2.2 Bases teóricas que sustentan la investigación.....	36
CAPÍTULO III	55
3.0 Marco Metodológico.....	55
3.1 Tipo y diseño de la investigación	55
CAPÍTULO IV	58
4.0 Análisis e interpretación de los resultados	58
CONCLUSIONES	60
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62

LISTA DE TABLAS

Tabla I. Parámetros de diseño de los marcapasos cardíacos.....	16
Tabla II. Comparación de tecnologías de cosecha de energía en el cuerpo humano.....	23
Tabla III. Resumen de investigaciones representativas sobre la recolección de energía biomecánica y bioquímica centrada en el ser humano.....	29
Tabla IV. Tecnología Piezoeléctrica para la captación de energía en marcapasos implantables.....	32
Tabla V. Tecnología TENG para captación de energía.....	35
Tabla VI. Tecnología de bioceldas para captación de energía.....	36
Tabla VII. Tecnología electroestática para captación de energía.....	38
Tabla VIII. Tecnología termoeléctrica para captación de energía.....	39
Tabla IX. Comparativa de factibilidad de fuentes de energía para marcapasos.....	41

LISTA DE ILUSTRACIONES

Fig. 1 Marcapasos cardíaco.....	16
Fig. 2 Tecnologías energéticas aplicadas a marcapaso.....	18
Fig. 3 Principio PENG.....	19
Fig. 4 Potencial PENG.....	20
Fig. 5 Tecnología TENG.....	21
Fig. 6 Tecnología de bioceldas.....	21
Fig. 7 Tecnología TEG.....	23

INTRODUCCIÓN

Los marcapasos implantables convencionales funcionan mediante baterías internas cuya vida útil limitada impone la necesidad de recambios quirúrgicos periódicos. Este artículo realiza una revisión de tecnologías emergentes capaces de recolectar energía directamente del cuerpo humano, para alimentar los marcapasos de forma autónoma. Se exploran fuentes biomecánicas, térmicas y bioquímicas, incluyendo generadores piezoeléctricos, triboeléctricos, termoeléctricos y celdas de biocombustible. La revisión recopila resultados experimentales *in vitro* e *in vivo*, destacando los niveles de voltaje y potencia obtenidos por cada tecnología. Se presentan tablas comparativas que evalúan la energía generada frente a la demanda energética típica de un marcapasos ($\sim 4 \mu\text{W}$), así como sus ventajas, limitaciones y requerimientos para su implementación clínica. Además, se discuten los principales desafíos asociados, como la miniaturización, la biocompatibilidad, la estabilidad operativa y la eficiencia en la conversión energética. Este análisis proporciona una base crítica para futuras investigaciones orientadas al desarrollo de marcapasos autosuficientes y de mayor durabilidad.

Palabras clave — Marcapasos implantables, captación de energía, energía piezoeléctrica, energía triboeléctrica, energía termoeléctrica, celdas de biocombustible.

CAPÍTULO I: EL PROBLEMA

CAPÍTULO I

1.0 El problema

1.1 Antecedentes del problema de investigación

Los dispositivos médicos implantables (DMI) han revolucionado la atención sanitaria. Permiten tratar condiciones crónicas, monitorear parámetros fisiológicos y administrar tratamientos de forma personalizada (Gao et al., 2024; Shuvo et al., 2022). Entre los DMI más comunes se encuentran los marcapasos cardíacos, desfibriladores, estimuladores cerebrales profundos, implantes cocleares, implantes de retina e interfaces cerebro-ordenador (Hannan' et al., 2014). Dentro del grupo DMI, destacan los marcapasos cardiacos, ya que es uno de los dispositivos implantables que más se utilizan en el mundo (Roy et al., 2022). Alrededor de 300,000 personas reciben nuevos implantes cada año solo en los Estados Unidos (Library & Treatments, 2024). En el año 2023, se estimó que se implantaron 1,43 millones de marcapasos a nivel mundial (Attempts, 2024; Tjong & Reddy, 2017).

Este gran volumen de implantaciones se justifica por su elevada utilidad clínica, ya que los marcapasos permiten tratar diversas enfermedades cardiovasculares (ECV). Entre ellas se incluyen la bradicardia, los bloqueos auriculoventriculares, el síndrome del seno enfermo y la fibrilación auricular con pausas (Willy et al., 2022). Estas afecciones se clasifican como trastornos del sistema eléctrico del corazón (Sharma, 2025). Además, las ECV representan actualmente la principal causa de muerte a nivel global. Según datos del 2021, hubo 20.5 millones de muertes a causa de las ECV, lo que equivale al 32% de las fallecimientos a nivel mundial (Disease, 2005). Frente a este panorama epidemiológico, los marcapasos resultan fundamentales en el tratamiento de las ECV, puesto que permiten regular la frecuencia cardiaca en los rangos normales (Sharma, 2025). Como resultado, contribuyen de forma significativa a mejorar tanto la calidad de vida como la supervivencia de los pacientes.

1.2 Planteamiento del problema

El uso de marcapasos presenta limitaciones técnicas relevantes (Andrade et al., 2024). Una de las que más persiste es su dependencia de baterías convencionales. Esta fuente de energía posee una densidad fija (Franzina et al., 2020), lo que restringe las posibilidades de miniaturización y reduce la autonomía operativa del dispositivo (Bougas et al., 2024; Hannan' et al., 2014; Roy et al., 2022). Además, su vida útil es limitada, con un promedio entre 7 y 10 años (Franzina et al., 2020), lo cual implica que los pacientes más jóvenes deberán someterse a múltiples cirugías de recambio a lo largo de su vida (Aizawa et al., 2015; Bougas et al., 2024; Miriyala et al., 2024). Este aumento en el número de intervenciones quirúrgicas conlleva un mayor riesgo de infecciones y eleva los costos sanitarios (Aizawa et al., 2015; Gao et al., 2024; Hannan' et al., 2014; Zhao et al., 2020). A ello se suman posibles efectos secundarios químicos, desencadenando necrosis o daño tisular por alguna fuga del electrolito interno (Goodarzy et al., 2015; Hannan' et al., 2014). Otra limitación relevante es el gran tamaño de las baterías (Zheng et al., 2021), que puede ocupar hasta el 90% del volumen total del marcapasos (Hannan' et al., 2014; Miriyala et al., 2024). Frente a estas limitaciones, se han propuesto soluciones como baterías recargables mediante sistemas de carga inalámbrica (Choi et al., 2024a). No obstante, esta alternativa genera calor por inducción electromagnética, lo cual representa un riesgo térmico (Franzina et al., 2020). Este calor, generado por la inducción electromagnética es absorbido por el cuerpo (Laganà et al., 2025), lo que provoca un aumento de temperatura en los tejidos. Esto representa una preocupación, especialmente en el cerebro, donde puede afectar la actividad neuronal. Incluso pequeños aumentos (1-2 °C) pueden alterar la bioquímica celular, aunque se cree que menos de 1 °C no causa efectos adversos.

Ciertos tejidos como los ojos y los testículos son más vulnerables al sobrecalentamiento debido a su limitada capacidad para disipar el calor (Laganà et al., 2025). Además, la frecuencia de las ondas electromagnéticas influye significativamente: las frecuencias bajas (100 MHz) penetran más y provocan un calentamiento difuso, mientras que las altas (27 GHz o más) inducen un calentamiento más localizado e intenso. La absorción máxima ocurre entre 100 MHz

y 1 GHz, un rango crítico para la bioseguridad (Laganà et al., 2025). A su vez, la proximidad a la fuente y la movilidad influyen. La inmovilidad cerca de dispositivos (como routers Wi-Fi) puede generar picos de temperatura y valores elevados de SAR, mientras que el movimiento ayuda a dispersar la energía (Laganà et al., 2025). La absorción disminuye exponencialmente con la distancia, destacando la importancia de mantener una separación adecuada.

1.3 Justificación de la investigación

Con las limitaciones que tienen las baterías, se ha iniciado la exploración de fuentes de energía alternativas. Una solución prometedora consiste en recolectar la energía producida por el cuerpo humano, como energía cinética o bioquímica. Esta energía puede originarse a partir del gasto cardíaco, los movimientos pulmonares, el potencial endococlear o las contracciones musculares. Para ello se han desarrollado tecnologías capaces de recolectar energía dentro del cuerpo. Entre ellas se incluyen materiales piezoeléctricos (PENG), generadores termoeléctricos (TEGs), triboeléctricos (TENGs) y bioceldas. En cambio, cuando la recolección se realiza desde el exterior del cuerpo, pueden emplearse sistemas basados en radiofrecuencia, inducción electromagnética u ondas ultrasónicas (Gao et al., 2024).

En los marcapasos, se considera adecuada la utilización de los PENG y TENGs ya que estos aprovechan la energía generada por los movimientos de la respiración o el latido del corazón (Choi et al., 2024a). Gracias a ello, estas tecnologías podrían alimentar a los dispositivos de manera continua sin necesidad de cambios (Roy et al., 2022). Además, permitirían que marcapasos sean más pequeños, ligeros, seguros y duraderos (Gao et al., 2024; Goodarzy et al., 2015; Laganà et al., 2025). A su vez, se lograría una reducción significativa en los residuos electrónicos y los costos del sistema de salud, tanto a mediano como a largo plazo (Hannan' et al., 2014). En este contexto, esta alternativa tecnológica cobra especial relevancia, considerando que se ha incrementado el uso del marcapasos asociado al envejecimiento poblacional y la prevalencia de las ECV (Willy et al., 2022). Por esta razón, resulta esencial ofrecer nuevas tecnologías libres de baterías convencionales

a los usuarios. Esto permitirá mejorar la eficiencia de los marcapasos, logrando así un impacto en la salud y bienestar de los pacientes.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivos general

Analizar, con base en evidencia experimental y literatura científica reciente, las principales tecnologías de recolección de energía del cuerpo humano para marcapasos, determinando su desempeño y viabilidad clínica y tecnológica.

1.4.2 Objetivos específicos:

- Revisar las principales tecnologías de captación de energía del cuerpo humano aplicables a marcapasos implantables.
- Analizar, usando datos experimentales publicados, el desempeño, ventajas, limitaciones y potencias de cada tecnología.
- Examinar los desafíos técnicos y las oportunidades futuras para la implementación de marcapasos autónomos en la práctica clínica.

1.5 Alcance y límites de la investigación

Se consideran únicamente tecnologías que recolectan energía desde fuentes internas del cuerpo, excluyendo aquellas basadas en fuentes externas como radiofrecuencia o inducción inalámbrica. La revisión abarca estudios experimentales in vitro, in vivo y simulaciones hasta la fecha reciente, sin profundizar en aspectos clínicos específicos o ensayos en humanos debido a las limitaciones actuales.

1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio

El estudio presentado pertenece a la línea de investigación en ciencias de la salud, específicamente en el tema de Ingeniería Clínica y Biomédica, la cual trata de la captación de energía del cuerpo humano para la alimentación autónoma de marcapasos implantables.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

CAPÍTULO II

2.0 Marco teórico

2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema

Fundamentos del marcapasos y demanda energética

Un marcapasos cardíaco es un dispositivo de pequeñas dimensiones que se implanta generalmente en la región torácica (Abas Sabouni, 2024; Zhang et al., 2022). Su función principal consiste en enviar impulsos eléctricos breves que permiten mantener un ritmo cardíaco constante (Zhang et al., 2022). Suelen emitir un pulso con una duración entre 0.5 y 25 ms, una amplitud de salida de 0.1 a 15 V y una frecuencia de hasta 300 pulsos por minuto (Abas Sabouni, 2024; Gururaj et al., 2020). Gracias a esta estimulación eléctrica, el dispositivo ayuda a controlar el sistema de conducción del corazón, permitiendo corregir alteraciones en el ritmo cardíaco conocidas como arritmias, tales como la taquicardia (latidos acelerados) o la bradicardia (latidos lentos). Además, los marcapasos se utilizan para el tratamiento de otras afecciones, como la insuficiencia cardíaca, donde el corazón no logra bombear una cantidad de sangre adecuada con el ritmo necesario (Abas Sabouni, 2024).

La actividad cardíaca está controlada por impulsos eléctricos originados en el nodo sinoauricular, el cual actúa como el marcapasos natural del corazón. Esta señal eléctrica inicia la contracción de las aurículas y, posteriormente, se propaga a través del haz de His hacia los ventrículos (Gururaj et al., 2020), induciendo su contracción. Cuando los ventrículos no se contraen de manera sincronizada, se producen arritmias. Actualmente, se considera que los marcapasos son el método más común para el tratamiento de arritmias (Abas Sabouni, 2024). En este contexto, los marcapasos convencionales están compuestos por tres elementos principales, los cuales se muestran en la figura 1.

En primer lugar, se encuentra el generador de pulsos. Este alberga la batería y los circuitos eléctricos encargados de enviar las señales eléctricas al corazón. Este componente se implanta justo debajo de la piel del pecho, cerca de la clavícula (Abas Sabouni, 2024). A esto se suman los cables (leads), que son alambres aislados que transportan el pulso desde el generador hasta los electrodos. Se

insertan a través de una vena grande hacia el corazón, donde se fijan a la superficie o en el músculo cardíaco. Dependiendo del tipo de marcapasos, puede haber uno, dos o tres cables, denominándose marcapasos monocameral, bicameral o biventricular, respectivamente (Abas Sabouni, 2024). Finalmente, los electrodos, que se encuentran situados al final de los cables y están en contacto directo con el corazón. Estos contienen sensores que detectan el ritmo cardíaco y envían la información al generador, el cual, si es necesario, transmite pulsos eléctricos a través de los cables (Abas Sabouni, 2024).

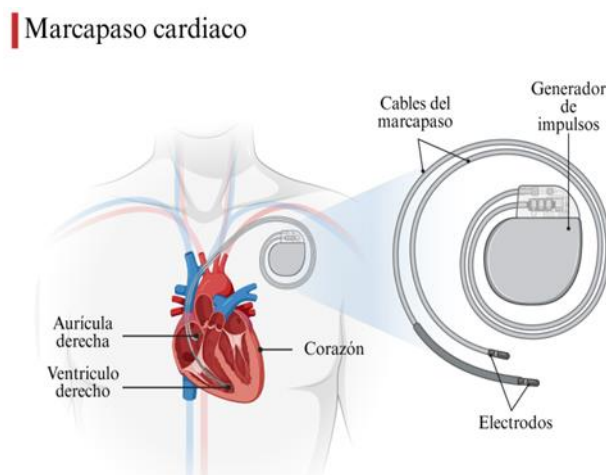


Fig. 1 Partes de un marcapasos

La implantación de un marcapasos convencional suele requerir un procedimiento quirúrgico que dura aproximadamente de una a tres horas. Este procedimiento, que utiliza un fluoroscopio, es realizado por un cirujano cardiovascular, asistido por un radiólogo y un anestesiólogo. Implica una incisión de una a dos pulgadas debajo de la clavícula para crear un bolsillo donde se inserta el generador de pulsos. Posteriormente, los cables se fijan al generador (Abas Sabouni, 2024; Puette et al., 2024). Más recientemente, se han introducido los marcapasos intracardiacos sin cables (leadless) para evitar fallos relacionados con los cables (Hasan et al., 2023; Tjong & Reddy, 2017). Estos dispositivos presentan dimensiones y forma similares a los marcapasos convencionales, lo que permite su implantación mediante catéter (Hasan et al., 2023). Por otro lado, los marcapasos convencionales actuales utilizan principalmente baterías de yoduro de litio. Estas han mejorado la esperanza de vida de estos dispositivos en comparación con las baterías anteriores de mercurio-zinc.

Su eficiencia se debe a que ofrecen baja corriente y voltaje de descarga, lo cual es adecuado para una demanda energética que oscila entre unos pocos microwatts (μW) y $20 \mu\text{W}$ (Steinwender & Leal, 2025). Sin embargo, su naturaleza corrosiva puede ocasionar fallos en el marcapaso (Abas Sabouni, 2024).

La vida útil típica de un marcapasos convencional tras la cirugía es de 5 a 7 años, aunque en algunos casos puede alcanzar entre siete y ocho años. En contraste, los marcapasos leadless ofrecen una autonomía levemente superior, estimada entre 8 y 10 años (Abas Sabouni, 2024; Franzina et al., 2020). El requerimiento energético de los modelos actuales permanece por debajo de los $100 \mu\text{W}$, bajo condiciones de estimulación continua al 100% con una frecuencia de 60 latidos por minuto (bpm). El objetivo de potencia requerido por estos dispositivos es de aproximadamente $4.2 \mu\text{W}$, aunque el consumo puede superar este valor debido a umbrales de estimulación más altos o a la progresión de la enfermedad (Franzina et al., 2020). A continuación, en la Tabla 1 se presentan los parámetros de diseño y las demandas energéticas de los marcapasos convencionales. Esta información es clave para establecer una base crítica al evaluar nuevas tecnologías de captación de energía, que deben generar potencia en ese rango y cumplir con las restricciones físicas del implante.

Tabla 1 *Parámetros de diseño de los Marcapasos cardíacos*

<i>Parámetros</i>	<i>Marcapasos cardíacos</i>
Potencia requerida	<100 μW
Tamaño del implante (mm)	61 x 50 x 13
Profundidad del implante (mm)	40 ~ 55

Nota: Los valores presentados corresponden a marcapasos convencionales. En cuanto a las unidades, la potencia se expresa en microwatts (μW). Y las dimensiones son los límites adecuados de diseño para que tenga un desempeño ideal en la implantación subcutánea. Tabla construida a partir de los aportes de (Chauhan & Saxena, 2025; Roy et al., 2022)

La duración limitada de la batería representa un problema significativo, ya que su agotamiento requiere intervenciones quirúrgicas repetidas para el reemplazo del dispositivo (Goodarzy et al., 2015). Estas reintervenciones incrementan el riesgo de complicaciones, generan incomodidad para el paciente (Goodarzy et al., 2015), prolongan el tiempo de recuperación y hay aumento de los costos sanitarios (Abas Sabouni, 2024; Franzina et al., 2020). En el caso de los marcapasos leadless, aunque han revolucionado el campo, su dependencia de las baterías sigue siendo un desafío importante, debido a que el volumen y la capacidad de la batería están fuertemente limitados. Asimismo, una vez que estos dispositivos quedan cubiertos por tejido, su explantación resulta difícil (Miriyyala et al., 2024). Por esta razón, para evitar la necesidad de cirugías de reemplazo recurrentes, los marcapasos, especialmente los leadless (Chauhan & Saxena, 2025), requieren una fuente de energía autónoma y de larga duración. Una posible solución es la captación de energía del propio cuerpo humano, como la energía cinética generada del movimiento cardíaco, se investiga como un medio para lograr esta autonomía (Chauhan & Saxena, 2025). Este enfoque tiene como objetivo eliminar la limitación impuesta por la vida útil de las baterías de los marcapasos actuales (Miriyyala et al., 2024). De hecho, se ha estimado que la energía recolectada del corazón podría ser suficiente para mantener un marcapasos recargable durante más de 20 años (Miriyyala et al., 2024). Con una vida útil extendida también se abre la posibilidad de que los marcapasos incorporen nuevas funciones.

Actualmente, los marcapasos actuales carecen de capacidades “inteligentes”, como el envío de informes periódicos sobre el estado de la batería, debido a la preocupación por un mayor consumo energético (Franzina et al., 2020). Sin embargo, esta limitación podría superarse si el dispositivo generara su propia energía. En ese escenario, sería posible incorporar sensores capaces de monitorear continuamente el estado de salud del paciente, lo que favorecería decisiones clínicas más oportunas y una gestión más eficiente de su tratamiento (Gao et al., 2024). Además, al eliminar la necesidad de reemplazar la batería, este sistema no solo optimizaría los resultados clínicos, sino que también reduciría intervenciones innecesarias (Gao et al., 2024). A continuación, en la siguiente sección se explorará

en detalle las diversas fuentes de energía generadas por el cuerpo humano que pueden ser aprovechadas para alimentar estos dispositivos.

Fuentes de energía generadas por el cuerpo humano

El cuerpo humano genera energía constantemente a través actividades rutinarias como caminar, correr o respirar. Se genera energía hasta 2000 Kcal (aproximadamente 1000 W) (Madhusoodanan, 2019; Zitouni & Wahbah, 2023). La energía generada puede ser aprovechada para alimentar a los marcapasos, reduciendo o eliminando la necesidad de baterías convencionales y los riesgos asociados a su reemplazo quirúrgico (Janes et al., 2021; Madhusoodanan, 2019; Sohail et al., 2024). Las principales fuentes de dicha energía corporal, según la presente revisión, son la biomecánica, la bioquímica y la térmica. Todas ellas funcionan como soluciones energéticas. En la figura 2, se pueden observar estas soluciones.



Fig. 2 Representación radial de tecnologías energéticas aplicadas a marcapasos

A continuación, se describe cada una de las energías mencionadas anteriormente. Primero, se encuentra la energía biomecánica, la cual se obtiene a partir del movimiento mecánico dentro o fuera del cuerpo humano. Este tipo de energía incluye movimientos voluntarios como caminar o el movimiento de las extremidades, y movimientos involuntarios como los latidos cardíacos, la respiración, las fluctuaciones de la presión arterial y las contracciones musculares

(Gao et al., 2024; Janes et al., 2021; Kim et al., 2015; Madhusoodanan, 2019; Shuvo et al., 2022). Para convertir esta energía en electricidad, se utilizan principalmente dos tecnologías: la triboeléctrica y la piezoeléctrica.

En cuanto a la tecnología piezoeléctrica, esta se basa en el uso de materiales que generan voltaje al ser sometidos a tensión o deformación mecánica (Madhusoodanan, 2019; Mahmoud et al., 2024; Shuvo et al., 2022). La aplicación periódica de compresión y tensión puede generar voltaje de corriente alterna (AC). Se puede ver este principio en la figura 3 y 4. Entre los materiales comúnmente utilizados para los PENG se encuentran el PZT (Janes et al., 2021), PVDF, ZnO y BaTiO₃, así como compuestos como PMN-PT. El PZT es reconocido por su alto coeficiente piezoeléctrico, aunque su estructura puede ser frágil, mientras que PVDF es un polímero flexible con buena resistencia a la fatiga. Se ha demostrado que los PENG han captado la energía de los movimientos corporales, respiración, fluctuaciones de la presión arterial, y especialmente del movimiento cardíaco y la pulsación de la aorta (Kim et al., 2015; Madhusoodanan, 2019; Shuvo et al., 2022). En particular, la pulsación de la aorta ascendente ha generado $\sim 2.3 \mu\text{W}$ según reportes previos o 1.5V y 300nA in vivo en un cerdo (Kim et al., 2015). El movimiento cardíaco ha generado voltajes pico a pico de hasta 3V en cerdos (Sohail et al., 2024), hasta 145 nA y 8.2 V suficientes para estimular músculo cardíaco de rata, y $1.2 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ en estudios in vivo en bovinos (Janes et al., 2021). Además, un estudio en un perro reportó una generación energética de $0.487 \mu\text{J}$ (Laganà et al., 2025) por latido cardíaco. Basado en estos hallazgos, se ha propuesto el uso de estructuras en zigzag para capturar energía de baja frecuencia para marcapasos implantables ubicados en el pecho (Mahmoud et al., 2024).

Sin embargo, los PENG presentan algunas desventajas. Una de ellas es que pueden ser sensibles a la frecuencia del movimiento (Mahmoud et al., 2024). Además, ciertos materiales inorgánicos como el PZT pueden ser frágiles para los tejidos blandos del cuerpo (Laganà et al., 2025; Mahmoud et al., 2024), aunque actualmente se investigan materiales estirables. También se ha observado la encapsulación necesaria podría afectar las propiedades mecánicas del dispositivo.

Finalmente, su eficiencia tiende a disminuir cuando operan a bajas frecuencias (Madhusoodanan, 2019).

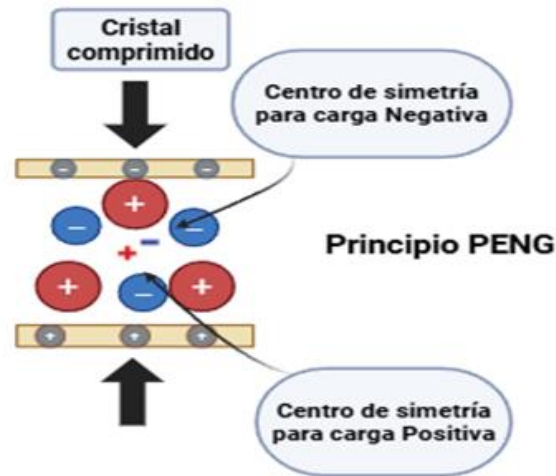


Fig. 3 Principio PENG

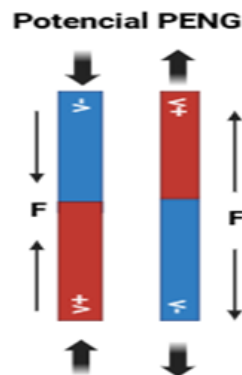


Fig. 4 Potencial PENG

Además de la tecnología piezoeléctrica, la captación triboeléctrica también es derivada de la energía biomecánica. Esta se basa en el uso de TENGs, que convierten la energía mecánica en electricidad. Esto sucede mediante el efecto de electrificación por contacto-separación o fricción entre dos materiales diferentes (Gao et al., 2024; Mahmoud et al., 2024; Shuvo et al., 2022). El efecto de electrificación se puede ver en la figura 5. El movimiento corporal interno, como la respiración, el latido cardíaco y la contracción muscular (Shi et al., 2018), causa el contacto y la separación de capas de materiales, generando carga (Gao et al., 2024;

Kim et al., 2015). Se han investigado TENGs implantables (iTENGs) para cosechar energía de la respiración en ratas (3.73V, 0.14 nA, 8.44 mW/m²) (Kim et al., 2015), y del latido cardíaco en cerdos, logrando hasta 14V y 5 μ A (Kim et al., 2015; Laganà et al., 2025), y reportando 0.495 μ J por ciclo cardíaco para alimentar un marcapasos simbiótico (Kim et al., 2015).

Además de su aplicación en marcapasos, esta tecnología ha sido explorada en otras áreas biomédicas. Por ejemplo, un sistema para tratamiento de heridas basado en TENGs generó 3.5 mW/cm², 600V y 7nA a partir de pulsos continuos (Choi et al., 2024a). Un sistema de electrodo neural autoalimentado basado en tecnología híbrida tribo/piezoeléctrica logró un voltaje de circuito abierto de 501 $\pm$ 8V y una densidad de potencia pico de 72 mW/m² (Gao et al., 2024; Zheng et al., 2021), manteniendo 1.5V(+0.11V) in vivo después de 12 semanas para estimulación nervios (Gao et al., 2024). También se exploró para sensores de presión endocardial impulsados por el flujo sanguíneo (Kim et al., 2015).

Sin embargo, a pesar de su gran potencial, esta tecnología presenta algunas limitaciones. Una de las principales desventajas que se puede mencionar es el bajo voltaje de salida que puede ser una limitación. La fricción puede causar daño en la superficie de contacto con el tiempo. La técnica aún está en desarrollo y requiere mejoras para baja frecuencia y amplitud de movimientos. El rendimiento de salida se ve afectado por la humedad ambiente (Laganà et al., 2025).

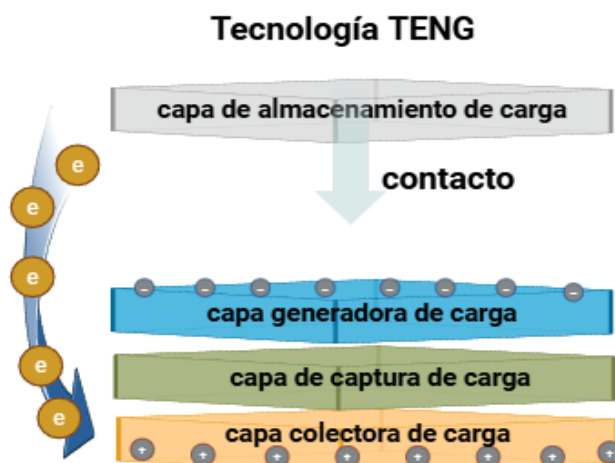


Fig. 5 Tecnología TENG

Una vez abordadas las tecnologías basadas en energía mecánica, se introduce la tecnología basada en energía bioquímica. Proviene de las reacciones químicas que ocurren naturalmente en el cuerpo humano (Kim et al., 2015; Shuvo et al., 2022). En este contexto, las celdas de biocombustible aprovechan reacciones redox de biocombustibles presentes en fluidos corporales (Shuvo et al., 2022). Por ejemplo, la glucosa o el lactato, para generar electricidad, como se muestra en la figura 6. Las celdas enzimáticas son más prácticas para implantes, dada la abundante disponibilidad de la glucosa en el cuerpo (Gao et al., 2024; Shuvo et al., 2022; Sohail et al., 2024).

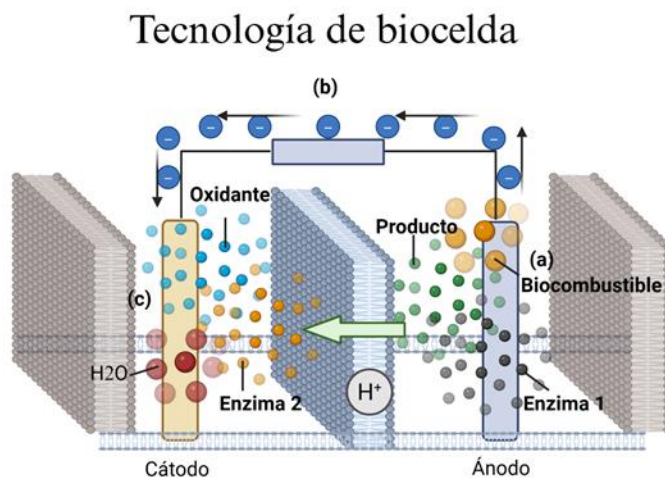


Fig. 6 Tecnología de bioceldas

En términos experimentales, se ha demostrado el funcionamiento de estas celdas en pruebas in vivo. Por ejemplo, se han obtenido 38.7 μW a partir de celdas de biocombustible de glucosa (GBF) implantadas en ratas (Kim et al., 2015; Laganà et al., 2025). Se ha reportado que se pueden generar hasta 100 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ de GBF en el cuerpo humano (Shuvo et al., 2022), y hasta 3.7 mW/cm^2 en un entorno controlado (Shuvo et al., 2022). Asimismo, se han realizado experimentos in vivo en venas y tejidos de ratas y conejos, así como en invertebrados como caracoles y almejas, generando potencias del orden de microwatts. Por ejemplo, una celda implantada en la vena yugular de una rata mostró un voltaje inicial de 0.65-0.68V, estabilizándose en 0.42V después de 18 días (Laganà et al., 2025). Otra celda, implantada en la oreja de un conejo, generó 0.42 μW a 0.56V (Kim et al., 2015;

Laganà et al., 2025). Celdas implantadas en almejas generaron hasta 37 μW en configuración paralela y 5.2 μW en serie (Laganà et al., 2025).

Sin embargo, a pesar de los resultados prometedores, la tecnología enfrenta algunos desafíos que limitan su aplicación clínica. El bajo voltaje de salida es el principal inconveniente, típicamente $\sim 0.5\text{V}$, insuficiente para la mayoría de los DMI que requieren 2-3V (Sohail et al., 2024). Esto requiere conectar celdas en serie o usar convertidores DC-DC (Sohail et al., 2024). Además, la vida útil de las enzimas y el biofouling representan obstáculos técnicos relevantes (Shuvo et al., 2022).

Finalmente, otra fuente de energía aprovechable es la energía térmica. El cuerpo humano produce y disipa calor continuamente, generando un gradiente de temperatura entre el interior del cuerpo y la piel (Choi et al., 2024b). Para convertir esta energía en electricidad se utilizan los TEGs, que operan mediante el efecto Seebeck, convirtiendo este gradiente de temperatura en electricidad (Choi et al., 2024b; Shi et al., 2018), tal como se muestra en la figura 7. Un gradiente de 1°C entre la piel y el interior puede generar hasta 10 μW (Madhusoodanan, 2019). Los TEG se caracterizan por ser dispositivos de estado sólido carentes de componentes móviles (Laganà et al., 2025), lo que representa una ventaja para su uso en aplicaciones médicas. Con un gradiente de 5K (5°C), se han reportado potencias de 1.5 μW (0.19 cm^2 dispositivo) (Hannan' et al., 2014; Shuvo et al., 2022), 1 μW (1 cm^2 dispositivo), o $\sim 30 \mu\text{W}$ (Hannan' et al., 2014). Además, un TEG de 6 cm^2 con 2°C de gradiente ha producido 100 μW (Laganà et al., 2025).

De forma complementaria, otros experimentos han demostrado que un gradiente de 0.5°C en un conejo generó 20 mV (Choi et al., 2024b), que se elevó a 3.3V con un circuito de amplificación (Laganà et al., 2025). Un TEG con casi 4000 termopares y 6 cm^2 requirió 2°C de gradiente para generar 4V y 100 μW (Laganà et al., 2025). La eficiencia de conversión suele ser baja y el voltaje de salida también es limitado, lo que obliga al uso de circuitos de amplificación (boost circuits) (Shuvo et al., 2022). Para alcanzar potencias útiles se requieren áreas grandes o muchos termopares, lo cual puede ser inviable para implantes pequeños. En implantes profundos, el gradiente térmico disponible suele ser menor. Además, la eficiencia de estos dispositivos está restringido por la eficiencia de Carnot (Hannan' et al., 2014). En

este contexto, el diseño de TEGs implantables se enfrenta al reto de reducir su tamaño para acomodar miles de termopares y mantener un gradiente de temperatura constante (Laganà et al., 2025).

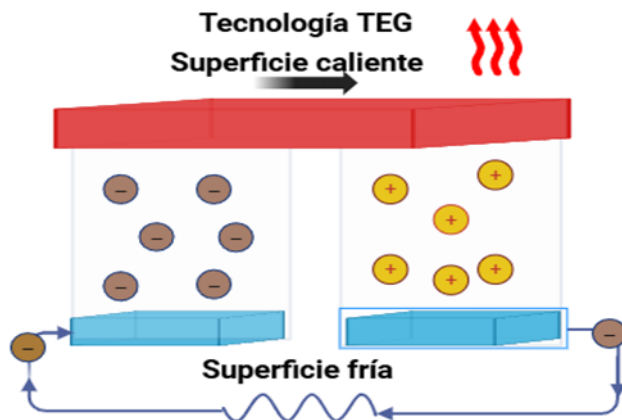


Fig. 7 Tecnología TEG

Además de las fuentes de energía biomecánica, bioquímica y térmica previamente analizadas, se han explorado otras tecnologías prometedoras. Entre ellas se encuentra la tecnología electrostática, los generadores automáticos tipo reloj y el aprovechamiento del potencial endococlear. En particular, la tecnología electrostática convierte la vibración mecánica en energía eléctrica a través de la inducción electrostática (Hannan' et al., 2014; Shuvo et al., 2022). Esto ocurre mediante cambios en la capacitancia de un sistema, a menudo con una carga fija. Son más eficientes en escalas pequeñas, como en sistemas microelectromecánicos (MEMS) (Hannan' et al., 2014; Shuvo et al., 2022). En este contexto, los generadores electrostáticos MEMS han producido 8 μW , hasta 270.22 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ con estructuras tipo peine (Shuvo et al., 2022). La captación de movimiento cardíaco ha generado 58 μW utilizando MEMS con capacitancia variable. Asimismo, generadores no resonantes de MEMS han producido 80 μW a partir de movimiento no periódicos (Shuvo et al., 2022). Sin embargo, a menudo requieren una carga inicial. También presentan baja eficiencia cuando se requiere alta potencia y su diseño puede ser complejo (Hannan' et al., 2014). En la Tabla 2, se comparan los principios de funcionamiento, ventajas y desventajas de las principales tecnologías: PENG, TENG, TEG, bioquímica y electrostática.

Otra propuesta de tecnología es la de los generadores automáticos (tipo reloj), los cuales adaptan los mecanismos de los relojes automáticos. Estos dispositivos convierten el movimiento de la muñeca en energía, y se han diseñado para captar energía mecánica in vivo, como la generada por el latido cardíaco. Un peso oscilante acciona un generador en miniatura (Kim et al., 2015; Zheng et al., 2025). Prototipos implantados en corazones de perros y ovejas han generado $\sim 13 \mu\text{J}$ por latido en perros y $11.1 \mu\text{J}$ por latido en ovejas, lo cual resulta suficiente para almacenar en un capacitor y alimentar un marcapasos (Hannan' et al., 2014; Sohail et al., 2024). No obstante, la adaptación de mecanismos macroscópicos a una escala implantable presenta desafíos de diseño y biointegración (Kim et al., 2015; Zheng et al., 2025).

Por último, se encuentra el aprovechamiento del potencial endococlear (EP), un gradiente electroquímico presente en el oído interno que funciona como una batería biológica impulsada por la transferencia de iones. En cobayas, se ha reportado la capacidad de generar entre 1.1 y 6.3 nW, con voltajes de 70-100mV y corrientes de 14-28 μA . Sin embargo, el principal desafío de esta tecnología es la muy baja potencia de salida generada (Kim et al., 2015; Shuvo et al., 2022).

Tabla II *Comparación de Tecnologías de Cosecha de energía en el cuerpo humano*

Tipo de Cosecha de Energía	Principio de Operación	Ventajas	Desventajas
Piezoeléctrica	Convierte la energía mecánica (deformación, vibración, presión) directamente en energía eléctrica a través de la polarización de materiales piezoeléctricos.	Alta densidad de energía entre los cosechadores basados en vibración. Posibilidad de fabricación a micro y nanoescala. Puede generar alto voltaje.	La eficiencia es dependiente de la frecuencia, con mínima eficiencia a bajas frecuencias. Algunos materiales pueden ser tóxicos. Dificultad para responder eficientemente a las bajas frecuencias y aceleraciones del movimiento humano.
Triboeléctrica	Genera carga eléctrica por	No necesita amplificadores	Requiere encapsulación

	fricción o contacto-separación entre dos materiales con diferentes propiedades eléctricas.	o alimentados para la carga debido a su alto voltaje de salida. Capacidad de capturar energía con pequeños desplazamientos o deslizamientos.	adecuada para mitigar el impacto del ambiente acuoso del cuerpo humano en su rendimiento.
Termoeléctrica	Convierte las diferencias de temperatura (gradiente térmico) en energía eléctrica, basándose en el efecto Seebeck.	Proporciona un suministro de energía estable dado el gradiente térmico constante del cuerpo. No tiene componentes móviles. Ofrece una salida de corriente continua.	Baja eficiencia de conversión de energía. Requiere un gradiente de temperatura suficiente, lo cual es un desafío ya que el cuerpo humano mantiene una temperatura interna constante. Voltaje de salida limitado (típicamente de 50 mV para 1-2 K de diferencia).
Bioquímica	Genera energía eléctrica a partir de reacciones químicas biológicas (ej. oxidación de glucosa o lactato) usando biocatalizadores.	Utiliza fuentes renovables y abundantes presentes en los biofluidos del cuerpo (glucosa, oxígeno). La mayoría de los materiales son biocompatibles.	La salida de energía puede ser inestable. La vida útil de las enzimas inmovilizadas es limitada (un mes como máximo). Baja densidad de potencia y voltaje de salida insuficiente para muchos DMI (típicamente 0.5 V, mientras que los DMI necesitan 2-3 V). Riesgo de corrosión o incrustación.
Electroestática	Convierte la energía mecánica en energía eléctrica mediante la variación de capacitancia entre	Puede lograr una alta densidad de carga utilizando nuevas tecnologías de micro fluidos.	Las estructuras resonantes no son adecuadas para el movimiento humano de baja frecuencia. Puede generar

placas cargadas debido al movimiento.	potencias muy bajas para aplicaciones prácticas.
Tabla construida a partir de los aportes de (Ambia et al., 2024; Choi et al., 2024; Gao et al., 2024; Goodarzy et al., 2015; Janes et al., 2021; Laganà et al., 2025; Roy et al., 2022; Sharma, 2025; Shi et al., 2018; Shuvo et al., 2022; Zhang et al., 2022; Zheng et al., 2025).	

En esta tabla se puede observar que las tecnologías biomecánicas, como la piezoeléctrica y la triboeléctrica, destacan por su alta densidad de potencia y su potencial de miniaturización. Sin embargo, enfrentan algunos retos como la eficiencia a bajas frecuencias fisiológicas y la necesidad de encapsulamiento biocompatible para garantizar una funcionalidad a largo plazo. En cuanto a la captación termoeléctrica, se distingue por ser estable y no tener partes móviles, aunque su voltaje de salida es limitado por el bajo gradiente térmico corporal. Las celdas de biocombustible, por su parte, utilizan glucosa, pero presentan una potencia inestable y una vida útil reducida debido a la degradación enzimática. Finalmente, la captación electrostática puede ser eficiente a microescala, pero su potencia suele ser insuficiente para alimentar marcapasos de forma práctica.

Captación de fuentes de energía del cuerpo humano para los marcapasos

La integración efectiva de estas fuentes de energía en un marcapasos implica superar diversos desafíos técnicos y fisiológicos (Sharma, 2025). El principal obstáculo es la baja potencia típicamente disponible de las fuentes biológicas (Chauhan & Saxena, 2025), lo que limita la energía que puede recolectarse (Sharma, 2025). Es decir, por la naturaleza intermitente o variable de algunas fuentes, como el movimiento o las características del latido cardiaco, hace que se requiera un manejo eficiente de la energía recolectada (Roy et al., 2022; Sharma, 2025).

Integración por captación piezoeléctrica

Una de las ideas más exploradas es la integración por captación piezoeléctrica, que aprovecha la deformación mecánica para generar electricidad (Hu et al., 2022). Materiales como PZT (titanato de zirconio y plomo), PMN-PT (Plomo Magnesio Niobato-Plomo Titanato), ZnO (óxido de zinc), PVDF (polifluoruro de vinilideno),

BaTiO₃ (Bario Titanato) y PZN-PT (niobato de plomo-zinc-titanato de plomo) han sido investigados (Ahmed & Chowdhury, 2023). Para este fin, se han desarrollado cosechadores integrados en los cables de marcapasos, capaces de captar el movimiento cardiaco mediante flexión o torsión (Dong et al., 2020). Entre los diseños explorados se incluyen configuraciones helicoidales, de viga en voladizo (cantilever) (Ahmed & Chowdhury, 2023), fan-folded y en forma de L (Ahmed & Chowdhury, 2023; Chauhan & Saxena, 2025). Estos cosechadores enfrentan el desafío de sintonizar su frecuencia resonante con las bajas frecuencias del latido cardiaco (Chauhan & Saxena, 2025; Karami & Inman, 2012; Xui et al., 2024). A pesar de ello, los prototipos, tanto in vitro como in vivo, han demostrado la capacidad de generar voltaje, potencia, y de cargar baterías (Dong et al., 2020; Gururaj et al., 2020; Hu et al., 2022). En condiciones in vivo, se han reportado voltajes de salida de 2V pico a pico (Dong et al., 2020), alcanzando hasta 3.5 V con dobutamina (Dong et al., 2020). También se han simulado voltajes de 36.21 V y 38 V (Xui et al., 2024), así como voltajes de 26 V con potencias de 17.6 mW (Ahmed & Chowdhury, 2023) en diseños específicos.

Estos niveles de salida han motivado estimaciones teóricas sobre el impacto funcional de estos dispositivos, proyectando una extensión de la vida útil de la batería de un marcapasos de hasta 2.3 años con ciertos diseños (Dong et al., 2020), un 20%, e incluso un 44% con la integración de múltiples dispositivos (Ambia et al., 2024). Algunos diseños combinan PENG con capacidades de sensado, como la medición de presión en el ventrículo derecho (Dong et al., 2020). Para permitir su funcionamiento continuo, se requieren circuitos adicionales para rectificación, conversión y almacenamiento de energía (Sharma, 2025). Además, se ha explorado la tolerancia a fallos mediante el uso de múltiples circuitos cosechadores y diodos de conmutación (Elhusseiny et al., 2024).

En esta misma línea, la integración de múltiples dispositivos PENG en serie ha mostrado la capacidad de generar voltajes suficientes, por ejemplo 6-6.2 Vpico a pico con 15 dispositivos (Elhusseiny et al., 2024). A partir de diversas fuentes biológicas y mecánicas, se han obtenido datos clave. Se han alcanzado hasta 1.189 μ W utilizando materiales piezoeléctricos avanzados como el PMN-PT (Kim et al.,

2015). Este material, conocido por su alta eficiencia, se emplea en generadores piezoeléctricos. Con materiales piezoeléctricos de PZT, se ha logrado una densidad de potencia de $12 \mu\text{W}$ por centímetro cuadrado (Kim et al., 2015), medida importante para entender cuánta energía se puede obtener por área. Por otro lado, los transductores piezoeléctricos se caracterizan por una mayor densidad 35.4 mJ por centímetro cúbico (Zhang et al., 2022).

Asimismo, los ciclos cardíacos representan una fuente viable de energía. Se estima que cada latido puede generar alrededor de $13 \mu\text{J}$ de energía a una frecuencia de 200 latidos por minuto, según estudios con un sistema adaptado de un reloj de pulsera implantado en tejido cardíaco de perro (Shi et al., 2018). Por medio de los latidos cardiacos se puede alimentar un marcapasos de baja potencia, generando $11,1 \mu\text{J}$ generando hasta $11.1 \mu\text{J}$ a partir de un ritmo de 90 latidos por minuto (Shi et al., 2018; Shuvo et al., 2022). En músculo sin vida, un prototipo que emplea la contracción de un músculo esquelético estimulado eléctricamente logró generar $35,8 \mu\text{W}$ en condiciones controladas (Mochida & Hijikata, 2019), cantidad suficiente para alimentar DMI. El mismo dispositivo, probado en un músculo de sapo (exvivo) de aproximadamente 3.6 gramos, generó $18.1 \mu\text{W}$ (Mochida & Hijikata, 2019), demostrando que la energía generada supera la necesaria para estimular el músculo. En experimentos con cerdos, también se logró generar un voltaje de 2 V (pico a pico) utilizando un dispositivo piezoeléctrico de seis capas durante la contracción y relajación del corazón. La posición del dispositivo influyó en el voltaje generado, alcanzando un máximo de 2,1 V en la posición óptima (Dong et al., 2020). Por último, se ha verificado que incluso estímulos mecánicos simples, como el golpeteo de un dedo, pueden producir densidades de potencia significativas. En condiciones experimentales, se alcanzaron $1,75 \times 10^5 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ (Shuvo et al., 2022), lo que resalta el potencial de estas tecnologías para captar energía de movimiento cotidianos.

Integración por captación triboeléctrica

Por otra parte, tenemos la integración por captación triboeléctrica. Los TENGs son implantables y convierten energía biomecánica generada por el movimiento corporal o cardiaco (Dong et al., 2020). Ofrecen alta densidad de potencia y voltaje,

aunque también presentan una elevada impedancia de salida y salida pulsada (Roy et al., 2022). Además, pueden utilizarse para funciones de sensado.

Se han desarrollado prototipos funcionales, incluyendo un marcapasos autoalimentado mediante la recolección de energía del movimiento cardíaco. Entre las potencias reportadas se encuentran valores de 10.4 mW/cm^2 , 5.28 uW generados por movimiento, 5 W/m^2 y 2.28 mW a partir del movimiento al caminar (Ambia et al., 2024; Hu et al., 2022; Roy et al., 2022). Un prototipo implantado logró cargar un capacitor hasta $\sim 4\text{V}$ en 63 minutos (Roy et al., 2022). En general, la tecnología TENG se considera prometedora para alimentar DMI debido a su alta densidad de potencia, eficiencia, flexibilidad y biocompatibilidad. No obstante, aún enfrenta limitaciones técnicas como el límite de ruptura dieléctrica del aire y el desgaste por fricción (Hu et al., 2022; Roy et al., 2022).

La energía triboeléctrica muestra un gran potencial, con una densidad de potencia de hasta 25 W/m^2 (Alkhalaf et al., 2022). Para contextualizar esta cifra, se han documentado algunos datos clave. Por ejemplo, arrays de nanocables han demostrado una salida de 1.1 mW/cm^2 a una baja frecuencia de 5 Hz (Shuvo et al., 2022). Además, al recolectar energía del movimiento humano, mediante cien golpeteos, se obtuvo una potencia de 9.9 mW/m^2 y una salida de hasta 62.8 mW/m^2 (Sharma, 2025). Para aplicaciones como marcapasos cardíacos y neuroestimuladores, los TENGs producen actualmente densidades de potencia que varían de $0,001$ a $0,1 \text{ mW/cm}^2$ (Gao et al., 2024). En cuanto al rendimiento de un TENG encapsulado en PDMS y parylene C, se han obtenido resultados relevantes. In vitro, se registraron 45 V pico a pico y $75 \text{ }\mu\text{A}$ pico a pico. Posteriormente, in vivo, en el corazón de rata, se lograron 14 V pico a pico y $5 \text{ }\mu\text{A}$ pico a pico, a partir del movimiento de contracción/relajación del corazón (Zhang et al., 2022). También se han reportado otras potencias para configuraciones triboeléctricas específicas, incluyendo $1,5 \text{ W}$, 128 mW/cm^3 , $3,68 \text{ mW}$. Estos valores reflejan la diversidad de resultados y el potencial de esta tecnología en múltiples aplicaciones (Kim et al., 2015).

Integración por captación termoeléctrica

Después, se encuentra la integración por captación termoeléctrica, basada en la diferencia de temperatura corporal. En este enfoque, los TEGs implantables aprovechan el gradiente de temperatura entre el interior del cuerpo y la superficie cutánea (Sharma, 2025). Sin embargo, el voltaje generado es típicamente bajo, lo que exige el uso de convertidores elevadores eficientes y, en muchos casos, circuitos de arranque para iniciar la operación. Aunque la eficiencia es limitada (Roy et al., 2022; Sharma, 2025), esta tecnología ofrece la ventaja de poder integrarse en dispositivos portátiles.

Los TEGs basados en BiTe son preferidos para implantes por su mayor densidad de potencia (Roy et al., 2022). No obstante, el bajo voltaje de salida representa un desafío significativo, ya que requiere numerosos termopares para alcanzar voltajes o potencias más altas, lo que puede demandar un área considerable (Roy et al., 2022). Las potencias reportadas varían de $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2$, $8.3 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ (Sharma, 2025), hasta aproximadamente 19 pW total en un microsistema llamado Body Sensor Network (BSN) (Roy et al., 2022). La eficiencia y temperatura de operación limitan su realización comercial. Asimismo, diversos estudios han reportado el potencial de los TEG para los marcapasos. Se ha demostrado que los TEGs pueden generar una potencia del orden de $60 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ cuando existe una diferencia de temperatura de 5°C entre sus extremos (Choi et al., 2024a). Este valor también ha sido expresado como $600 \text{ nW}/\text{mm}^2$ (Shuvo et al., 2022), según diferentes fuentes. Además, aprovechando el calor corporal, estos dispositivos pueden alcanzar densidades de potencia de hasta $35 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ en condiciones óptimas (Laganà et al., 2025). Además, se ha reportado una potencia máxima de salida de $130 \mu\text{W}$ mediante el uso de un convertidor elevador (Xui et al., 2024), lo que evidencia la viabilidad de esta tecnología para alimentar a dispositivos médicos de bajo consumo.

Por otra parte, la cantidad de energía que se extrae varía según la zona del cuerpo. Por ejemplo, en el cuello se pueden obtener entre 0.2 y 0.3 W ; en la cabeza entre 0.6 y 1 W ; y considerando el cuerpo completo, la potencia máxima puede llegar a $3\text{-}5 \text{ W}$ (Roy et al., 2022). Asimismo, se ha observado que, bajo ciertas

condiciones, un TEG fabricado con materiales como el telururo de bismuto dopado puede generar hasta 4 V de voltaje de circuito abierto y 100 μW de potencia de salida (Laganà et al., 2025), lo cual refuerza su potencial para alimentar implantes cardíacos de bajo consumo.

Integración por captación bioquímica

Otra vía complementaria en la recolección energética para los DMI es la integración por captación bioquímica (biofuel cells). Esta se basa en la oxidación de glucosa en biofuel cells implantables. Estas celdas son biocompatibles y aprovechan un combustible abundante en fluidos corporales: glucosa (Ambia et al., 2024). Sin embargo, su nivel de potencia suele ser bajo, típicamente del orden de los microwatts y pueden verse afectadas por fenómenos como el biofouling (Roy et al., 2022; Sharma, 2025). Se han reportado potencias del orden de los microwatts, incluyendo 38.7 μW in vivo o 193.5 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ (Roy et al., 2022). Además, se han explorado integraciones con supercapacitores para suministrar pulsos de energía. En cuanto a la obtención de energía a partir de fuentes biológicas, se han documentado algunos datos clave. Por ejemplo, las celdas de biocombustible de glucosa han demostrado una densidad de potencia estable de aproximadamente 3.4 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$, con valores máximos que pueden alcanzar hasta 180 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$ en condiciones de pico (Goodarzy et al., 2015). De manera similar, se ha reportado una densidad de potencia de 193.5 $\mu\text{W}/\text{cm}$ utilizando celdas de biocombustible de glucosa. Esto sitúa el rango general de generación entre 22 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ y 194 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ (Goodarzy et al., 2015). Dependerá de las condiciones y el diseño del sistema.

Integración por potencial endococlear

También hay estudios realizados utilizando el potencial endococlear (EP). Fue medido en conejillos de indias y demostró una potencia de salida de 1,12 nW (Goodarzy et al., 2015), lo que ilustra el bajo nivel de energía disponible en este tipo de fuentes. Por otro lado, en el caso de la energía obtenida a partir del lactato presente en el sudor humano, las celdas de biocombustible han logrado densidades de potencia significativamente mayores, alcanzando valores de 70 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ e incluso

hasta $1,2 \text{ mW/cm}^2$ (Goodarzy et al., 2015). Estos resultados evidencian el potencial de estas tecnologías para su aplicación tanto en los DMI como en tecnologías portátiles.

Integración por captación de energía electroestática

Por último, hay estudios relacionados con la integración por captación de energía electroestática. Esta tecnología se basa en la capacidad de un sistema para generar electricidad a partir de fenómenos eléctricos estáticos. Por ejemplo, la fricción o el movimiento que causa cambios en la capacitancia (generadores de capacitancia variable) (Zitouni & Wahbah, 2023). La potencia y la densidad de potencia reportadas para la recolección de energía electroestática varían según la fuente y el tipo de generador. En este sentido, se han encontrado algunos datos clave vinculados al latido cardíaco y al movimiento ventricular. A través de los estudios, se demostró que los generadores electroestáticos de capacitancia variable pueden producir $36 \text{ }\mu\text{W}$ y $58 \text{ }\mu\text{W}$ (Shuvo et al., 2022), respectivamente.

Además, el movimiento humano no periódico, al ser captado mediante un generador MEMS electroestático no resonante pudo cosechar hasta $80 \text{ }\mu\text{W}$ a una frecuencia de 30 Hz con una aceleración de 10 m/s^2 (Roy et al., 2022). Por otro lado, el movimiento del diafragma muscular, utilizando un cosechador electroestático de reducido tamaño, puede generar 230 mW en un volumen de 125 mm^3 (Roy et al., 2022), lo que se traduce en una densidad de potencia volumétrica de aproximadamente 1.84 mW/mm^3 (M. ONABAJO, 2023). Para resumir la diversidad de fuentes de energía y sus correspondientes densidades de potencia discutidas hasta ahora, la Tabla 3 presenta una comparativa de los valores típicos reportados.

Se han realizado importantes avances en el estudio de las fuentes de energía del cuerpo humano. También se han diseñado recolectores energéticos a microescala más eficiente. Además, ha mejorado los circuitos de gestión de energía altamente eficientes y de bajo consumo (Sharma, 2025). Sin embargo, persisten desafíos para alcanzar la autonomía total o extensiones sustanciales de la vida útil de la batería, especialmente en condiciones fisiológicas variables y a largo plazo. La miniaturización (Matthews, 2018), la biocompatibilidad prolongada, la robustez del

cosechador y la eficiencia de la circuitería de gestión de potencia son áreas clave para futuras mejoras. Estas optimizaciones permitirían la traducción clínica generalizada de los marcapasos autoalimentados (Sharma, 2025). En este sentido, el diseño de cables multifuncionales que integren tanto la captación de energía como la de sensor (por ejemplo, de presión) se presenta como una estrategia particularmente prometedora, al minimizar la invasividad y maximizar la utilidad clínica (Dong et al., 2020).

Actualmente se propone una arquitectura general para un sistema de captación de energía para marcapaso. Este debe constar típicamente de tres componentes. Primero, un cosechador de energía (EH), que convierte la energía mecánica, térmica o química en energía eléctrica. Segundo, una unidad de procesamiento de potencia (power processing unit - PPU) encargada de adaptar la energía recolectada. Y por último, una unidad de almacenamiento o consumo (Sharma, 2025). La PPU es crucial porque la salida de la mayoría de los cosechadores es energía alterna (AC) o continua (DC) de bajo voltaje, lo cual no es directamente utilizable por la electrónica del marcapasos (Sharma, 2025). Esta unidad suele incluir rectificadores, convertidores elevadores (boost converters) para aumentar el voltaje, y reguladores de voltaje (Sharma, 2025). Por su parte, el almacenamiento de energía es fundamental para el funcionamiento continuo, especialmente con fuentes intermitentes. Se emplean baterías, ya sean primarias o recargables como las de iones de litio (Roy et al., 2022), así como supercapacitores. La energía almacenada actúa como respaldo, estabiliza el suministro o proporciona picos de potencia (Sharma, 2025). Una batería pequeña también puede servir como respaldo ante fallos del sistema de captación (Dong et al., 2020). Además, los circuitos de gestión pueden necesitar un voltaje mínimo para arrancar (cold-start) (Karami & Inman, 2012), lo que puede justificar la necesidad de una pequeña batería de respaldo (Roy et al., 2022).

Tabla III Resumen de investigaciones representativas sobre la recolección de energía biomecánica y bioquímica centrada en el ser humano

Tipos de energía	Fuente de energía	Potencia de salida (μW)	Densidad de potencia ($\mu\text{W}/\text{mm}^2$)	Lugar	Tamaño (mm^2)
Piezoelectrico	Flexión de codo	0.167	6.7×10^3	Codo	24.276
	Movimiento del corazón porcino	0.73	7.3×10^{-3}	Corazón del cerdo	100 nm^2
	Rodilla humana	4800	0.8	Rodilla	2000 mm^3
Triboeléctrica	Movimiento cardíaco	5	N/A	Corazón humano	$2.5 \times 1 \times 0.15 \text{ cm}^3$
	Vibración humana	----	0.7261	Extremidades/Tórax	-----
	Escritura a mano	----	1.8	Mano	$20 \times 20 \text{ mm}^2$
Termoeléctrica	Muñeca humana	100	0.2	Muñeca	$20 \times 25 \text{ mm}^2$
	Cuerpo humano	2.1	8.4×10^{-4}	Zona torácica	$50 \times 50 \text{ mm}^2$
	Arteria radial	100	5.71	Muñeca interna	175.2 mm^3
Electroestática	Vibración de latido cardíaco	10	7.4×10^{-2}	Corazón humano	-----
	Movimiento torácico	230×10^3	1.84×10^3	Costillas	125 mm^3
	Movimiento de la cintura	40	4.4×10^{-2}	Zona abdominal	900 mm^2
Bioquímica	Pilas de Biocombustible	1.12×10^{-3}	3.4×10^{-3}	-----	$25-75 \text{ m}^2$
	Potencial Endococlear	38.7	1.8×10^{-4}	-----	$2.4 \times 2.4 \times 0.2 \text{ mm}^3$

Tabla construida a partir de aportes de Goodarzy et al., 2015; Roy et al., 2022; Sharma, 2025; Shuvo et al., 2022; Zheng et al., 2021.

En la tabla se comparan densidades de potencia y sitios anatómicos evaluados para distintos sistemas de captación. Los dispositivos piezoelectricos han generado

hasta 4800 μW en la rodilla y 0.73 μW en el corazón porcino. Los triboeléctricos han alcanzado 100 μW en la muñeca y 5 μW en el corazón humano. Los TEGs muestran valores moderados (hasta 2.1 μW), limitados por el gradiente térmico corporal. La captación electrostática ha reportado los mayores niveles (hasta 230 mW), aunque con diseños más complejos. Las bioceldas, con 38.7 μW in vivo, enfrentan retos de estabilidad enzimática y voltaje sostenido.

2.2 Bases teóricas que sustentan la investigación

Estudios In Vivo y simulaciones demostrando la Viabilidad

La búsqueda de sistemas de energía autónoma para marcapasos cardíacos impulsa una intensa investigación preclínica y clínica (Gao et al., 2024; Goodarzy et al., 2015; Zhang et al., 2022). Los estudios preclínicos, que a menudo involucran modelos animales, son cruciales para evaluar la viabilidad, el rendimiento, la biocompatibilidad y la seguridad de estas tecnologías antes de su posible aplicación en humanos (Laganà et al., 2025; Shi et al., 2018). Las simulaciones, por su parte, son fundamentales en las etapas de diseño para optimizar estructuras y predecir el rendimiento en condiciones fisiológicas (Ambia et al., 2024; Hu et al., 2022; Khazaei et al., 2023). En este contexto, las tecnologías de captación de energía biomecánica, como la vibración, el movimiento de órganos y el flujo de fluidos, junto con las basadas en procesos bioquímicos que aprovechan fuentes de energía inherentes al cuerpo humano, se perfilan como algunas de las más exploradas para aplicaciones implantables como los marcapasos (Bougas et al., 2024; Elhusseiny et al., 2024; Sohail et al., 2024).

Estudios realizados por captación piezoeléctrica

En cuanto a la captación piezoeléctrica, se han realizado numerosas simulaciones utilizando herramientas como COMSOL Multiphysics (Ahmed & Chowdhury, 2023; Chauhan & Saxena, 2025; Hu et al., 2022) o ABAQUS (Dong et al., 2020). Esto para optimizar diseños de recolectores de energía piezoeléctrica (PENG) para marcapasos (Chauhan & Saxena, 2025; Hu et al., 2022; Xui et al., 2024). Se busca que su frecuencia de resonancia coincida con la del latido cardíaco (1-1.67 Hz) (Steinwender & Leal, 2025; Xui et al., 2024). En este sentido, los estudios

han demostrado que ajustar parámetros como la longitud del haz, el espesor del material o la masa terminal permite adaptar la frecuencia de resonancia a los rangos fisiológicos (Ahmed & Chowdhury, 2023; Steinwender & Leal, 2025). Estas simulaciones han sido validadas mediante prototipos experimentales in vitro. Por ejemplo, un modelo de FEA (Análisis de Elementos Finitos) de un PENG integrado en un cable de marcapasos fabricado con PVDF fue validado comparando el voltaje de salida con un prototipo físico sometido a desplazamientos controlados (finger tapping) (Hu et al., 2022; Kumar et al., 2018). Las simulaciones predijeron que un desplazamiento de 9.1 mm podría generar 1 μ W (Hu et al., 2022). Además, otros estudios in vitro han simulado las complejas mociones de un cable de marcapasos, como flexión y torsión, utilizando una plataforma con agitador/motor, demostrando la generación de voltaje y la capacidad de iluminar LEDs o cargar microbaterías (Dong et al., 2020).

Los estudios in vivo en modelos animales son extensos y han demostrado la recolección de energía a partir del movimiento cardíaco o aórtico en cerdos (Shi et al., 2018; Zhang et al., 2022) y bovinos (Kim et al., 2015; Roy et al., 2022). En particular, un dispositivo ultraflexible de cerámica PZT implantado en cerdos logró generar hasta 3 V pico a pico gracias a los movimientos cardíacos (Shi et al., 2018; Zhang et al., 2022). Además, se han implantado PENG flexibles integrados en cables de marcapasos fabricados con P(VDF-TrFE) en el ventrículo derecho de cuatro cerdos (n=4) (Kumar et al., 2018). En estos experimentos, se midió la salida eléctrica en tiempo real (hasta 2.1 V) y se estudió el efecto de la posición de anclaje del cable, la contractilidad cardíaca inducida por dobutamina, y la frecuencia de estimulación cardíaca (Dong et al., 2020; Elhusseiny et al., 2024). En conjunto, estos estudios in vivo sugieren que la integración de múltiples dispositivos podría extender la vida útil de la batería del marcapasos en un 20% o más (Ambia et al., 2024; Elhusseiny et al., 2024).

En ratas, se han implantado PENG flexibles fabricados con PMN-PT para generar energía y estimular el músculo cardíaco (Azimi et al., 2021; Kim et al., 2015; Shi et al., 2018). De forma similar, los PENG de película delgada de PVDF han sido utilizados para cosechar energía del movimiento muscular en la pierna (Azimi et al.,

2021; Shi et al., 2018). Asimismo, se han realizado experimentos electrofisiológicos en ratas con el objetivo de confirmar la viabilidad de PENG ultrasónicos para estimulación cerebral profunda y analgesia (Shuvo et al., 2022). En otro modelo animal, se condujo un estudio en perros en el que se fijó el primer PENG implantable a las costillas, aprovechando la energía de la respiración (PVDF), con generación de hasta 18 V y 17 μ W (Laganà et al., 2025; Zhao et al., 2020). Finalmente, se han utilizado PENG para alimentar marcapasos en perros durante estudios in vivo (Dong et al., 2020; Puette et al., 2024).

Los dispositivos piezoeléctricos también se han investigado como sensores activos in vivo. Por ejemplo, han sido utilizados para monitorear la presión del ventrículo derecho en cerdos, demostrando consistencia con catéteres comerciales y potencial para detectar arritmias (Dong et al., 2020). Además, su aplicación no se limita al ámbito cardiovascular, ya que también se ha explorado la captación piezoeléctrica para implantes ortopédicos (Hannan' et al., 2014; Shuvo et al., 2022; Zitouni & Wahbah, 2023). No obstante, el desarrollo de estos dispositivos aún enfrenta desafíos. Entre ellos se encuentra la baja densidad de energía comparada con las baterías (Kim et al., 2015), así como la necesidad de materiales biocompatibles y flexibles (Kim et al., 2015; Zhang et al., 2022; Zhao et al., 2020). Sobresale otra desventaja y es la invasividad de algunos sitios de implantación (Ambia et al., 2024). A ello se suma la invasividad de algunos sitios de implantación (Ambia et al., 2024), el ajuste preciso de la frecuencia de resonancia (Hu et al., 2022), y el hecho de que generan voltaje AC, lo que exige el uso de circuitos de interfaz adecuados (Zhao et al., 2020). En la Tabla 4 se encuentra una comparación detallada de los estudios realizados con la tecnología PENG.

Tabla IV *Tecnología Piezoeléctrica para la captación de energía en marcapasos implantables*

Material/configuración	Entorno de estudio	Resultados y detalles clave
Piezocerámicas con patrón de zig-zag	Vibraciones de latidos cardíacos (no alineado con el ritmo cardíaco)	Diseñado para marcapasos, aunque no sincronizado con el ritmo cardíaco
Nanocables de zno; penguins conformes	In vivo (corazón, pulmón y diafragma de rata y cerdo)	Recolecta energía con ~2 % de eficiencia; genera ~4 V (pico)
Película delgada piezoeléctrica de pvdf	In vitro e in vivo (pulsación de la aorta ascendente de cerdo)	Generador flexible, implantable, con salida de 40 μ W
Pmn-pt elástico con compuestos piezoeléctricos	In vivo (corazón de cerdo)	Proporciona 6.06–20 V para alimentar directamente un marcapasos.
Marcapasos piezoeléctrico helicoidal integrado	In vivo (corazón de cerdo)	Genera entre 0.9 y 3.5V (pico a pico) en condiciones reales.
Recolectores piezoeléctricos (<i>cantilever</i> y cuatro puntos de flexión)	In vivo (movimiento cardíaco de animal, 168 BPM)	Mejor rendimiento del harvester de cuatro puntos de flexión. El estudio in vivo de 30 minutos en corazones de cerdo mostró menos de 10 microwatts, suficiente para

		un marcapasos contemporáneo.
Materiales: bnklbt, knlnts, knn-ls-ct, pzt-5a, bct-0.5bzt; configuración en espiral con masa de prueba	Simulación numérica (excitación fuera de plano).	El voltaje de circuito abierto obtenido de los materiales piezoeléctricos debido a las vibraciones se convirtió primero en voltaje de CC y luego se almacenó en un capacitor para su uso como fuente de energía para marcapasos. Dimensiones de 6 mm, frecuencia natural de 1.1-1.3 Hz (frecuencia cardíaca).
Película delgada piezoeléctrica de pvdf	In vivo (aorta ascendente de cerdo)	Dispositivo implantable y autoalimentado para monitoreo de presión sanguínea.
Dispositivos piezoeléctricos ultraflexibles	In vivo (corazón de cerdo)	Integrados con el corazón para cosechar energía biomecánica. El rendimiento de salida está fuertemente relacionado con la ubicación y orientación de la colocación del PENG.
Película delgada de piezocerámica sin plomo	In vivo (corazón de cerdo)	Dispositivo flexible y de alta potencia con

		biocompatibilidad integral para aplicaciones de recolección de energía.
Pzt	No especificado	Producen las densidades de potencia más altas entre los recolectores basados en vibración, pero son muy dependientes de la frecuencia.
Batio ₃ polarizado + oro (configuración bimorfa en I)	Simulación	Voltaje de salida de hasta 21V y potencia de 1.5 mW con una masa de prueba, 1g de aceleración y 12kΩ de carga.
Recolector piezoeléctrico de pandeo flexible	In vitro e in vivo (ratas)	Estudio experimental y de biocompatibilidad para marcapasos cardíacos autoalimentados marcapasos cardíacos autoalimentados.

Tabla construida a partir de aportes de Ahmed & Chowdhury, 2023; Azimi et al., 2021; Chauhan & Saxena, 2025; Elhusseiny et al., 2024; Fadhel et al., 2025; Jiang et al., 2020; Khazaei et al., 2023; Kumar et al., 2018; Madhusoodanan, 2019; Roy et al., 2022; Shuvo et al., 2022; Zheng et al., 2021, 2025; Zurbuchen et al., 2018.

Estudios realizados por captación triboeléctrica

Por otro lado, la tecnología de captación triboeléctrica también ha sido objeto de múltiples investigaciones in vivo. En este contexto, diversos estudios in vivo han evaluado TENGs implantados en diversos modelos animales. Se ha demostrado la

captación de energía a partir del movimiento cardíaco o la respiración en ratas y cerdos (Shi et al., 2018; Zhang et al., 2022; Zhao et al., 2020). En particular, en ratas, se implantaron iTENGs (TENGs implantables) bajo la piel o entre el diafragma e hígado, con el objetivo de cosechar energía de la respiración. Estos dispositivos lograron generar 3.73V y 0.14 nA (Shi et al., 2018; Zhang et al., 2022). La electricidad convertida se almacenó en un capacitor para alimentar un prototipo de marcapasos (Sohail et al., 2024; Zhang et al., 2022).

También se han implantado sistemas híbridos triboeléctricos y piezoeléctricos en ratas con el objetivo de lograr estimulación nerviosa (Gao et al., 2024). En el caso de los cerdos, se implantó un TENG entre el corazón y el pericardio, lo cual permitió alimentar de forma continua un sistema de monitoreo cardíaco en tiempo real durante 72 horas. Este dispositivo demostró una generación de 14V y 5 μ A in vivo (Laganà et al., 2025). Asimismo, se estudió el efecto de diferentes sitios de implantación en el corazón (Zhang et al., 2022), demostrando que los TENGs pueden cosechar energía del flujo sanguíneo en el ventrículo izquierdo. Esta energía fue utilizada para alimentar un sensor de presión endocardial, cuyo voltaje de salida mejoró significativamente tras una modificación superficial aplicada al dispositivo (Zhang et al., 2022).

Un marcapasos simbiótico impulsado por un TENG multicapa implantado entre el corazón y el pericardio generó 0.495 μ J por ciclo cardíaco (Zhang et al., 2022). De igual forma, un marcapasos intracardíaco autoalimentado (SICP), una estructura encapsulada implantada en el ventrículo derecho de cerdos, logró cosechar energía del movimiento cardíaco. Esto demuestra su potencial para alimentar marcapasos sin plomo (Gao et al., 2024).

Además de su uso como fuente de energía, los TENGs también se han investigado como sensores activos in vivo. Por ejemplo, se han empleado en cerdos para registrar signos fisiológicos. Estos incluyen la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el flujo sanguíneo y la respiración (Shi et al., 2018; Zhang et al., 2022). Un sistema denominado iTEAS (sistema de recolección de energía y detección triboeléctrica implantable autoalimentado), probado en un cerdo, mostró potencial para asistir en el diagnóstico de enfermedades cardíacas (Sohail et al., 2024).

Asimismo, se han evaluado paquetes de energía autorecargables basados en TENG combinados con supercapacitores, estudiando su biocompatibilidad e implantabilidad en tejido subcutáneo de ratas (Choi et al., 2024b). Incluso, TENGs ultrasónicos han sido probados para recargar baterías de implantes pequeños a través de tejido de cerdo (Gao et al., 2024).

No obstante, esta tecnología aún presenta varios desafíos. Por un lado, sigue en etapa de desarrollo (Roy et al., 2022; Shuvo et al., 2022). Por otro, su salida es pulsada, la corriente generada es baja y la impedancia de salida es alta (Roy et al., 2022). También preocupan la durabilidad a largo plazo y los posibles efectos secundarios derivados de la fricción. A esto se suma la necesidad de optimizar su desempeño ante movimientos de baja frecuencia y amplitud, propios de entornos implantables. Además, como muchos otros generadores, los TENGs producen voltaje en corriente alterna (AC) (Gao et al., 2024; Kim et al., 2015). En la Tabla 5 se presenta una comparación detallada de los estudios realizados con esta tecnología.

Tabla V *Tecnología TENG para captación de energía.*

Material/configuración	Entorno de estudio	Resultados y detalles clave
Iteas (sensor activo triboeléctrico implantable)	In vivo (saco pericárdico de cerdo)	Sensor autoalimentado y multifuncional para monitorear signos fisiológicos y patológicos como fibrilación auricular y contracción ventricular prematura. Las salidas reflejan el ritmo cardiaco, la presión arterial, la velocidad del flujo sanguíneo, la frecuencia respiratoria y la fase del ciclo respiratorio.
Electretos triboeléctricos capacitivos	In vivo (tejido porcino) / Ex vivo (agua)	Recolección de energía por ultrasonido. Puede recargar una batería de iones de litio a 166 $\mu\text{C/s}$ en agua, resultando en 2.4 V y 156 pA en tejido porcino ⁴² . Capaz de competir con la

piezoelectricidad para el ultrasonido *in vivo*.

Teng implantable	In vivo (entre el corazón y el pericardio de cerdo)	Monitoreo en tiempo real mediante radiografía digital.
Teng biodegradable	In vivo (región subdérmica dorsal de rata SD)	Diseñado como fuente de energía implantable de por vida.
Nano generadores triboeléctricos	In vivo (no especificado)	Sistema de marcapasos autor recargable.
Capas dobles de polímero o metal	In vivo (cerdo/perro)	Producción de 6–65.2 V con eficiencia baja a moderada.

Tabla construida a partir de los aportes de Choi et al., 2024; Jiang et al., 2020; Shi et al., 2018; Zheng et al., 2021, 2025; Zurbuchen et al., 2018.

Estudios realizados por captación de bioceldas

También se han realizado estudios de captación por celdas de biocombustible, las cuales generan energía a partir de reacciones bioquímicas utilizando sustratos como la glucosa (Laganà et al., 2025). Estas se consideran más prácticas para aplicaciones implantables que las células de combustible microbianas (Shi et al., 2018; Shuvo et al., 2022). En este contexto, se ha llevado a cabo una amplia gama de estudios in vivo en diversos modelos animales, como ratas, con el objetivo de alimentar dispositivos eléctricos y evaluar su biocompatibilidad (Shi et al., 2018; Shuvo et al., 2022). Por ejemplo, se han implantado biocátodos en ratas para estudiar la biocompatibilidad y biodegradabilidad a largo plazo durante 167 días (Shi et al., 2018). Asimismo, una célula híbrida de biocombustible enzima/Pt fue implantada en la vena yugular de ratas (Shi et al., 2018).

Adicionalmente, se han realizado estudios in vivo en organismos no mamíferos como plantas (naranja, uva, cactus), insectos (cucarachas, polillas), moluscos (caracoles, almejas) y crustáceos (langostas) (Shi et al., 2018). En uno de ellos, se

implantaron electrodos catalíticos en pulpa de naranja, logrando generar hasta 670 μW (Sohail et al., 2024). Por otra parte, células de combustible de trehalosa/oxígeno fueron implantadas en cucarachas y polillas para alimentar osciladores de comunicación inalámbrica (Shi et al., 2018).

En langostas, se conectaron células de biocombustible en serie para alimentar relojes electrónicos (Shi et al., 2018). También se reportó una célula implantada en un caracol con electrodos de nanotubos de carbono que generó 745 μW (Zhang et al., 2022), así como un estudio comparativo en almejas, conectando las celdas en serie y en paralelo (Laganà et al., 2025).

Respecto a los estudios in vitro, se han desarrollado simulaciones del sistema circulatorio humano utilizando suero. Estas han demostrado la capacidad de generación de voltaje y corriente (Sohail et al., 2024). Por ejemplo, una célula de biocombustible "abiótica" usando suero humano produjo hasta 104 μW , energía suficiente para alimentar un marcapasos comercial mediante almacenamiento previo (Shi et al., 2018).

No obstante, esta tecnología también enfrenta limitaciones. Aún no se encuentra completamente madura (Shuvo et al., 2022), presenta baja densidad de energía (Goodarzy et al., 2015; Zhang et al., 2022), depende de la calidad y disponibilidad de biosustancias, y requiere mantener la funcionalidad enzimática in vivo (Zhang et al., 2022). En la Tabla 6 se detallan los estudios in vitro e in vivo realizados con la tecnología de bioceldas.

Tabla VI *Tecnología de bioceldas para captación de energía*

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave
Celdas de biocombustible de glucosa	In vivo (ratas)	Funcionamiento estable durante 110 días. Capaz de alimentar un marcapasos comercial almacenando energía en un capacitor de 1 mF.

GBFC (Glucose BioFuel Cells)	In vivo (ratas, fluidos corporales de mamíferos)	Extracción de energía de fluidos corporales. Ensayo de implantación a largo plazo (110 días).
Celdas de biocombustible enzimáticas	In vivo (langostas)	Voc = 0.54 V, Isc = 1 mA. Dos langostas conectadas en serie alimentaron un reloj eléctrico.
Micro-biocelda híbrida de glucosa/dioxígeno y Pt	In vivo (vena yugular de rata viva)	Extracción efectiva de energía directamente desde una vena.
Electrodos modificados con enzimas	In vivo (tejido cremaster de rata)	Voc = 140 ± 30 mV; Isc = 10 μ A.
Biocelda enzimática montable en insectos (im-BFC)	In vivo (cucarachas)	Generación de electricidad a partir de trehalosa en la hemolinfa.
Biocelda "abiótica"	Ex vivo (solución de suero humano)	Voc = 0.35 V; Isc = 0.65 mA/cm ² ; potencia máxima de 104 μ W.
Bioceldas híbridas con fibras de algodón metálicas + glucosa oxidasa	No especificado	Celdas de biocombustible híbridas de alta potencia.
CNTs (nanotubos de carbono) como electrodos	In vivo (caracol)	Producción de 745 pW y 0.53 V.
Celdas de biocombustible de glucosa/oxígeno (cátodos ricos en O ₂)	No especificado	Operación en ambientes con déficit severo de oxígeno.
No especificado (celdas conectadas en serie/paralelo)	In vivo (almejas)	Serie: 5.2 μ W y 0.8 V. Paralelo: 0.36 V y 37 μ W.

Biocombustibles vestibles	Wearable (no especificado)	Basados en enzimas optimizadas para alta potencia y durabilidad.
---------------------------	----------------------------	--

Esta tabla fue construida a partir de los aportes de Dong et al., 2020; Franzina et al., 2020; Gao et al., 2024; Jiang et al., 2020; Roy et al., 2022; Shi et al., 2018; Zheng et al., 2021, 2025.

Estudios realizados por captación electrostática

Por otro lado, existen estudios realizados sobre la captación de energía electrostática, los cuales también han sido explorados como fuente potencial para marcapasos implantables. Esta tecnología aprovecha el movimiento ventricular y el latido cardíaco como estímulo mecánico (Mochida & Hijikata, 2019; Roy et al., 2022). En un estudio, se desarrolló un prototipo de cosechador electrostático de forma cilíndrica utilizando un tubo electret de PDMS/Parylene. Este dispositivo fue diseñado para marcapasos intracardíacos y demostró una potencia de salida de 1.6 μW ante una variación de presión de 30 mmHg a 1 Hz, en pruebas preliminares (Azimi et al., 2021; Khazaei et al., 2023). Las pruebas experimentales confirmaron su funcionalidad (M. ONABAJO, 2023; Zurbuchen et al., 2018), y actualmente se trabaja en su optimización mediante pruebas ex vivo que emulan el entorno de un marcapasos sin plomo (Azimi et al., 2021; Zurbuchen et al., 2018).

Adicionalmente, los estudios ex vivo realizados con sistemas MEMS electrostáticos han mostrado que dos dispositivos podrían aumentar la vida útil de la batería de marcapasos sin plomo comerciales hasta en un 44% (Mochida & Hijikata, 2019). Para ello, se llevaron a cabo mediciones experimentales de potencia utilizando diferentes circuitos de interfaz, así como frecuencias y amplitudes de excitación que imitan el latido cardíaco (Mochida & Hijikata, 2019). Además, se desarrollaron simulaciones mediante modelos analíticos para predecir la energía convertida por ciclo (Mochida & Hijikata, 2019).

Sin embargo, esta tecnología también enfrenta varios desafíos, algunos de los cuales son similares a los presentados por los TENGs. Entre ellos se incluyen la salida pulsada, la alta impedancia de salida y el hecho de que generan voltaje alterno (AC). Actualmente, se encuentran aún en fase de desarrollo (Shuvo et al.,

2022; Zheng et al., 2021). En la Tabla 7 se presenta un resumen detallado de los estudios realizados con la tecnología de captación electrostática.

Tabla VII *Tecnología electroestática para captación de energía*

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave
Generador electrostático	In vivo (movimiento corporal; pared ventricular en caninos)	Pionero en aplicar generadores ES como fuente de energía para marcapasos implantables. Estos generadores lograron cosechar entre 36 y 58 μW de energía
Estructura ES de solapamiento fuera del plano (multicapa)	In vitro (actuado por presión arterial)	Aplicado para alimentar implantes intracardíacos.
MEMS electrostático (silicio sobre vidrio con masa móvil)	Ex vivo (simulación de aceleración del latido cardíaco)	La potencia recolectada dependió de la señal de aceleración del latido cardíaco. Por debajo de 2 m/s^2 de aceleración, el movimiento de la masa móvil es despreciable. Aumento casi lineal de la potencia con la aceleración hasta la saturación.
Microgenerador electrostático	Músculo diafragmático	Estudio de agotamiento de carga de un generador electrostático con voltaje de salida ajustable

Esta tabla fue construida a partir de Ambia et al., 2024; Franzina et al., 2020; Hannan' et al., 2014; Roy et al., 2022; Sharma, 2025; Zurbuchen et al., 2018.

Estudios realizados por captación termoeléctrica

Han sido realizados diversos estudios sobre la captación termoeléctrica como fuente de energía para marcapasos. Sin embargo, esta tecnología enfrenta la limitación de una diferencia de temperatura corporal reducida ($<6\text{ }^{\circ}\text{C}$) (Zhao et al., 2020), la cual es difícil de mantener de forma constante. Además, la tensión de salida suele ser baja, en el orden de $1\text{ }\mu\text{W}$ a menos de 50 mV (Ashraf & Masoumi, 2016), lo que ha motivado el desarrollo de prototipos con circuitos elevadores de voltaje (Zhang et al., 2022). Un ejemplo es un prototipo de TEG acoplado a un circuito elevador que, aunque no se utilizó en un marcapasos, logró alimentar un circuito de reloj en un conejo, elevando el voltaje de 20 mV a 3.3 V (Zhang et al., 2022).

Paralelamente, las simulaciones han explorado nuevos materiales con mejor rendimiento térmico (Shuvo et al., 2022), así como el modelado matemático y el análisis numérico de la transferencia de calor, especialmente en sistemas híbridos como los PV-TEG (Shuvo et al., 2022). Además, se han simulado circuitos específicos para TEG en HSPICE, considerando los efectos parasitarios (Ashraf & Masoumi, 2016).

Al igual que otras tecnologías de captación, la termoeléctrica presenta varios desafíos. Entre ellos, la baja diferencia de temperatura disponible in vivo (Choi et al., 2024b; Sharma, 2025; Zhang et al., 2022), la necesidad de circuitos elevadores complejos debido a la baja tensión de salida, y el requerimiento de mantener un gradiente térmico constante. También destaca la dificultad de integrar un número elevado de termopares en un área reducida, lo cual es esencial para su uso en implantes (Ashraf & Masoumi, 2016). En la Tabla 8 se detallan los estudios realizados con la tecnología TEG.

Tabla VIII *Tecnología termoeléctrica para captación de energía*

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave
TEG flexible y acelerómetro	In vivo (extremidad inferior, por encima del tobillo)	Se encontró que el gradiente de temperatura medido por el termopar fue de 1.5°C, y la densidad de potencia medida fue de 8.3 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$.
TEG	No especificado	Adecuado para dispositivos electrónicos médicos implantables.
Generadores termoeléctricos flexibles	Wearable (recolección de calor corporal)	Cosecha de calor corporal humano.
Circuito de gestión de potencia	No especificado	Gestión eficiente de energía térmica para almacenamiento en micro baterías Above-IC.
Circuito integrado capacitivo de gestión de energía	No especificado	Diseñado para recolectores térmicos con potencia de salida de 10 a 1000 μW .
Módulos termoeléctricos micro	No especificado	Aplicación en relojes de pulsera como fuente de energía.
TEG implantable	In vivo (para suministro de energía permanente)	Prototipo de un generador termoeléctrico implantable para el suministro permanente de energía a un dispositivo médico dentro del cuerpo.

Esta tabla fue construida a partir de los aportes de Ashraf & Masoumi, 2016; Ballo et al., 2021; Roy et al., 2022; Sharma, 2025.

Estudios realizados por captación cinética/mecánica (general hidráulica)

Se han propuesto turbinas intracardíacas o vasculares como fuente de energía para marcapasos cardíacos (Azimi et al., 2021; Elhusseiny et al., 2024). En particular, se desarrolló un prototipo de recolector de energía basado en el flujo sanguíneo, diseñado como turbina para ser implantado mediante catéter en el tracto de salida del ventrículo derecho (RVOT) (Haeberlin et al., 2020). Este prototipo fue evaluado tanto en un circuito de simulación (mock circulation) como en un ensayo in vivo en un cerdo doméstico (Azimi et al., 2021). En pruebas de laboratorio, el dispositivo logró entregar $10.2 \pm 4.8 \mu\text{W}$ bajo condiciones realistas (Haeberlin et al., 2020), lo cual demostró ser suficiente para alimentar un marcapasos sin plomo (Franzina et al., 2020; Haeberlin et al., 2020). Los resultados obtenidos en el ensayo in vivo confirmaron esta capacidad (Franzina et al., 2020; Haeberlin et al., 2020). Además, se llevaron a cabo simulaciones del flujo sanguíneo utilizando COMSOL con el fin de evaluar el impacto hemodinámico del dispositivo (Haeberlin et al., 2020).

Otros tipos de estudios realizados por captación de energía basados en el principio tipo reloj y el efecto twistrón

Los recolectores de energía basados en el principio del reloj automático, que aprovechan el desequilibrio de masa, también se han investigado in vivo en mamíferos grandes como perros y ovejas (Shi et al., 2018; Tsui et al., 2013). Estos dispositivos buscan capturar la energía de los latidos cardíacos para alimentar marcapasos. Para ello, se diseñó un modelo matemático para calcular la energía transformada, el cual fue validado experimentalmente utilizando un sistema hexápodo que replicó trayectorias de movimiento cardíaco obtenidas in vivo (Franzina et al., 2020). Los ensayos en el banco de pruebas demostraron que el prototipo podía generar energía por encima del requerimiento de un marcapasos contemporáneo (Miriayala et al., 2024). Asimismo, se han implantado dispositivos basados en el efecto twistrón (hilos de nanotubos de carbono) en la superficie ventricular izquierda de cerdos. Estos lograron generar electricidad continua a partir de la contracción cardíaca y se utilizaron para la estimulación directa del corazón (Gao et al., 2024).

No obstante, esta tecnología presenta varios desafíos. Entre ellos destacan la invasividad y el riesgo de formación de coágulos cuando se implantan directamente en vasos o cavidades cardíacas (Franzina et al., 2020; Zurbuchen et al., 2018). También se identifican problemas relacionados con la durabilidad de las partes móviles (Choi et al., 2024b; Franzina et al., 2020) y, finalmente, el peso del dispositivo, que puede afectar negativamente la función cardíaca.

Luego de revisar las principales tecnologías para la recolección de energía del cuerpo humano, se presenta una comparación en la Tabla 9. En ella se resume la factibilidad de cada fuente para su aplicación en marcapasos.

Tabla IX *Comparativa de factibilidad de fuentes de energía para marcapasos*

Fuente de energía	Factible para marcapasos	Justificación técnica breve
Piezoeléctrica	✓	Genera suficiente potencia, es miniaturizable y puede integrarse en el cuerpo; requiere materiales biocompatibles.
Triboeléctrica	✓	Prometedora por su alta densidad de potencia y voltaje; necesita mejoras en encapsulación y durabilidad.
Termoeléctrica	✓/✗	Puede complementar sistemas híbridos, pero su baja eficiencia y voltaje la limitan como única fuente.
Bioquímica	✗	Baja estabilidad y eficiencia, degradación enzimática y riesgo de biofouling; no garantiza suministro estable.
Electrostática	✗	Potencia insuficiente y desafíos de integración; aún en fase experimental para aplicaciones prácticas.

Esta tabla permite tener una visión más clara sobre cuáles alternativas tienen una proyección más sólida para su uso en marcapasos. Los datos en conjunto mostrados refuerzan que las tecnologías biomecánicas son las más prometedoras.

Sobresalen la piezoeléctrica y la triboeléctrica, ya que muestran capacidad real para alimentar marcapasos modernos. No obstante, aún deben superar retos técnicos importantes, como adaptarse a frecuencias fisiológicas bajas, garantizar biocompatibilidad y mejorar la gestión energética. Por su parte, la captación termoeléctrica y bioquímica podría actuar como apoyo en sistemas híbridos, ya que por sí solas, a corto plazo, no parecen capaces de sustituir completamente a las baterías convencionales. Cabe destacar que los estudios in vivo y las simulaciones respaldan la viabilidad técnica de las tecnologías analizadas.

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO

CAPÍTULO III

3.0 Marco Metodológico

3.1 Tipo y diseño de la investigación

Para asegurar una revisión profunda y basada en literatura reciente sobre las tecnologías de recolección y conversión de energía del cuerpo humano aplicables a marcapasos implantables, se implementó una metodología metódica y estructurada. El enfoque del artículo se centró en la selección y evaluación de literatura relevante sobre sistemas generadores de energía, abarcando desde tecnologías biomecánicas y térmicas hasta soluciones bioquímicas. En este marco, se analizó el rendimiento energético de cada tecnología, su grado de desarrollo y su viabilidad como posible reemplazo de las baterías en marcapasos.

El estudio se desarrolló bajo un diseño de investigación documental, con un enfoque de revisión sistemática. Para la recopilación de información, se seleccionaron bases de datos clave como PubMed, Scopus, Web of Science y Google Scholar, con el propósito de abarcar de manera amplia la literatura científica y biomédica relevante. La estrategia de búsqueda se elaboró mediante el uso de palabras clave como pacemakers, batteries y energy harvesting (EH), entre otras, combinadas con operadores booleanos (AND, OR, NOT) para optimizar los resultados y obtener información más específica.

En cuanto a los criterios de inclusión y exclusión, se consideraron únicamente los estudios que abordaran de forma directa el diseño, desarrollo y aplicación de tecnologías de recolección de energía en dispositivos médicos implantables, particularmente marcapasos. Se excluyeron los trabajos que no aportaran datos relevantes sobre la recolección de energía exclusivamente desde el cuerpo humano o que se centraran en otros dispositivos implantables.

El proceso de evaluación comenzó con la revisión de títulos y resúmenes para filtrar los artículos potencialmente útiles. Posteriormente, se realizó un análisis detallado de los textos preseleccionados con el fin de confirmar su pertinencia y la calidad de la información. Finalmente, se procedió a la extracción y síntesis de datos, recopilando metodologías, resultados y conclusiones de los estudios seleccionados. Esta información fue organizada de manera estructurada para

ofrecer una visión clara y comprensible sobre el estado actual de las tecnologías de recolección de energía aplicadas a marcapasos implantables.

En esta revisión, únicamente se consideraron tecnologías de recolección energética que aprovechan fuentes internas de energía del cuerpo humano, descartando aquellas que dependen de fuentes externas

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

CAPÍTULO IV

4.0 Análisis e interpretación de los resultados

La revisión demuestra que las tecnologías de recolección de energía corporal pueden proporcionar energía a los marcapasos implantados, siendo las biomecánicas, como PENG y TENG, las más prometedoras. Estas aprovechan el latido del corazón y la respiración, logrando en pruebas animales 3 V en el caso de PENG y, en el caso de TENG, alimentar un marcapasos en cerdos con 14 V y 5 μ A. Dichos valores superan los requisitos típicos de los marcapasos ($\sim 4 \mu$ W), lo que respalda su viabilidad. Sin embargo, las bioceldas y los TEG presentan limitaciones significativas: las primeras por la inestabilidad enzimática y el biofouling, y los segundos por la baja diferencia térmica disponible en el cuerpo.

Estos hallazgos coinciden con investigaciones previas, donde PENG y TENG continúan destacando como las mejores opciones para la captación de energía implantable. Estudios recientes han demostrado que PENG puede prolongar la vida útil de las baterías de marcapasos en un 20 % o más, mientras que TENG ha mostrado un buen rendimiento en sistemas híbridos con sensores. En contraste, las celdas de biocombustible siguen limitadas por la estabilidad enzimática, y los TEG mantienen de forma consistente una baja conversión energética.

En teoría, estos resultados confirman la posibilidad de desarrollar marcapasos autoalimentados, eliminando la necesidad de baterías y permitiendo dispositivos más pequeños, ligeros y duraderos. En la práctica clínica, esto se traduciría en una reducción de cirugías de revisión, menor morbilidad y menores costes sanitarios. Además, los sistemas híbridos que combinen múltiples fuentes energéticas podrían mejorar la eficiencia y garantizar un suministro continuo.

A pesar de estos avances, persisten desafíos técnicos que dificultan la implementación clínica. Uno de los mayores retos es asegurar la biocompatibilidad a largo plazo de los materiales, para evitar respuestas inmunológicas no deseadas. Asimismo, la miniaturización del sistema completo es crítica, ya que los módulos de captación de energía no deben aumentar de forma significativa el tamaño del dispositivo, especialmente en marcapasos intracardíacos. Otro desafío es la baja potencia y disponibilidad intermitente de ciertas fuentes energéticas, lo que exige el

desarrollo de unidades de gestión energética (PPU) altamente eficientes, capaces de rectificar, amplificar y regular la señal eléctrica. Es igualmente necesario integrar sistemas de almacenamiento, como supercondensadores o baterías recargables, para garantizar un suministro estable incluso cuando la fuente primaria no esté activa.

En paralelo, surgen oportunidades prometedoras. El desarrollo de materiales más flexibles, resistentes y eficientes podría potenciar notablemente el rendimiento de PENG y TENG. En el caso de las celdas bioquímicas, la mejora de la estabilidad enzimática y la reducción del biofouling representan líneas de investigación estratégicas. Finalmente, la combinación de distintas fuentes de energía en sistemas híbridos multifuncionales, integrados con sensores inteligentes, podría hacer posible marcapasos verdaderamente autónomos, adaptativos y seguros, capaces de ajustarse dinámicamente a las condiciones fisiológicas del paciente.

CONCLUSIONES

La dependencia de baterías con vida útil finita sigue siendo uno de los desafíos técnicos más significativos para los marcapasos cardíacos implantables. La necesidad de reemplazos quirúrgicos periódicos, que suele darse cada 7 a 10 años, expone a los pacientes a riesgos clínicos y a un impacto emocional considerable. Este artículo de revisión ha explorado sistemáticamente las tecnologías emergentes de captación de energía del cuerpo humano como una posible solución para lograr marcapasos autosuficientes, eliminando la necesidad de reemplazos frecuentes y favoreciendo una mayor continuidad terapéutica.

El análisis comparativo de fuentes como la biomecánica, bioquímica y térmica demuestra que varias tecnologías han logrado generar potencias dentro del rango requerido, cercano a los $4 \mu\text{W}$. En particular, los dispositivos piezoeléctricos y triboeléctricos han mostrado resultados alentadores en modelos animales, como voltajes de hasta 3 V en el caso de los PENG y hasta 14 V con TENGs, capaces incluso de alimentar un marcapasos. Las celdas de biocombustible han aportado una alternativa química continua, con hasta $38.7 \mu\text{W}$ in vivo, mientras que los TEGs, pese a sus limitaciones térmicas, han logrado elevar el voltaje a niveles operativos utilizando circuitos auxiliares.

Estas tecnologías también se han probado con éxito en entornos experimentales que simulan condiciones reales, utilizando tejidos animales, bancos de prueba y simulaciones computacionales. Asimismo, se ha observado que la posibilidad de adaptar estas soluciones a distintas ubicaciones anatómicas, y la combinación de recolección energética con funciones de sensado, abre nuevas perspectivas para integrar estas tecnologías de manera más eficiente y personalizada.

A futuro, el campo se orienta hacia la optimización de arquitecturas multifuncionales que recojan energía y monitoreen parámetros fisiológicos en simultáneo, aprovechando así cada componente del dispositivo. Esto permitiría no solo cubrir la demanda energética, sino también aumentar su valor clínico sin incrementar su complejidad.

Los resultados analizados a lo largo de este trabajo evidencian que la captación de energía del cuerpo humano constituye una alternativa viable para alimentar

marcapasos sin batería. Si bien aún persisten desafíos técnicos y clínicos importantes, los avances en materiales, electrónica de ultra bajo consumo y diseño de sistemas implantables refuerzan el potencial de esta tecnología. Alcanzar un dispositivo autónomo y seguro no parece una meta lejana, sino una posibilidad real con capacidad de transformar el abordaje terapéutico de las arritmias cardíacas y mejorar sustancialmente la calidad de vida de los pacientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abas Sabouni. (2024). *2024 Ieee Inc-usnc-ursi Radio Science Meeting*. IEEE.
- Ahmed, I., & Chowdhury, A. (2023). Design and Simulation of L-shaped Piezoelectric Energy Harvester for Pacemaker Application. *2023 6th International Conference on Electrical Information and Communication Technology, EICT 2023*. <https://doi.org/10.1109/EICT61409.2023.10427971>
- Aizawa, Y., Kunitomi, A., Nakajima, K., Kashimura, S., Katsumata, Y., Nishiyama, T., Kimura, T., Nishiyama, N., Tanimoto, Y., Kohsaka, S., Takatsuki, S., & Fukuda, K. (2015). Risk factors for early replacement of cardiovascular implantable electronic devices. *International Journal of Cardiology*, 178, 99–101. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2014.10.157>
- Alkhalaf, H. Y., Ahmad, Y., & Ramiah, H. (2022). *sensors Review Self-Sustainable Biomedical Devices Powered by RF Energy: A Review Self-Sustainable Biomedical Devices Powered by RF Energy: A Review*. <https://doi.org/10.3390/522176371>
- Ambia, F., Isac, N., Harouri, A., Bouville, D., & Lefevre, E. (2024). Biomechanical MEMS Electrostatic Energy Harvester for Pacemaker Application: A Study of Optimal Interface Circuit. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 71(4), 1127–1138. <https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3327957>
- Andrade, J. G., Virani, A., Staunton, A., Bains, M., Chew, D. S., Hawkins, N. M., Joza, J., Khoo, C., Manlucu, J., Philippon, F., Redpath, C., & Sterns, L. (2024). Navigating the Landscape of Medical Device Advisories: A Special Report From the Canadian Heart Rhythm Society Device Advisory Committee. *Canadian Journal of Cardiology*, 40(11), 2106–2116. <https://doi.org/10.1016/j.cjca.2024.04.009>
- Ashraf, M., & Masoumi, N. (2016). A Thermal Energy Harvesting Power Supply With an Internal Startup Circuit for Pacemakers. *IEEE TRANSACTIONS ON VERY LARGE SCALE INTEGRATION (VLSI) SYSTEMS*, 24(1). <https://doi.org/10.1109/TVLSI.2015>
- Attempts, E. P. (2024). *a The Life-Saving Evolution of Pacemaker Technology: From Early Inventions to Global Impact Early Pacing Attempts and Breakthroughs*.
- Azimi, S., Golabchi, A., Nekookar, A., Rabbani, S., Amiri, M. H., Asadi, K., & Abolhasani, M. M. (2021). Self-powered cardiac pacemaker by piezoelectric polymer nanogenerator implant. *Nano Energy*, 83. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2021.105781>

- Bougas, I. D., Papadopoulou, M. S., Boursianis, A. D., Sarigiannidis, P., Nikolaidis, S., & Goudos, S. K. (2024). Energy Harvesting & Autonomous Energy Systems: A proposal for RF Energy Harvesting. *2024 13th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies, MOCAST 2024 - Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/MOCAST61810.2024.10615601>
- Chauhan, O., & Saxena, S. (2025). Tuning of Piezoelectric Energy Harvester for Self-Powered Pacemaker Application. *International Conference on Signal Processing and Communication, ICSC, 2025*, 927–931. <https://doi.org/10.1109/ICSC64553.2025.10968201>
- Choi, H., Biswas, S., Lang, P., Bae, J.-H., & Kim, H. (2024a). A Current Development of Energy Harvesting Systems for Energy-Independent Bioimplantable Biosensors. <https://doi.org/10.1002/smil.202403899>
- Choi, H., Biswas, S., Lang, P., Bae, J. H., & Kim, H. (2024b). A Current Development of Energy Harvesting Systems for Energy-Independent Bioimplantable Biosensors. *Small*, 20(43). <https://doi.org/10.1002/sml.202403899>
- Disease, C. (2005). *World Heart Day 2023: Reducing the burden of cardiovascular disease globally: beyond stents and balloons!* <https://www.pcronline.com/News/Whats-new-on-PCRonline/2023/World-Heart-Day-2023-Reducing-burden-cardiovascular-disease-globally-beyo>
- Dong, L., Closson, A. B., Jin, C., Nie, Y., Cabe, A., Escobedo, D., Huang, S., Trase, I., Xu, Z., Chen, Z., Feldman, M. D., & Zhang, J. X. J. (2020). Multifunctional Pacemaker Lead for Cardiac Energy Harvesting and Pressure Sensing. *Advanced Healthcare Materials*, 9(11). <https://doi.org/10.1002/adhm.202000053>
- Elhusseiny, M., Elsayed, Y., Khafagy, S., Zaher, Z., Daoud, R. M., Alkady, G. I., & Amer, H. H. (2024). Fault-Tolerant Energy Harvesting System for Prolonging Pacemaker Lifetime. 11–14. <https://doi.org/10.1109/MEC062516.2024.10577780>
- Franzina, N., Zurbuchen, A., Zumbrunnen, A., Niederhauser, T., Reichlin, T., Burger, J., & Haeberlin, A. (2020). A miniaturized endocardial electromagnetic energy harvester for leadless cardiac pacemakers. *PLoS ONE*, 15(9 September). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239667>
- Gao, Z., Zhou, Y., Zhang, J., Foroughi, J., Peng, S., Baughman, R. H., Wang, Z. L., & Wang, C. H. (2024). Advanced Energy Harvesters and Energy Storage for Powering Wearable and Implantable Medical Devices. In *Advanced Materials* (Vol. 36, Issue 42). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/adma.202404492>

- Goodarzy, F., Skafidas, E. S., & Gambini, S. (2015). Feasibility of energy-autonomous wireless microsensors for biomedical applications: Powering and communication. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 8, 17–29. <https://doi.org/10.1109/RBME.2014.2346487>
- Gururaj, S., Applequist, A., Bhattarai, S., Appaji, A. M., & Kadambi, P. (2020). Self-Powered Cardiac Pacemaker: The Viability of a Piezoelectric Energy Harvester. *2020 International Conference on COMMunication Systems and NETworkS, COMSNETS 2020*, 70–75. <https://doi.org/10.1109/COMSNETS48256.2020.9027333>
- Haeberlin, A., Rosch, Y., Tholl, M. V., Gugler, Y., Okle, J., Heinisch, P. P., Reichlin, T., Burger, J., & Zurbuchen, A. (2020). Intracardiac Turbines Suitable for Catheter-Based Implantation - An Approach to Power Battery and Leadless Cardiac Pacemakers? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(4), 1159–1166. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2932028>
- Hannan', M. A., Mutashar'?", S., Samad, S. A., & Hussain', A. (2014). Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges. In *BioMedical Engineering OnLine* (Vol. 13). <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/13/1/79>
- Hasan, F., Nedios, S., Karosiene, Z., Scholten, M., Lemke, B., Tulka, S., Knippschild, S., Macher-Heidrich, S., Adomeit, H. J., Zarse, M., & Bogossian, H. (2023). Perioperative complications after pacemaker implantation: higher complication rates with subclavian vein puncture than with cephalic vein cutdown. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 66(4), 857–863. <https://doi.org/10.1007/s10840-022-01135-x>
- Hu, C., Behdinin, K., & Moradi-Dastjerdi, R. (2022). *actuators Communication PVDF Energy Harvester for Prolonging the Battery Life of Cardiac Pacemakers*. <https://doi.org/10.3390/act1>
- Janes, T., Petrosky, S., Buhr, T., Karsilayan, A. I., Silva-Martinez, J., Genzer, D., Das, V., & Stotts, L. (2021). Thermoelectric Energy Harvesting for Implantable Medical Devices. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2021-January*, 1547–1550. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9630243>
- Karami, M. A., & Inman, D. J. (2012). Powering pacemakers from heartbeat vibrations using linear and nonlinear energy harvesters. *Applied Physics Letters*, 100(4). <https://doi.org/10.1063/1.3679102>
- Khazaee, M., Enkeshafi, A. A., Kavehei, O., Riahi, S., Rosendahl, L., & Rezanian, A. (2023). Prospects of self-powering leadless pacemakers using piezoelectric energy harvesting technology by heart kinetic motion. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and*

- Biology Society, EMBS*. <https://doi.org/10.1109/EMBC40787.2023.10340205>
- Kim, A., Ochoa, M., Rahimi, R., & Ziaie, B. (2015). New and Emerging Energy Sources for Implantable Wireless Microdevices. *IEEE Access*, 3, 89–98. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2015.2406292>
- Kumar, A., Kiran, R., Kumar, S., Chauhan, V. S., Kumar, R., & Vaish, R. (2018). A Comparative Numerical Study on Piezoelectric Energy Harvester for Self-Powered Pacemaker Application. *Global Challenges*, 2(1). <https://doi.org/10.1002/gch2.201700084>
- Laganà, F., Bibbò, L., Calcagno, S., De Carlo, D., Pullano, S. A., Praticò, D., & Angiulli, G. (2025). Smart Electronic Device-Based Monitoring of SAR and Temperature Variations in Indoor Human Tissue Interaction. *Applied Sciences (Switzerland)*, 15(5), 1–18. <https://doi.org/10.3390/app15052439>
- Library, N., & Treatments, O. (2024). Heart Rhythm 2024 Spotlights New Developments in Cardiac Implantable Electronic Devices and Other Treatments - HRS. <https://www.hrsonline.org/>. <https://www.hrsonline.org/news/hr24-spotlights-new-developments-cieds/>
- M. ONABAJO. (2023). *€ Open Journal of cas Circuits and Systems Circuit-Level Modeling and Simulation of Wireless Sensing and Energy Harvesting With Hybrid Magnetoelectric Antennas for Implantable Neural Devices*. <https://doi.org/10.1109/OJCAS.2023.3250233>
- Madhusoodanan, J. (2019). Self-powered biomedical devices tap into the body's movements. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 116(36), 17605–17607. <https://doi.org/10.1073/pnas.1912885116>
- Mahmoud, S., Member, S., Amaya, R. E., Alja, S. S., & Ikram, M. (2024). Wireless Power Transfer for Implantable Medical Devices: Impact of Implantable Antennas on Energy Harvesting AMINE ESSA®, EQAB ALMAJALI® 12 (Member. *Antennas and Propagation IEEE OPEN JOURNAL OF ANTENNAS AND PROPAGATION*, 5(3), 739. <https://doi.org/10.1109/01422024.3392160>
- Matthews, M. B. . (2018). *Conference record of the Fifty-Second Asilomar Conference on Signals, Systems & Computers : October 28-31, 2018, Pacific Grove, California*. IEEE.
- Miriyala, P. K., Nitin Srinivas, P., & Nagaveni, S. (2024). On-Chip 5&6-GHz RF Energy Harvesting System for Implantable Medical Devices. *Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems*. <https://doi.org/10.1109/ISCAS58744.2024.10558085>
- Mochida, T., & Hijikata, W. (2019). Design optimization of contactless generator for

- implantable energy harvesting system utilizing electrically-stimulated muscle. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 358–363. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856414>
- Puette, J. A., Malek, R., Ahmed, I., Matthew, J., & Ellison, B. (2024). *Pacemaker Insertion Continuing Education Activity*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526001/>
- Roy, S., Wasekul Azad, A. N. M., Baidya, S., Alam, M. K., & Khan, F. (2022). Powering Solutions for Biomedical Sensors and Implants Inside the Human Body: A Comprehensive Review on Energy Harvesting Units, Energy Storage, and Wireless Power Transfer Techniques. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 37(10), 12237–12263. <https://doi.org/10.1109/TPEL.2022.3164890>
- Sharma, R. (2025). Can the Human Body be a Source of Energy Harvesting?—Present and Future Prospective. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*. <https://doi.org/10.1109/THMS.2025.3552662>
- Shi, B., Li, Z., & Fan, Y. (2018). Implantable Energy-Harvesting Devices. In *Advanced Materials* (Vol. 30, Issue 44). Wiley-VCH Verlag. <https://doi.org/10.1002/adma.201801511>
- Shuvo, M. M. H., Titirsha, T., Amin, N., & Islam, S. K. (2022). Energy Harvesting in Implantable and Wearable Medical Devices for Enduring Precision Healthcare. In *Energies* (Vol. 15, Issue 20). MDPI. <https://doi.org/10.3390/en15207495>
- Sohail, A., Ali, A., Shaukat, H., Bhatti, F. M., Ali, S., Kouritem, S. A., Noori, M., & Altabay, W. A. (2024). Integrating self-powered medical devices with advanced energy harvesting: A review. In *Energy Strategy Reviews* (Vol. 52). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.esr.2024.101328>
- Steinwender, C., & Leal, M. A. (2025). Evolution of leadless pacemaker technology. *European Heart Journal, Supplement*, 27, ii39–ii46. <https://doi.org/10.1093/eurheartjsupp/suae101>
- Tjong, F. V. Y., & Reddy, V. Y. (2017). Permanent Leadless Cardiac Pacemaker Therapy: A Comprehensive Review. *Circulation*, 135(15), 1458–1470. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.116.025037>
- Tsui, C. Y., Li, X., & Ki, W. H. (2013). Energy harvesting and power delivery for implantable medical devices. *Foundations and Trends in Electronic Design Automation*, 7(3), 179–246. <https://doi.org/10.1561/10000000029>
- Willy, K., Ellermann, C., Reinke, F., Rath, B., Wolfes, J., Eckardt, L., Doldi, F., Wegner, F. K., Köbe, J., & Morina, N. (2022). The Impact of Cardiac Devices on Patients' Quality of Life—A Systematic Review and Meta-Analysis. In *Journal of*

- Cardiovascular Development and Disease* (Vol. 9, Issue 8). MDPI. <https://doi.org/10.3390/jcdd9080257>
- Xui, Y. J., Kumaresan, A., Yunas, J., Mustaza, S. M., Abdullah, H., & Yahya, I. (2024). ZnO and PZT Thin Film Piezoelectric MEMS Vibrational Energy Harvesters for Cardiac Pacemaker. *IEEE International Conference on Semiconductor Electronics, Proceedings, ICSE*, 120–123. <https://doi.org/10.1109/ICSE62991.2024.10681390>
- Zhang, J., Das, R., Zhao, J., Mirzai, N., Mercer, J., & Heidari, H. (2022). Battery-Free and Wireless Technologies for Cardiovascular Implantable Medical Devices. In *Advanced Materials Technologies* (Vol. 7, Issue 6). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/admt.202101086>
- Zhao, J., Ghannam, R., Htet, K. O., Liu, Y., Law, M. kay, Roy, V. A. L., Michel, B., Imran, M. A., & Heidari, H. (2020). Self-Powered Implantable Medical Devices: Photovoltaic Energy Harvesting Review. In *Advanced Healthcare Materials* (Vol. 9, Issue 17). Wiley-VCH Verlag. <https://doi.org/10.1002/adhm.202000779>
- Zheng, Q., Tang, Q., Wang, Z. L., & Li, Z. (2021). Self-powered cardiovascular electronic devices and systems. In *Nature Reviews Cardiology* (Vol. 18, Issue 1, pp. 7–21). Nature Research. <https://doi.org/10.1038/s41569-020-0426-4>
- Zheng, Q., Wei, Y., Li, D., Zeng, Z., & Li, Z. (2025). Choosing energy sources for battery-free pacemakers. In *Device* (Vol. 3, Issue 6). Cell Press. <https://doi.org/10.1016/j.device.2025.100746>
- Zitouni, M. S., & Wahbah, M. (2023). *Piezoelectric Energy Harvesting for Wearable and Implantable Devices*. 92–96. <https://doi.org/10.1109/icspis57063.2022.10002623>
- Zurbuchen, A., Haeberlin, A., Bereuter, L., Pfenniger, A., Bosshard, S., Kernén, M., Philipp Heinisch, P., Fuhrer, J., & Vogel, R. (2018). Endocardial energy harvesting by electromagnetic induction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(2), 424–430. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2773568>

ANEXO

Captación de Energía del Cuerpo Humano para la Alimentación Autónoma de Marcapasos Implantables: Estado del Arte y Perspectivas

Human Body Energy Harvesting for Autonomous Power Supply of Implantable Pacemakers: State of the Art and Prospects

Laura Santamaria
Depto. de Ingeniería Biomédica
Universidad Latina de Panamá
Ciudad de Panamá, Panamá
lsantamaria@est.ulatina.edu.pa
0009-0009-4364-0263

Teófilo Flores
Depto. de Ingeniería Biomédica
Universidad Latina de Panamá
Ciudad de Panamá, Panamá
tflores@est.ulatina.edu.pa
0009-0003-1270-3942

Dr. Ernesto Ibarra
Depto. de Ingeniería Biomédica
Universidad Latina de Panamá
Ciudad de Panamá, Panamá
ernestoibarra@ulatina.edu.pa
0000-0002-2028-0797

Abstract — Conventional implantable pacemakers operate using internal batteries, whose limited lifespan requires periodic surgical replacements. This article presents a review of emerging technologies capable of harvesting energy directly from the human body to autonomously power pacemakers. Biomechanical, thermal, and biochemical sources are explored, including piezoelectric, triboelectric, thermoelectric generators, as well as biofuel cells. The review compiles experimental results from both in vitro and in vivo studies, highlighting the voltage and power levels achieved by each technology. Comparative tables are presented to assess the harvested energy relative to the typical power demand of a pacemaker ($\sim 4 \mu\text{W}$), along with each advantages, limitations, and clinical implementation requirements of each technology. Additionally, the main associated challenges are discussed, such as miniaturization, biocompatibility, operational stability, and energy conversion efficiency. This analysis provides a critical foundation for future research aimed at developing self-sufficient and longer-lasting pacemakers.

Keywords— Implantable pacemakers, energy harvesting, piezoelectric energy, triboelectric energy, thermoelectric energy, biofuel cells.

Resumen— Los marcapasos implantables convencionales funcionan mediante baterías internas cuya vida útil limitada impone la necesidad de recambios quirúrgicos periódicos. Este artículo realiza una revisión de tecnologías emergentes capaces de recolectar energía directamente del cuerpo humano, para alimentar los marcapasos de forma autónoma. Se exploran fuentes biomecánicas, térmicas y bioquímicas, incluyendo generadores piezoeléctricos, triboeléctricos, termoeléctricos y celdas de biocombustible. La revisión recopila resultados experimentales in vitro e in vivo, destacando los niveles de voltaje y potencia obtenidos por cada tecnología. Se presentan tablas comparativas que evalúan la energía generada frente a la demanda energética típica de un marcapasos ($\sim 4 \mu\text{W}$), así como sus ventajas, limitaciones y requerimientos para su implementación clínica. Además, se discuten los principales desafíos asociados, como la miniaturización, la biocompatibilidad, la estabilidad operativa y la eficiencia en la conversión energética. Este análisis proporciona una base crítica para futuras investigaciones orientadas al desarrollo de marcapasos autosuficientes y de mayor durabilidad.

Keywords— Marcapasos implantables, captación de energía, energía piezoeléctrica, energía triboeléctrica, energía termoeléctrica, celdas de biocombustible.

I. INTRODUCCIÓN

Los dispositivos médicos implantables (DMI) han revolucionado la atención sanitaria. Permiten tratar condiciones crónicas, monitorear parámetros fisiológicos y administrar tratamientos de forma personalizada [1] [2]. Entre los DMI más comunes se encuentran los marcapasos cardíacos, desfibriladores, estimuladores cerebrales profundos, implantes cocleares, implantes de retina e interfaces cerebro-ordenador [3]. Dentro del grupo DMI, destacan los marcapasos cardíacos, ya que es uno de los dispositivos implantables que más se utilizan en el mundo [4]. Alrededor de 300,000 personas reciben nuevos implantes cada año solo en los Estados Unidos [5]. En el año 2023, se estimó que se implantaron 1,43 millones de marcapasos a nivel mundial [6][7].

Este gran volumen de implantaciones se justifica por su elevada utilidad clínica, ya que los marcapasos permiten tratar diversas enfermedades cardiovasculares (ECV). Entre ellas se incluyen la bradicardia, los bloqueos auriculoventriculares, el síndrome del seno enfermo y la fibrilación auricular con pausas [8]. Estas afecciones se clasifican como trastornos del sistema eléctrico del corazón [9]. Además, las ECV representan actualmente la principal causa de muerte a nivel global. Según datos del 2021, hubo 20.5 millones de muertes a causa de las ECV, lo que equivale al 32% de las fallecimientos a nivel mundial [10]. Frente a este panorama epidemiológico, los marcapasos resultan fundamentales en el tratamiento de las ECV, puesto que permiten regular la frecuencia cardíaca en los rangos normales [9]. Como resultado, contribuyen de forma significativa a mejorar tanto la calidad de vida como la supervivencia de los pacientes.

Sin embargo, el uso de marcapasos presenta limitaciones técnicas relevantes [11]. Una de las que más persiste es su dependencia de baterías convencionales. Esta fuente de energía posee una densidad fija [12], lo que restringe las posibilidades de miniaturización y reduce la autonomía operativa del dispositivo [3][4][13]. Además, su vida útil es limitada, con un promedio entre 7 y 10 años [12], lo cual implica que los pacientes más jóvenes deberán someterse a múltiples cirugías de recambio a lo largo de su vida. [13][14][15]. Este aumento en el número de intervenciones quirúrgicas conlleva un mayor riesgo de infecciones y eleva los costos sanitarios [3] [16][2][15]. A ello se suman posibles efectos secundarios químicos, desencadenando necrosis o daño tisular por alguna fuga del

electrolito interno [3] [17]. Otra limitación relevante es el gran tamaño de las baterías [18], que puede ocupar hasta el 90% del volumen total del marcapasos [3] [14]. Frente a estas limitaciones, se han propuesto soluciones como baterías recargables mediante sistemas de carga inalámbrica [19]. No obstante, esta alternativa genera calor por inducción electromagnética, lo cual representa un riesgo térmico [12]. Este calor, generado por la inducción electromagnética es absorbido por el cuerpo [20], lo que provoca un aumento de temperatura en los tejidos. Esto representa una preocupación, especialmente en el cerebro, donde puede afectar la actividad neuronal. Incluso pequeños aumentos (1-2 °C) pueden alterar la bioquímica celular, aunque se cree que menos de 1 °C no causa efectos adversos.

Ciertos tejidos como los ojos y los testículos son más vulnerables al sobrecalentamiento debido a su limitada capacidad para disipar el calor [20]. Además, la frecuencia de las ondas electromagnéticas influye significativamente: las frecuencias bajas (100 MHz) penetran más y provocan un calentamiento difuso, mientras que las altas (27 GHz o más) inducen un calentamiento más localizado e intenso. La absorción máxima ocurre entre 100 MHz y 1 GHz, un rango crítico para la bioseguridad [20]. A su vez, la proximidad a la fuente y la movilidad influyen. La inmovilidad cerca de dispositivos (como routers Wi-Fi) puede generar picos de temperatura y valores elevados de SAR, mientras que el movimiento ayuda a dispersar la energía [20]. La absorción disminuye exponencialmente con la distancia, destacando la importancia de mantener una separación adecuada.

Dadas estas limitaciones, se ha iniciado la exploración de fuentes de energía alternativas. Una solución prometedora consiste en recolectar la energía producida por el cuerpo humano, como energía cinética o bioquímica. Esta energía puede originarse a partir del gasto cardíaco, los movimientos pulmonares, el potencial endococlear o las contracciones musculares. Para ello se han desarrollado tecnologías capaces de recolectar energía dentro del cuerpo. Entre ellas se incluyen materiales piezoeléctricos (PENG), generadores termoeléctricos (TEGs), triboeléctricos (TENGs) y bioceldas. En cambio, cuando la recolección se realiza desde el exterior del cuerpo, pueden emplearse sistemas basados en radiofrecuencia, inducción electromagnética u ondas ultrasónicas [2].

En los marcapasos, se considera adecuada la utilización de los PENG y TENGs ya que estos aprovechan la energía generada por los movimientos de la respiración o el latido del corazón [19]. Gracias a ello, estas tecnologías podrían alimentar a los dispositivos de manera continua sin necesidad de cambios [4]. Además, permitirían que marcapasos sean más pequeños, ligeros, seguros y duraderos [2] [17] [21]. A su vez, se lograría una reducción significativa en los residuos electrónicos y los costos del sistema de salud, tanto a mediano como a largo plazo [3]. En este contexto, esta alternativa tecnológica cobra especial relevancia, considerando que se ha incrementado el uso del marcapasos asociado al envejecimiento poblacional y la prevalencia de las ECV [8]. Por esta razón, resulta esencial ofrecer nuevas tecnologías libres de baterías

convencionales a los usuarios. Esto permitirá mejorar la eficiencia de los marcapasos, logrando así un impacto en la salud y bienestar de los pacientes.

Esta revisión se centra en analizar las diferentes tecnologías de recolección de energía provenientes del cuerpo humano para alimentar el marcapasos. En particular se examinan alternativas como tecnologías piezoeléctricas, triboeléctricas, electrostática, termoeléctricas y bioquímicas, evaluando su desempeño y funcionamiento. A lo largo del documento, se identifican tanto las oportunidades de mejora, como las limitaciones que enfrentan estas tecnologías para ser aplicadas de forma eficaz. Asimismo, se proporciona una visión integral sobre su funcionalidad y viabilidad de integración en futuros marcapasos. Así se avanzará hacia dispositivos más eficientes, seguros y adaptados para los pacientes.

II. MARCAPASOS CARDIACOS Y TECNOLOGÍAS DE ENERGÍA IMPLANTABLES

A. Fundamentos del marcapasos y demanda energética

Un marcapasos cardíaco es un dispositivo de pequeñas dimensiones que se implanta generalmente en la región torácica [22][23]. Su función principal consiste en enviar impulsos eléctricos breves que permiten mantener un ritmo cardíaco constante [22]. Suelen emitir un pulso con una duración entre 0.5 y 25 ms, una amplitud de salida de 0.1 a 15 V y una frecuencia de hasta 300 pulsos por minuto [24]. Gracias a esta estimulación eléctrica, el dispositivo ayuda a controlar el sistema de conducción del corazón, permitiendo corregir alteraciones en el ritmo cardíaco conocidas como arritmias, tales como la taquicardia (latidos acelerados) o la bradicardia (latidos lentos). Además, los marcapasos se utilizan para el tratamiento de otras afecciones, como la insuficiencia cardíaca, donde el corazón no logra bombear una cantidad de sangre adecuada con el ritmo necesario [23].

La actividad cardíaca está controlada por impulsos eléctricos originados en el nodo sinoauricular, el cual actúa como el marcapasos natural del corazón. Esta señal eléctrica inicia la contracción de las aurículas y, posteriormente, se propaga a través del haz de His hacia los ventrículos [24], induciendo su contracción. Cuando los ventrículos no se contraen de manera sincronizada, se producen arritmias. Actualmente se considera que los marcapasos son el método más común para el tratamiento de arritmias [23]. En este contexto, los marcapasos convencionales están compuestos por tres elementos principales, los cuales se muestran en la figura 1.

En primer lugar, se encuentra el generador de pulsos. Este alberga la batería y los circuitos eléctricos encargados de enviar las señales eléctricas al corazón. Este componente se implanta justo debajo de la piel del pecho, cerca de la clavícula [23]. A esto se suman los cables (leads), que son alambres aislados que transportan el pulso desde el generador hasta los electrodos. Se insertan a través de una vena grande hacia el corazón, donde se fijan a la superficie o en el músculo cardíaco. Dependiendo del tipo de marcapasos, puede haber uno, dos o tres cables, denominándose marcapasos monocameral, bicameral o biventricular, respectivamente [23]. Finalmente, los electrodos, que se encuentran situados al final de los cables y están en contacto

directo con el corazón. Estos contienen sensores que detectan el ritmo cardíaco y envían la información al generador, el cual, si es necesario, transmite pulsos eléctricos a través de los cables [23].

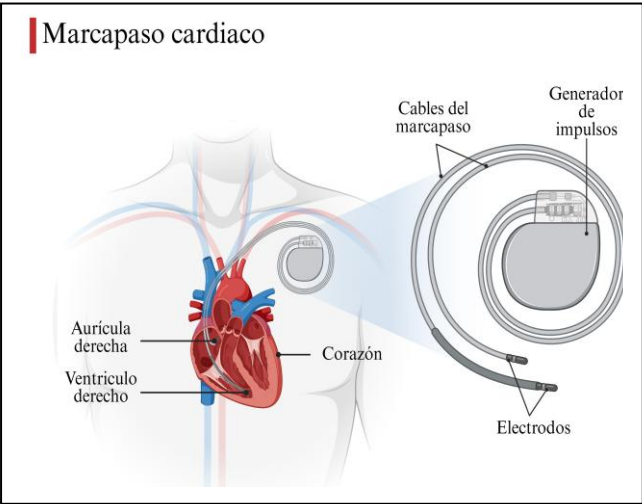


Figura 1. Representación esquemática de un marcapasos cardíaco implantado. El generador de pulsos, ubicado bajo la clavícula, envía impulsos eléctricos al corazón mediante cables (electrodos) en la aurícula y ventrículo derechos, corrigiendo trastornos del ritmo.

La implantación de un marcapasos convencional suele requerir un procedimiento quirúrgico que dura aproximadamente de una a tres horas. Este procedimiento, que utiliza un fluoroscopio, es realizado por un cirujano cardiovascular, asistido por un radiólogo y un anestesiólogo. Implica una incisión de una a dos pulgadas debajo de la clavícula para crear un bolsillo donde se inserta el generador de pulsos. Posteriormente, los cables se fijan al generador [23][25]. Más recientemente, se han introducido los marcapasos intracardíacos sin cables (leadless) para evitar fallos relacionados con los cables [26][7]. Estos dispositivos presentan dimensiones y forma similares a los marcapasos convencionales, lo que permite su implantación mediante catéter [26]. Por otro lado, los marcapasos convencionales actuales utilizan principalmente baterías de yoduro de litio. Estas han mejorado la esperanza de vida de estos dispositivos en comparación con las baterías anteriores de mercurio-zinc. Su eficiencia se debe a que ofrecen baja corriente y voltaje de descarga, lo cual es adecuado para una demanda energética que oscila entre unos pocos microwatts (μW) y $20\ \mu\text{W}$ [27]. Sin embargo, su naturaleza corrosiva puede ocasionar fallos en el marcapasos [23].

La vida útil típica de un marcapasos convencional tras la cirugía es de 5 a 7 años, aunque en algunos casos puede alcanzar entre siete y ocho años. En contraste, los marcapasos leadless ofrecen una autonomía levemente superior, estimada entre 8 y 10 años [23][12]. El requerimiento energético de los modelos actuales permanece por debajo de los $100\ \mu\text{W}$, bajo condiciones de estimulación continua al 100% con una frecuencia de 60 latidos por minuto (bpm). El objetivo de potencia requerido por estos dispositivos es de aproximadamente $4.2\ \mu\text{W}$, aunque el consumo puede superar este valor debido a umbrales de estimulación más altos o a la progresión de la

enfermedad [12]. A continuación, en la Tabla 1 se presentan los parámetros de diseño y las demandas energéticas de los marcapasos convencionales. Esta información es clave para establecer una base crítica al evaluar nuevas tecnologías de captación de energía, que deben generar potencia en ese rango y cumplir con las restricciones físicas del implante.

Tabla 1. Parámetros de diseño de los Marcapasos cardíacos

Parámetros	Marcapasos cardíacos	Ref.
Potencia requerida	$<100\ \mu\text{W}$	[4], [28]
Tamaño del implante (mm)	$61 \times 50 \times 13$	
Profundidad del implante (mm)	$40 \sim 55$	

Nota: Los valores presentados corresponden a marcapasos convencionales. En cuanto a las unidades, la potencia se expresa en microwatts (μW). Y las dimensiones son los límites adecuados de diseño para que tenga un desempeño ideal en la implantación subcutánea.

La duración limitada de la batería representa un problema significativo, ya que su agotamiento requiere intervenciones quirúrgicas repetidas para el reemplazo del dispositivo [17]. Estas reintervenciones incrementan el riesgo de complicaciones, generan incomodidad para el paciente [17], prologan el tiempo de recuperación y hay aumento de los costos sanitarios [23][12]. En el caso de los marcapasos leadless, aunque han revolucionado el campo, su dependencia de las baterías sigue siendo un desafío importante, debido a que el volumen y la capacidad de la batería están fuertemente limitados. Asimismo, una vez que estos dispositivos quedan cubiertos por tejido, su explantación resulta difícil [14]. Por esta razón, para evitar la necesidad de cirugías de reemplazo recurrentes, los marcapasos, especialmente los leadless [28], requieren una fuente de energía autónoma y de larga duración. Una posible solución es la captación de energía del propio cuerpo humano, como la energía cinética generada del movimiento cardíaco, se investiga como un medio para lograr esta autonomía [28]. Este enfoque tiene como objetivo eliminar la limitación impuesta por la vida útil de las baterías de los marcapasos actuales [14]. De hecho, se ha estimado que la energía recolectada del corazón podría ser suficiente para mantener un marcapasos recargable durante más de 20 años [14]. Con una vida útil extendida también se abre la posibilidad de que los marcapasos incorporen nuevas funciones.

Actualmente, los marcapasos actuales carecen de capacidades “inteligentes”, como el envío de informes periódicos sobre el estado de la batería, debido a la preocupación por un mayor consumo energético [12]. Sin embargo, esta limitación podría superarse si el dispositivo generara su propia energía. En ese escenario, sería posible incorporar sensores capaces de monitorear continuamente el estado de salud del paciente, lo que favorecería decisiones clínicas más oportunas y una gestión más eficiente de su tratamiento [2]. Además, al eliminar la necesidad de reemplazar la batería, este sistema no

solo optimizaría los resultados clínicos, sino que también reduciría intervenciones innecesarias [2]. A continuación, en la siguiente sección se explorará en detalle las diversas fuentes de energía generadas por el cuerpo humano que pueden ser aprovechadas para alimentar estos dispositivos.

B. Fuentes de energía generadas por el cuerpo humano

El cuerpo humano genera energía constantemente a través actividades rutinarias como caminar, correr o respirar. Se genera energía hasta 2000 Kcal (aproximadamente 1000 W) [30][31]. La energía generada puede ser aprovechada para alimentar a los marcapasos, reduciendo o eliminando la necesidad de baterías convencionales y los riesgos asociados a su reemplazo quirúrgico [30][32][33]. Las principales fuentes de dicha energía corporal, según la presente revisión, son la biomecánica, la bioquímica y la térmica. Todas ellas funcionan como soluciones energéticas. En la figura 2 se pueden observar estas soluciones.

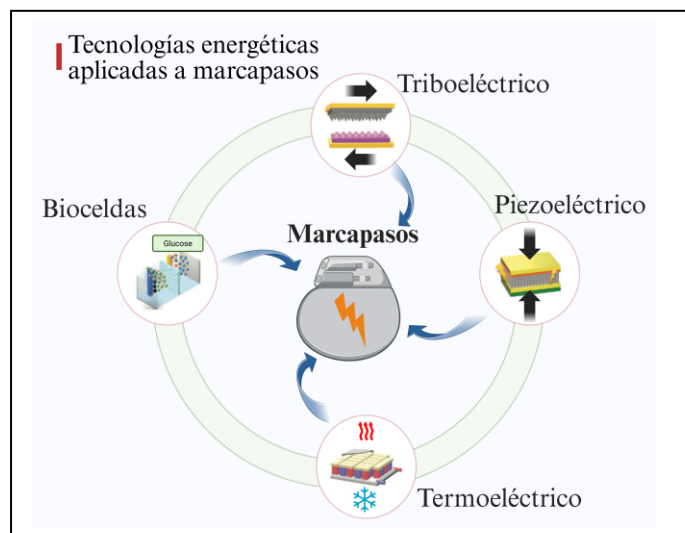


Figura 2. Representación radial de tecnologías energéticas aplicadas a marcapasos. Las cuatro fuentes: piezoeléctrico, triboeléctrico, termoeléctrico y bioceldas rodean al corazón, indicando su potencial de suministrar energía desde mecanismos fisiológicos.

A continuación, se describe cada una de las energías mencionadas anteriormente. Primero, se encuentra la energía biomecánica, la cual se obtiene a partir del movimiento mecánico dentro o fuera del cuerpo humano. Este tipo de energía incluye movimientos voluntarios como caminar o el movimiento de las extremidades, y movimientos involuntarios como los latidos cardíacos, la respiración, las fluctuaciones de la presión arterial y las contracciones musculares [30][1][33][34][2]. Para convertir esta energía en electricidad, se utilizan principalmente dos tecnologías: la triboeléctrica y la piezoeléctrica.

En cuanto a la tecnología piezoeléctrica, esta se basa en el uso de materiales que generan voltaje al ser sometidos a tensión o deformación mecánica [30][1][29]. La aplicación periódica de compresión y tensión puede generar voltaje de

corriente alterna (AC). Se puede ver este principio en la figura 3 y 4. Entre los materiales comúnmente utilizados para los PENG se encuentran el PZT [33], PVDF, ZnO y BaTiO₃, así como compuestos como PMN-PT. El PZT es reconocido por su alto coeficiente piezoeléctrico, aunque su estructura puede ser frágil, mientras que PVDF es un polímero flexible con buena resistencia a la fatiga. Se ha demostrado que los PENG han captado la energía de los movimientos corporales, respiración, fluctuaciones de la presión arterial, y especialmente del movimiento cardíaco y la pulsación de la aorta [30][1][34]. En particular, la pulsación de la aorta ascendente ha generado ~2.3 μ W según reportes previos o 1.5V y 300nA in vivo en un cerdo [34]. El movimiento cardíaco ha generado voltajes pico a pico de hasta 3V en cerdos [32], hasta 145 nA y 8.2 V suficientes para estimular músculo cardíaco de rata, y 1.2 μ W/cm² en estudios in vivo en bovinos [33]. Además, un estudio en un perro reportó una generación energética de 0.487 μ J [21] por latido cardíaco. Basado en estos hallazgos, se ha propuesto el uso de estructuras en zigzag para capturar energía de baja frecuencia para marcapasos implantables ubicados en el pecho[29].

Sin embargo, los PENG presentan algunas desventajas. Una de ellas es que pueden ser sensibles a la frecuencia del movimiento [29]. Además, ciertos materiales inorgánicos como el PZT pueden ser frágiles para los tejidos blandos del cuerpo [29][21], aunque actualmente se investigan materiales estirables. También se ha observado la encapsulación necesaria podría afectar las propiedades mecánicas del dispositivo. Finalmente, su eficiencia tiende a disminuir cuando operan a bajas frecuencias [30].

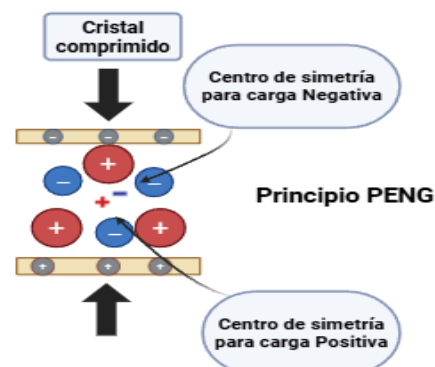


Figura 3. Al aplicar una fuerza mecánica sobre un cristal piezoeléctrico, se rompe la simetría de su estructura atómica. Esto provoca la separación de los centros de cargas positivas y negativas, dando lugar a la polarización eléctrica en el material.

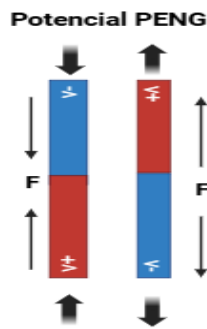


Figura 4. Representación del efecto piezoeléctrico: Aplicar una fuerza mecánica genera un potencial eléctrico, lo que permite convertir la presión, vibración o movimiento en electricidad.

Además de la tecnología piezoeléctrica, la captación triboeléctrica también es derivada de la energía biomecánica. Esta se basa en el uso de TENGs, que convierten la energía mecánica en electricidad. Esto sucede mediante el efecto de electrificación por contacto-separación o fricción entre dos materiales diferentes [1][2][29]. El efecto de electrificación se puede ver en la figura 5. El movimiento corporal interno, como la respiración, el latido cardíaco y la contracción muscular [35], causa el contacto y la separación de capas de materiales, generando carga [34][2]. Se han investigado TENGs implantables (iTENGs) para cosechar energía de la respiración en ratas (3.73V, 0.14 nA, 8.44 mW/m²) [34], y del latido cardíaco en cerdos, logrando hasta 14V y 5 μ A [34][21], y reportando 0.495 μ J por ciclo cardíaco para alimentar un marcapasos simbiótico [34].

Además de su aplicación en marcapasos, esta tecnología ha sido explorada en otras áreas biomédicas. Por ejemplo, un sistema para tratamiento de heridas basado en TENGs generó 3.5 mW/cm², 600V y 7nA a partir de pulsos continuos [19]. Un sistema de electrodo neural autoalimentado basado en tecnología híbrida tribo/piezoeléctrica logró un voltaje de circuito abierto de 501 $\pm$ 8V y una densidad de potencia pico de 72 mW/m² [2][19], manteniendo 1.5V(+0.11V) in vivo después de 12 semanas para estimulación nervios [2]. También se exploró para sensores de presión endocardial impulsados por el flujo sanguíneo [34].

Sin embargo, a pensar de su gran potencial, esta tecnología presenta algunas limitaciones. Una de las principales desventajas que se puede mencionar es el bajo voltaje de salida que puede ser una limitación. La fricción puede causar daño en la superficie de contacto con el tiempo. La técnica aún está en desarrollo y requiere mejoras para baja frecuencia y amplitud de movimientos. El rendimiento de salida se ve afectado por la humedad ambiente [21].

Tecnología TENG

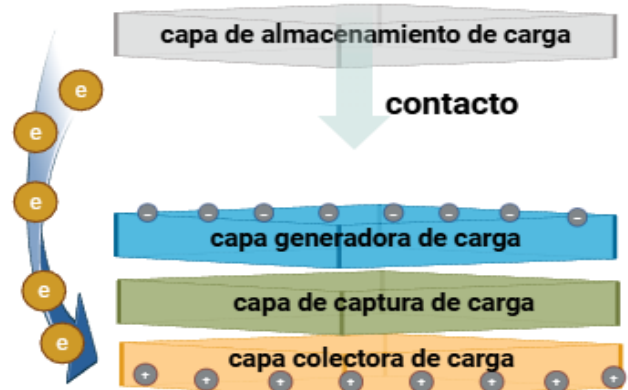


Figura 5. Esquema del funcionamiento de un TENG. Al producirse contacto y separación entre las capas se genera una carga eléctrica por fricción. Esta carga es captada, recolectada y finalmente almacenada para su uso, convirtiendo el movimiento en energía eléctrica útil.

Una vez abordadas las tecnologías basadas en energía mecánica, se introduce la tecnología basada en energía bioquímica. Proviene de las reacciones químicas que ocurren naturalmente en el cuerpo humano [1][34]. En este contexto, las celdas de biocombustible aprovechan reacciones redox de biocombustibles presentes en fluidos corporales [1]. Por ejemplo, la glucosa o el lactato, para generar electricidad, como se muestra en la figura 6. Las celdas enzimáticas son más prácticas para implantes, dada la abundante disponibilidad de la glucosa en el cuerpo [32][1][2].

Tecnología de biocelda

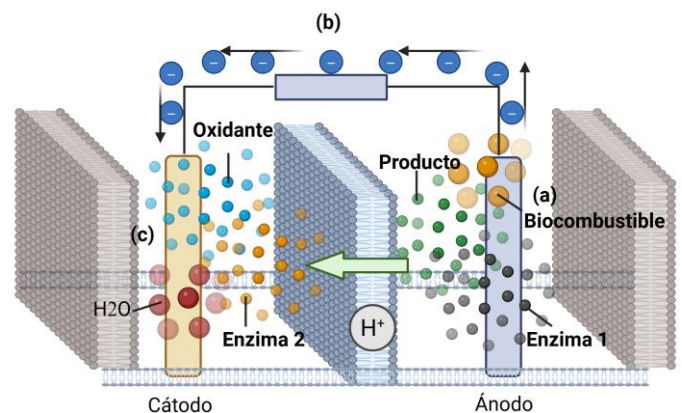


Figura 6. Diagrama de funcionamiento de una celda de biocombustible enzimática. La estructura de la celda incluye un ánodo y un cátodo, los cuales están divididos por una membrana especializada que permite el intercambio de protones.. (a) En la superficie del ánodo se captura la liberación de electrones; (b) los electrones se transfieren al cátodo a través de un circuito externo; (c) los protones migran por la membrana hacia el cátodo, donde completan la reacción de reducción junto a un oxidante y los electrones.

En términos experimentales, se ha demostrado el funcionamiento de estas celdas en pruebas in vivo. Por ejemplo,

se han obtenido $38.7 \mu\text{W}$ a partir de celdas de biocombustible de glucosa (GBF) implantadas en ratas [34][21]. Se ha reportado que se pueden generar hasta $100 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ de GBF en el cuerpo humano [1], y hasta $3.7 \text{ mW}/\text{cm}^2$ en un entorno controlado [1]. Asimismo, se han realizado experimentos in vivo en venas y tejidos de ratas y conejos, así como en invertebrados como caracoles y almejas, generando potencias del orden de microwatts. Por ejemplo, una celda implantada en la vena yugular de una rata mostró un voltaje inicial de $0.65\text{--}0.68\text{V}$, estabilizándose en 0.42V después de 18 días [21]. Otra celda, implantada en la oreja de un conejo, generó $0.42 \mu\text{W}$ a 0.56V [34][21]. Celdas implantadas en almejas generaron hasta $37 \mu\text{W}$ en configuración paralela y $5.2 \mu\text{W}$ en serie [21].

Sin embargo a pesar de los resultados prometedores, la tecnología enfrenta algunos desafíos que limitan su aplicación clínica. El bajo voltaje de salida es el principal inconveniente, típicamente $\sim 0.5\text{V}$, insuficiente para la mayoría de los DMI que requieren $2\text{--}3\text{V}$ [32]. Esto requiere conectar celdas en serie o usar convertidores DC-DC [32]. Además, la vida útil de las enzimas y el biofouling representan obstáculos técnicos relevantes [1].

Finalmente, otra fuente de energía aprovechable es la energía térmica. El cuerpo humano produce y disipa calor continuamente, generando un gradiente de temperatura entre el interior del cuerpo y la piel [19]. Para convertir esta energía en electricidad se utilizan los TEGs, que operan mediante el efecto Seebeck, convirtiendo este gradiente de temperatura en electricidad [19][35], tal como se muestra en la figura 7. Un gradiente de 1°C entre la piel y el interior puede generar hasta $10 \mu\text{W}$ [30]. Los TEG se caracterizan por ser dispositivos de estado sólido carentes de componentes móviles [21], lo que representa una ventaja para su uso en aplicaciones médicas. Con un gradiente de 5K (5°C), se han reportado potencias de $1.5 \mu\text{W}$ (0.19 cm^2 dispositivo) [1][3], $1 \mu\text{W}$ (1 cm^2 dispositivo), o $\sim 30 \mu\text{W}$ [3]. Además, un TEG de 6 cm^2 con 2°C de gradiente ha producido $100 \mu\text{W}$ [21].

De forma complementaria, otros experimentos han demostrado que un gradiente de 0.5°C en un conejo generó 20 mV [19], que se elevó a 3.3V con un circuito de amplificación [20]. Un TEG con casi 4000 termopares y 6 cm^2 requirió 2°C de gradiente para generar 4V y $100 \mu\text{W}$ [21]. La eficiencia de conversión suele ser baja y el voltaje de salida también es limitado, lo que obliga al uso de circuitos de amplificación (boost circuits)[1]. Para alcanzar potencias útiles se requieren áreas grandes o muchos termopares, lo cual puede ser inviable para implantes pequeños. En implantes profundos, el gradiente térmico disponible suele ser menor. Además, la eficiencia de estos dispositivos está restringido por la eficiencia de Carnot [3]. En este contexto, el diseño de TEGs implantables se enfrenta al reto de reducir su tamaño para acomodar miles de termopares y mantener un gradiente de temperatura constante [21].

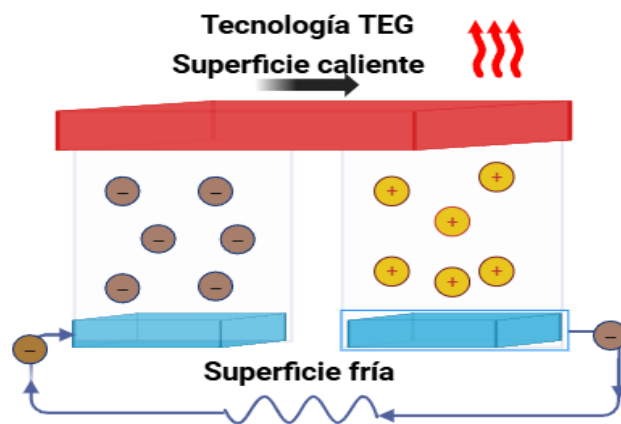


Figura 7. Representación del principio termoeléctrico fundamentado en el efecto Seebeck. La existencia de un gradiente térmico entre una zona caliente (en rojo) y una zona fría (en azul) provoca el desplazamiento de portadores de carga, como electrones y huecos, a través de materiales conductores, lo que da lugar a una corriente eléctrica en el circuito externo. Este mecanismo permite transformar energía térmica en electricidad.

Además de las fuentes de energía biomecánica, bioquímica y térmica previamente analizadas, se han explorado otras tecnologías prometedoras. Entre ellas se encuentra la tecnología electrostática, los generadores automáticos tipo reloj y el aprovechamiento del potencial endococlear. En particular, la tecnología electrostática convierte la vibración mecánica en energía eléctrica a través de la inducción electrostática [1][3]. Esto ocurre mediante cambios en la capacitancia de un sistema, a menudo con una carga fija. Son más eficientes en escalas pequeñas, como en sistemas microelectromecánicos (MEMS) [1][3]. En este contexto, los generadores electrostáticos MEMS han producido $8 \mu\text{W}$, hasta $270.22 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ con estructuras tipo peine [1]. La captación de movimiento cardíaco ha generado $58 \mu\text{W}$ utilizando MEMS con capacitancia variable. Asimismo, generadores no resonantes de MEMS han producido $80 \mu\text{W}$ a partir de movimiento no periódicos [1]. Sin embargo, a menudo requieren una carga inicial. También presentan baja eficiencia cuando se requiere alta potencia y su diseño puede ser complejo [3]. En la Tabla 2 se comparan los principios de funcionamiento, ventajas y desventajas de las principales tecnologías: PENG, TENG, TEG, bioquímica y electrostática.

Otra propuesta de tecnología es la de los generadores automáticos (tipo reloj), los cuales adaptan los mecanismos de los relojes automáticos. Estos dispositivos convierten el movimiento de la muñeca en energía, y se han diseñado para captar energía mecánica in vivo, como la generada por el latido cardíaco. Un peso oscilante acciona un generador en miniatura [34][36]. Prototipos implantados en corazones de perros y ovejas han generado $\sim 13 \mu\text{J}$ por latido en perros y $11.1 \mu\text{J}$ por latido en ovejas, lo cual resulta suficiente para almacenar en un capacitor y alimentar un marcapasos [32][3]. No obstante, la adaptación de mecanismos macroscópicos a una escala implantable presenta desafíos de diseño y biointegración [34][36].

Por último, se encuentra el aprovechamiento del potencial endococlear (EP), un gradiente electroquímico presente en el oído interno que funciona como una batería

biológica impulsada por la transferencia de iones. En cobayas, se ha reportado la capacidad de generar entre 1.1 y 6.3 nW, con voltajes de 70-100mV y corrientes de 14-28 μ A. Sin embargo,

el principal desafío de esta tecnología es la muy baja potencia de salida generada [34][1].

Tabla 2: Comparación de Tecnologías de Cosecha de energía en el cuerpo humano

Tipo de Cosecha de Energía	Principio de Operación	Ventajas	Desventajas	Ref.
Piezoeléctrica	Convierte la energía mecánica (deformación, vibración, presión) directamente en energía eléctrica a través de la polarización de materiales piezoeléctricos.	Alta densidad de energía entre los cosechadores basados en vibración. Posibilidad de fabricación a micro y nanoescala. Puede generar alto voltaje.	La eficiencia es dependiente de la frecuencia, con mínima eficiencia a bajas frecuencias. Algunos materiales pueden ser tóxicos. Dificultad para responder eficientemente a las bajas frecuencias y aceleraciones del movimiento humano.	[37] [17] [9][33] [21] [1]
Triboeléctrica	Genera carga eléctrica por fricción o contacto-separación entre dos materiales con diferentes propiedades eléctricas.	No necesita amplificadores alimentados para la carga debido a su alto voltaje de salida. Capacidad de capturar energía con pequeños desplazamientos o deslizamientos.	Requiere encapsulación adecuada para mitigar el impacto del ambiente acuoso del cuerpo humano en su rendimiento.	[22] [19] [2]
Termoeléctrica	Convierte las diferencias de temperatura (gradiente térmico) en energía eléctrica, basándose en el efecto Seebeck.	Proporciona un suministro de energía estable dado el gradiente térmico constante del cuerpo. No tiene componentes móviles. Ofrece una salida de corriente continua.	Baja eficiencia de conversión de energía. Requiere un gradiente de temperatura suficiente, lo cual es un desafío ya que el cuerpo humano mantiene una temperatura interna constante. Voltaje de salida limitado (típicamente de 50 mV para 1-2 K de diferencia).	[1] [9][4] [2] [19]
Bioquímica	Genera energía eléctrica a partir de reacciones químicas biológicas (ej. oxidación de glucosa o lactato) usando biocatalizadores.	Utiliza fuentes renovables y abundantes presentes en los biofluidos del cuerpo (glucosa, oxígeno). La mayoría de los materiales son biocompatibles.	La salida de energía puede ser inestable. La vida útil de las enzimas inmovilizadas es limitada (un mes como máximo) . Baja densidad de potencia y voltaje de salida insuficiente para muchos DMI (típicamente 0.5 V, mientras que los DMI necesitan 2-3 V). Riesgo de corrosión o incrustación.	[1] [39] [35] [1] [9]
Electroestática	Convierte la energía mecánica en energía eléctrica mediante la variación de capacitancia entre placas cargadas debido al movimiento.	Puede lograr una alta densidad de carga utilizando nuevas tecnologías de micro fluidos.	Las estructuras resonantes no son adecuadas para el movimiento humano de baja frecuencia. Puede generar potencias muy bajas para aplicaciones prácticas.	[9] [4] [40]

En esta tabla se puede observar que las tecnologías biomecánicas, como la piezoeléctrica y la triboeléctrica, destacan por su alta densidad de potencia y su potencial de miniaturización. Sin embargo, enfrentan algunos retos como la eficiencia a bajas frecuencias fisiológicas y la necesidad de encapsulamiento biocompatible para garantizar una funcionalidad a largo plazo. En cuanto a la captación termoeléctrica, se distingue por ser estable y no tener partes móviles, aunque su voltaje de salida es limitado por el bajo gradiente térmico corporal. Las celdas de biocombustible, por su parte, utilizan glucosa, pero presentan una potencia inestable y una vida útil reducida debido a la degradación enzimática. Finalmente, la captación electrostática puede ser eficiente a microescala, pero su potencia suele ser insuficiente para alimentar marcapasos de forma práctica.

C. Captación de fuentes de energía del cuerpo humano para los marcapasos

La integración efectiva de estas fuentes de energía en un marcapasos implica superar diversos desafíos técnicos y fisiológicos [9]. El principal obstáculo es la baja potencia típicamente disponible de las fuentes biológicas [38], lo que limita la energía que puede recolectarse [9]. Es decir, por la naturaleza intermitente o variable de algunas fuentes, como el movimiento o las características del latido cardíaco, hace que se requiera un manejo eficiente de la energía recolectada [9][4].

1) Integración por captación piezoeléctrica

Una de las ideas más exploradas es la integración por captación piezoeléctrica, que aprovecha la deformación mecánica para generar electricidad [42]. Materiales como PZT (titanato de zirconio y plomo), PMN-PT (Plomo Magnesio Niobato-Plomo Titanato), ZnO (óxido de zinc), PVDF (polifluoruro de vinilideno), BaTiO₃ (Bario Titanato) y PZN-PT (niobato de plomo-zinc-titanato de plomo) han sido investigados [38]. Para este fin, se han desarrollado cosechadores integrados en los cables de marcapasos, capaces de captar el movimiento cardíaco mediante flexión o torsión [43]. Entre los diseños explorados se incluyen configuraciones helicoidales, de viga en voladizo (cantilever)[38], fan-folded y en forma de L [38][28]. Estos cosechadores enfrentan el desafío de sintonizar su frecuencia resonante con las bajas frecuencias del latido cardíaco [44][45][28]. A pesar de ello, los prototipos, tanto in vitro como in vivo, han demostrado la capacidad de generar voltaje, potencia, y de cargar baterías [43][42][24]. En condiciones in vivo, se han reportado voltajes de salida de 2V pico a pico [43], alcanzando hasta 3.5 V con dobutamina [43]. También se han simulado voltajes de 36.21 V y 38 V [45], así como voltajes de 26 V con potencias de 17.6 mW [38] en diseños específicos.

Estos niveles de salida han motivado estimaciones teóricas sobre el impacto funcional de estos dispositivos, proyectando una extensión de la vida útil de la batería de un marcapasos de hasta 2.3 años con ciertos diseños [43], un

20%, e incluso un 44% con la integración de múltiples dispositivos [40]. Algunos diseños combinan PENG con capacidades de sensado, como la medición de presión en el ventrículo derecho [43]. Para permitir su funcionamiento continuo, se requieren circuitos adicionales para rectificación, conversión y almacenamiento de energía [9]. Además, se ha explorado la tolerancia a fallos mediante el uso de múltiples circuitos cosechadores y diodos de conmutación[46].

En esta misma línea, la integración de múltiples dispositivos PENG en serie ha mostrado la capacidad de generar voltajes suficientes, por ejemplo 6-6.2 V_{pico} a pico con 15 dispositivos [46]. A partir de diversas fuentes biológicas y mecánicas, se han obtenido datos clave. Se han alcanzado hasta 1.189 μ W utilizando materiales piezoeléctricos avanzados como el PMN-PT[34]. Este material, conocido por su alta eficiencia, se emplea en generadores piezoeléctricos. Con materiales piezoeléctricos de PZT, se ha logrado una densidad de potencia de 12 μ W por centímetro cuadrado[34], medida importante para entender cuánta energía se puede obtener por área. Por otro lado, los transductores piezoeléctricos se caracterizan por una mayor densidad 35.4 mJ por centímetro cúbico[22].

Asimismo, los ciclos cardíacos representan una fuente viable de energía. Se estima que cada latido puede generar alrededor de 13 μ J de energía a una frecuencia de 200 latidos por minuto, según estudios con un sistema adaptado de un reloj de pulsera implantado en tejido cardíaco de perro[35]. Por medio de los latidos cardíacos se puede alimentar un marcapasos de baja potencia, generando 11,1 μ J generando hasta 11.1 μ J a partir de un ritmo de 90 latidos por minuto [35][1]. En músculo sin vida, un prototipo que emplea la contracción de un músculo esquelético estimulado eléctricamente logró generar 35,8 μ W en condiciones controladas [39], cantidad suficiente para alimentar DMI. El mismo dispositivo, probado en un músculo de sapo (exvivo) de aproximadamente 3.6 gramos, generó 18.1 μ W [39], demostrando que la energía generada supera la necesaria para estimular el músculo. En experimentos con cerdos, también se logró generar un voltaje de 2 V (pico a pico) utilizando un dispositivo piezoeléctrico de seis capas durante la contracción y relajación del corazón. La posición del dispositivo influyó en el voltaje generado, alcanzando un máximo de 2,1 V en la posición óptima[43]. Por último, se ha verificado que incluso estímulos mecánicos simples, como el golpeteo de un dedo, pueden producir densidades de potencia significativas. En condiciones experimentales, se alcanzaron $1,75 \times 10^5 \mu$ W/cm²[1], lo que resalta el potencial de estas tecnologías para captar energía de movimiento cotidianos.

2) Integración por captación triboeléctrica

Por otra parte, tenemos la integración por captación triboeléctrica. Los TENGs son implantables y convierten energía biomecánica generada por el movimiento corporal o cardíaco [43]. Ofrecen alta densidad de potencia y voltaje, aunque también presentan una elevada impedancia de salida y

salida pulsada[4]. Además, pueden utilizarse para funciones de sensado.

Se han desarrollado prototipos funcionales, incluyendo un marcapasos autoalimentado mediante la recolección de energía del movimiento cardíaco. Entre las potencias reportadas se encuentran valores de 10.4 mW/cm², 5.28 uW generados por movimiento, 5 W/m² y 2.28 mW a partir del movimiento al caminar[4][42][40]. Un prototipo implantado logró cargar un capacitor hasta ~4V en 63 minutos [4]. En general, la tecnología TENG se considera prometedora para alimentar DMI debido a su alta densidad de potencia, eficiencia, flexibilidad y biocompatibilidad. No obstante, aún enfrenta limitaciones técnicas como el límite de ruptura dieléctrica del aire y el desgaste por fricción[4][42].

La energía triboeléctrica muestra un gran potencial, con una densidad de potencia de hasta 25 W/m²[47]. Para contextualizar esta cifra, se han documentado algunos datos clave. Por ejemplo, arrays de nanocables han demostrado una salida de 1.1 mW/cm² a una baja frecuencia de 5 Hz[1]. Además, al recolectar energía del movimiento humano, mediante cien golpeteos, se obtuvo una potencia de 9.9 mW/m² y una salida de hasta 62.8 mW/m²[9]. Para aplicaciones como marcapasos cardíacos y neuroestimuladores, los TENGs producen actualmente densidades de potencia que varían de 0,001 a 0,1 mW/cm²[2]. En cuanto al rendimiento de un TENG encapsulado en PDMS y parylene C, se han obtenido resultados relevantes. In vitro, se registraron 45 V pico a pico y 75 μ A pico a pico. Posteriormente, in vivo, en el corazón de rata, se lograron 14 V pico a pico y 5 μ A pico a pico, a partir del movimiento de contracción/relajación del corazón[22]. También se han reportado otras potencias para configuraciones triboeléctricas específicas, incluyendo 1,5 W, 128 mW/cm³, 3,68 mW. Estos valores reflejan la diversidad de resultados y el potencial de esta tecnología en múltiples aplicaciones[34].

3) Integración por captación termoelectrica

Después, se encuentra la integración por captación termoelectrica, basada en la diferencia de temperatura corporal. En este enfoque, los TEGs implantables aprovechan el gradiente de temperatura entre el interior del cuerpo y la superficie cutánea [9]. Sin embargo, el voltaje generado es típicamente bajo, lo que exige el uso de convertidores elevadores eficientes y, en muchos casos, circuitos de arranque para iniciar la operación. Aunque la eficiencia es limitada [9][4], esta tecnología ofrece la ventaja de poder integrarse en dispositivos portátiles.

Los TEGs basados en BiTe son preferidos para implantes por su mayor densidad de potencia [4]. No obstante, el bajo voltaje de salida representa un desafío significativo, ya que requiere numerosos termopares para alcanzar voltajes o potencias más altas, lo que puede demandar un área considerable [4]. Las potencias reportadas varían de 30 uW/cm², 8.3 uW/cm² [9], hasta aproximadamente 19 pW total en un microsistema llamado Body Sensor Network (BSN) [4]. La eficiencia y temperatura de operación limitan su realización comercial. Asimismo, diversos estudios han reportado el potencial de los TEG para los marcapasos. Se ha demostrado que los TEGs pueden generar una potencia

del orden de 60 μ W/cm² cuando existe una diferencia de temperatura de 5°C entre sus extremos [19]. Este valor también ha sido expresado como 600 nW/mm²[1], según diferentes fuentes. Además, aprovechando el calor corporal, estos dispositivos pueden alcanzar densidades de potencia de hasta 35 μ W/cm² en condiciones óptimas [21]. Además, se ha reportado una potencia máxima de salida de 130 μ W mediante el uso de un convertidor elevador [45], lo que evidencia la viabilidad de esta tecnología para alimentar a dispositivos médicos de bajo consumo.

Por otra parte, la cantidad de energía que se extrae varía según la zona del cuerpo. Por ejemplo, en el cuello se pueden obtener entre 0.2 y 0.3 W; en la cabeza entre 0.6 y 1 W; y considerando el cuerpo completo, la potencia máxima puede llegar a 3-5 W [4]. Asimismo, se ha observado que, bajo ciertas condiciones, un TEG fabricado con materiales como el telururo de bismuto dopado puede generar hasta 4 V de voltaje de circuito abierto y 100 μ W de potencia de salida [21], lo cual refuerza su potencial para alimentar implantes cardíacos de bajo consumo.

4) Integración por captación bioquímica

Otra vía complementaria en la recolección energética para los DMI es la integración por captación bioquímica (biofuel cells). Esta se basa en la oxidación de glucosa en biofuel cells implantables. Estas celdas son biocompatibles y aprovechan un combustible abundante en fluidos corporales: glucosa [40]. Sin embargo, su nivel de potencia suele ser bajo, típicamente del orden de los microwatts y pueden verse afectadas por fenómenos como el biofouling [4][9]. Se han reportado potencias del orden de los microwatts, incluyendo 38.7 uW in vivo o 193.5 uW/cm²[4]. Además, se han explorado integraciones con supercondensadores para suministrar pulsos de energía. En cuanto a la obtención de energía a partir de fuentes biológicas, se han documentado algunos datos clave. Por ejemplo, las celdas de biocombustible de glucosa han demostrado una densidad de potencia estable de aproximadamente 3.4 μ W/cm³, con valores máximos que pueden alcanzar hasta 180 μ W/cm³ en condiciones de pico[17]. De manera similar, se ha reportado una densidad de potencia de 193.5 μ W/cm utilizando celdas de biocombustible de glucosa. Esto sitúa el rango general de generación entre 22 μ W/cm² y 194 μ W/cm² [17]. Dependerá de las condiciones y el diseño del sistema.

5) Integración por potencial endococlear

También hay estudios realizados utilizando el potencial endococlear (EP). Fue medido en conejillos de indias y demostró una potencia de salida de 1,12 nW[17], lo que ilustra el bajo nivel de energía disponible en este tipo de fuentes. Por otro lado, en el caso de la energía obtenida a partir del lactato presente en el sudor humano, las celdas de biocombustible han logrado densidades de potencia significativamente mayores, alcanzando valores de 70 μ W/cm² e incluso hasta 1,2 mW/cm²[17]. Estos resultados evidencian el potencial de estas tecnologías para su aplicación tanto en los DMI como en tecnologías portátiles.

6) Integración por captación de energía electroestática

Por último, hay estudios relacionados con la integración por captación de energía electroestática. Esta tecnología se basa en la capacidad de un sistema para generar electricidad a partir de fenómenos eléctricos estáticos. Por ejemplo, la fricción o el movimiento que causa cambios en la capacitancia (generadores de capacitancia variable) [31]. La potencia y la densidad de potencia reportadas para la recolección de energía electroestática varían según la fuente y el tipo de generador. En este sentido, se han encontrado algunos datos clave vinculados al latido cardíaco y al movimiento ventricular. A través de los estudios, se demostró que los generadores electroestáticos de capacitancia variable pueden producir 36 μW y 58 μW [1], respectivamente.

Además, el movimiento humano no periódico, al ser captado mediante un generador MEMS electroestático no resonante pudo cosechar hasta 80 μW a una frecuencia de 30 Hz con una aceleración de 10 m/s^2 [4]. Por otro lado, el movimiento del diafragma muscular, utilizando un cosechador electroestático de reducido tamaño, puede generar 230 mW en un volumen de 125 mm^3 [4], lo que se traduce en una densidad de potencia volumétrica de aproximadamente 1.84 mW/mm^3 [49]. Para resumir la diversidad de fuentes de energía y sus correspondientes densidades de potencia discutidas hasta ahora, la Tabla 3 presenta una comparativa de los valores típicos reportados.

Se han realizado importantes avances en el estudio de las fuentes de energía del cuerpo humano. También se han diseñado recolectores energéticos a microescala más eficiente. Además, ha mejorado los circuitos de gestión de energía altamente eficientes y de bajo consumo [9]. Sin embargo, persisten desafíos para alcanzar la autonomía total o extensiones sustanciales de la vida útil de la batería, especialmente en condiciones fisiológicas variables y a largo plazo. La miniaturización [50], la biocompatibilidad

prolongada, la robustez del cosechador y la eficiencia de la circuitería de gestión de potencia son áreas clave para futuras mejoras. Estas optimizaciones permitirían la traducción clínica generalizada de los marcapasos autoalimentados [9]. En este sentido, el diseño de cables multifuncionales que integren tanto la captación de energía como la de sensor (por ejemplo, de presión) se presenta como una estrategia particularmente prometedora, al minimizar la invasividad y maximizar la utilidad clínica [43].

Actualmente se propone una arquitectura general para un sistema de captación de energía para marcapaso. Este debe constar típicamente de tres componentes. Primero, un cosechador de energía (EH), que convierte la energía mecánica, térmica o química en energía eléctrica. Segundo, una unidad de procesamiento de potencia (power processing unit - PPU) encargada de adaptar la energía recolectada. Y por último, una unidad de almacenamiento o consumo [9]. La PPU es crucial porque la salida de la mayoría de los cosechadores es energía alterna (AC) o continua (DC) de bajo voltaje, lo cual no es directamente utilizable por la electrónica del marcapasos [9]. Esta unidad suele incluir rectificadores, convertidores elevadores (boost converters) para aumentar el voltaje, y reguladores de voltaje [9]. Por su parte, el almacenamiento de energía es fundamental para el funcionamiento continuo, especialmente con fuentes intermitentes. Se emplean baterías, ya sean primarias o recargables como las de iones de litio [4], así como supercapacitores. La energía almacenada actúa como respaldo, estabiliza el suministro o proporciona picos de potencia [9]. Una batería pequeña también puede servir como respaldo ante fallos del sistema de captación [43]. Además, los circuitos de gestión pueden necesitar un voltaje mínimo para arrancar (cold-start) [4], lo que puede justificar la necesidad de una pequeña batería de respaldo [4].

Tabla 3: Resumen de investigaciones representativas sobre la recolección de energía biomecánica y bioquímica centrada en el ser humano

La densidad de potencia de salida se expresa como potencia por unidad de volumen ($\mu\text{W/mm}^3$) y potencia por unidad de área (yW/mm^2).

Tipos de energía	Fuente de energía	Potencia de salida (μW)	Densidad de potencia ($\mu\text{W/mm}^3$)	Colocación	Tamaño (mm^2)	Ref.
Piezoelectrico	Flexión de codo	0.167	6.7×10^3	Codo	24.276	[1], [4], [9], [17], [18]
	Movimiento del corazón porcino	0.73	7.3×10^{-3}	Corazón del cerdo	100 nm^2	
	Rodilla humana	4800	0.8	Rodilla	2000 mm^3	
Triboelectrica	Movimiento cardíaco	5	N/A	Corazón humano	2.5 x 1 x 0.15 cm^3	
	Vibración humana	----	0.7261	Extremidades/Tórax	-----	
	Escritura a mano	----	1.8	Mano	20x20 mm^2	
Termoelectrica	Muñeca humana	100	0.2	Muñeca	20x25 mm^2	
	Cuerpo humano	2.1	8.4×10^{-4}	Zona torácica	50 x 50 mm^2	
	Arteria radial	100	5.71	Muñeca interna	175.2 mm^3	
Electroestática	Vibración de latido cardíaco	10	7.4×10^{-2}	Corazón humano	-----	

Bioquímica	Movimiento torácico	230 x 10 ³	1.84 × 10 ³	Costillas	125 mm ³
	Movimiento de la cintura	40	4.4 × 10 ⁻²	Zona abdominal	900 mm ²
	Pilas de Biocombustible	1.12 × 10 ⁻³	3.4 × 10 ⁻³	-----	25–75 mm ²
	Potencial Endococlear	38.7	1.8 × 10 ⁻⁴	-----	2.4 x 2.4 x 0.2 mm ³

En la tabla se comparan densidades de potencia y sitios anatómicos evaluados para distintos sistemas de captación. Los dispositivos piezoeléctricos han generado hasta 4800 μW en la rodilla y 0.73 μW en el corazón porcino. Los triboeléctricos han alcanzado 100 μW en la muñeca y 5 μW en el corazón humano. Los TEGs muestran valores moderados (hasta 2.1 μW), limitados por el gradiente térmico corporal. La captación electrostática ha reportado los mayores niveles (hasta 230 mW), aunque con diseños más complejos. Las bioceldas, con 38.7 μW in vivo, enfrentan retos de estabilidad enzimática y voltaje sostenido.

D. Estudios In Vivo y simulaciones demostrando la Viabilidad

La búsqueda de sistemas de energía autónoma para marcapasos cardíacos impulsa una intensa investigación preclínica y clínica [17][2][22]. Los estudios preclínicos, que a menudo involucran modelos animales, son cruciales para evaluar la viabilidad, el rendimiento, la biocompatibilidad y la seguridad de estas tecnologías antes de su posible aplicación en humanos [20][35]. Las simulaciones, por su parte, son fundamentales en las etapas de diseño para optimizar estructuras y predecir el rendimiento en condiciones fisiológicas [42][51][40]. En este contexto, las tecnologías de captación de energía biomecánica, como la vibración, el movimiento de órganos y el flujo de fluidos, junto con las basadas en procesos bioquímicos que aprovechan fuentes de energía inherentes al cuerpo humano, se perfilan como algunas de las más exploradas para aplicaciones implantables como los marcapasos [32][13][46].

1) Estudios realizados por captación piezoeléctrica

En cuanto a la captación piezoeléctrica, se han realizado numerosas simulaciones utilizando herramientas como COMSOL Multiphysics [42][28][38] o ABAQUS [43]. Esto para optimizar diseños de recolectores de energía piezoeléctrica (PENG) para marcapasos [42][28][45]. Se busca que su frecuencia de resonancia coincida con la del latido cardíaco (1-1.67 Hz) [27][45]. En este sentido, los estudios han demostrado que ajustar parámetros como la longitud del haz, el espesor del material o la masa terminal permite adaptar la frecuencia de resonancia a los rangos fisiológicos [27][38]. Estas simulaciones han sido validadas mediante prototipos experimentales in vitro. Por ejemplo, un modelo de FEA (Análisis de Elementos Finitos) de un PENG integrado en un cable de marcapasos fabricado con PVDF fue

validado comparando el voltaje de salida con un prototipo físico sometido a desplazamientos controlados (finger tapping) [42][52]. Las simulaciones predijeron que un desplazamiento de 9.1 mm podría generar 1 μW [42]. Además, otros estudios in vitro han simulado las complejas mociones de un cable de marcapasos, como flexión y torsión, utilizando una plataforma con agitador/motor, demostrando la generación de voltaje y la capacidad de iluminar LEDs o cargar microbaterías [43].

Los estudios in vivo en modelos animales son extensos y han demostrado la recolección de energía a partir del movimiento cardíaco o aórtico en cerdos (PVDF, PZT) [22][35] y bovinos [34][4]. En particular, un dispositivo ultraflexible de cerámica PZT implantado en cerdos logró generar hasta 3 V pico a pico gracias a los movimientos cardíacos [22][35]. Además, se han implantado PENG flexibles integrados en cables de marcapasos fabricados con P(VDF-TrFE) en el ventrículo derecho de cuatro cerdos (n=4) [52]. En estos experimentos, se midió la salida eléctrica en tiempo real (hasta 2.1 V) y se estudió el efecto de la posición de anclaje del cable, la contractilidad cardíaca inducida por dobutamina, y la frecuencia de estimulación cardíaca [43][46]. En conjunto, estos estudios in vivo sugieren que la integración de múltiples dispositivos podría extender la vida útil de la batería del marcapasos en un 20% o más [40][46].

En ratas, se han implantado PENG flexibles fabricados con PMN-PT para generar energía y estimular el músculo cardíaco [34][35][53]. De forma similar, los PENG de película delgada de PVDF han sido utilizados para cosechar energía del movimiento muscular en la pierna [35][53]. Asimismo, se han realizado experimentos electrofisiológicos en ratas con el objetivo de confirmar la viabilidad de PENG ultrasónicos para estimulación cerebral profunda y analgesia [1]. En otro modelo animal, se condujo un estudio en perros en el que se fijó el primer PENG implantable a las costillas, aprovechando la energía de la respiración (PVDF), con generación de hasta 18 V y 17 μW [21][16]. Finalmente, se han utilizado PENG para alimentar marcapasos en perros durante estudios in vivo [38][43].

Los dispositivos piezoeléctricos también se han investigado como sensores activos in vivo. Por ejemplo, han sido utilizados para monitorear la presión del ventrículo derecho en cerdos, demostrando consistencia con catéteres comerciales y potencial para detectar arritmias [43]. Además, su aplicación no se limita al ámbito cardiovascular, ya que también se ha explorado la captación piezoeléctrica para implantes ortopédicos [3][31][1]. No obstante, el desarrollo de estos dispositivos aún enfrenta desafíos. Entre ellos se encuentra la baja densidad de energía comparada con las baterías [34], así como la necesidad de materiales

biocompatibles y flexibles [22][34][16]. Sobresale otra desventaja y es la invasividad de algunos sitios de implantación [40]. A ello se suma la invasividad de algunos sitios de implantación [40], el ajuste preciso de la frecuencia

de resonancia [42], y el hecho de que generan voltaje AC, lo que exige el uso de circuitos de interfaz adecuados [16]. En la Tabla 4 se encuentra una comparación detallada de los estudios realizados con la tecnología PENG.

Tabla 4: Tecnología Piezoeléctrica para la captación de energía en marcapasos implantables

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave	Ref.
Piezocerámicas con patrón de zig-zag	Vibraciones de latidos cardíacos (no alineado con el ritmo cardíaco)	Diseñado para marcapasos, aunque no sincronizado con el ritmo cardíaco	[28], [36]
Nanocables de ZnO; PENGs conformes	In vivo (corazón, pulmón y diafragma de rata y cerdo)	Recolecta energía con ~2 % de eficiencia; genera ~4 V (pico)	[30], [37], [54]
Película delgada piezoeléctrica de PVDF	In vitro e in vivo (pulsación de la aorta ascendente de cerdo)	Generador flexible, implantable, con salida de 40 μ W	[1], [18]
PMN-PT elástico con compuestos piezoeléctricos	In vivo (corazón de cerdo)	Proporciona 6.06–20 V para alimentar directamente un marcapasos.	[36]
Marcapasos piezoeléctrico helicoidal integrado	In vivo (corazón de cerdo)	Genera entre 0.9 y 3.5V (pico a pico) en condiciones reales.	[18], [46], [54]
Recolectores piezoeléctricos (cantilever y cuatro puntos de flexión)	In vivo (movimiento cardíaco de animal, 168 BPM)	Mejor rendimiento del harvester de cuatro puntos de flexión. El estudio in vivo de 30 minutos en corazones de cerdo mostró menos de 10 microwatts, suficiente para un marcapasos contemporáneo.	[41], [51]
Materiales: BNKLB, KNLNTS, KNN-LS-CT, PZT-5A, BCT-0.5BZT; configuración en espiral con masa de prueba	Simulación numérica (excitación fuera de plano).	El voltaje de circuito abierto obtenido de los materiales piezoeléctricos debido a las vibraciones se convirtió primero en voltaje de CC y luego se almacenó en un capacitor para su uso como fuente de energía para marcapasos. Dimensiones de 6 mm, frecuencia natural de 1.1-1.3 Hz (frecuencia cardíaca).	[52]
Película delgada piezoeléctrica de PVDF	In vivo (aorta ascendente de cerdo)	Dispositivo implantable y autoalimentado para monitoreo de presión sanguínea.	[36], [37]
Dispositivos piezoeléctricos ultraflexibles	In vivo (corazón de cerdo)	Integrados con el corazón para cosechar energía biomecánica. El rendimiento de salida está fuertemente relacionado con la ubicación y orientación de la colocación del PENG.	[18], [53]
Película delgada de piezocerámica sin plomo	In vivo (corazón de cerdo)	Dispositivo flexible y de alta potencia con biocompatibilidad integral para aplicaciones de recolección de energía.	[37]
PZT	No especificado	Producen las densidades de potencia más altas entre los recolectores basados en vibración, pero son muy dependientes de la frecuencia.	[4]
BaTiO₃ polarizado + oro (configuración bimorfa en L)	Simulación	Voltaje de salida de hasta 21V y potencia de 1.5 mW con una masa de prueba, 1g de aceleración y 12k Ω de carga.	[38]
Recolector piezoeléctrico de pandeo flexible	In vitro e in vivo (ratas)	Estudio experimental y de biocompatibilidad para marcapasos cardíacos autoalimentados	[36]

2) Estudios realizados por captación triboeléctrica

Por otro lado, la tecnología de captación triboeléctrica también ha sido objeto de múltiples investigaciones in vivo. En este contexto, diversos estudios in vivo han evaluado TENGs implantados en diversos modelos animales. Se ha demostrado la captación de energía a partir del movimiento cardíaco o la respiración en ratas y cerdos [35][22][16]. En particular, en ratas, se implantaron iTENGs (TENGs implantables) bajo la piel o entre el diafragma e hígado, con el objetivo de cosechar energía de la respiración. Estos dispositivos lograron generar 3.73V y 0.14 nA [35][22]. La electricidad convertida se almacenó en un capacitor para alimentar un prototipo de marcapasos [32][22].

También se han implantado sistemas híbridos triboeléctricos y piezoeléctricos en ratas con el objetivo de lograr estimulación nerviosa [2]. En el caso de los cerdos, se implantó un TENG entre el corazón y el pericardio, lo cual permitió alimentar de forma continua un sistema de monitoreo cardíaco en tiempo real durante 72 horas. Este dispositivo demostró una generación de 14V y 5 μ A in vivo [21]. Asimismo, se estudió el efecto de diferentes sitios de implantación en el corazón [22], demostrando que los TENGs pueden cosechar energía del flujo sanguíneo en el ventrículo izquierdo. Esta energía fue utilizada para alimentar un sensor de presión endocardial, cuyo voltaje de salida mejoró significativamente tras una modificación superficial aplicada al dispositivo [22].

Un marcapasos simbiótico impulsado por un TENG multicapa implantado entre el corazón y el pericardio generó 0.495 μ J por ciclo cardíaco [22]. De igual forma, un

marcapasos intracardíaco autoalimentado (SICP), una estructura encapsulada implantada en el ventrículo derecho de cerdos, logró cosechar energía del movimiento cardíaco. Esto demuestra su potencial para alimentar marcapasos sin plomo [2].

Además de su uso como fuente de energía, los TENGs también se han investigado como sensores activos in vivo. Por ejemplo, se han empleado en cerdos para registrar signos fisiológicos. Estos incluyen la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el flujo sanguíneo y la respiración [22][35]. Un sistema denominado iTEAS (sistema de recolección de energía y detección triboeléctrica implantable autoalimentado), probado en un cerdo, mostró potencial para asistir en el diagnóstico de enfermedades cardíacas [32].

Asimismo, se han evaluado paquetes de energía autorecargables basados en TENG combinados con supercondensadores, estudiando su biocompatibilidad e implantabilidad en tejido subcutáneo de ratas [19]. Incluso, TENGs ultrasónicos han sido probados para recargar baterías de implantes pequeños a través de tejido de cerdo [2].

No obstante, esta tecnología aún presenta varios desafíos. Por un lado, sigue en etapa de desarrollo [1][4]. Por otro, su salida es pulsada, la corriente generada es baja y la impedancia de salida es alta [4]. También preocupan la durabilidad a largo plazo y los posibles efectos secundarios derivados de la fricción. A esto se suma la necesidad de optimizar su desempeño ante movimientos de baja frecuencia y amplitud, propios de entornos implantables. Además, como muchos otros generadores, los TENGs producen voltaje en corriente alterna (AC) [34][2]. En la Tabla 5 se presenta una comparación detallada de los estudios realizados con esta tecnología.

Tabla 5: Tecnología TENG para captación de energía

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave	Ref.
iTEAS (sensor activo triboeléctrico implantable)	In vivo (saco pericárdico de cerdo)	Sensor autoalimentado y multifuncional para monitorear signos fisiológicos y patológicos como fibrilación auricular y contracción ventricular prematura. Las salidas reflejan el ritmo cardíaco, la presión arterial, la velocidad del flujo sanguíneo, la frecuencia respiratoria y la fase del ciclo respiratorio.	[35]
Electretos triboeléctricos capacitivos	In vivo (tejido porcino) / Ex vivo (agua)	Recolección de energía por ultrasonido. Puede recargar una batería de iones de litio a 166 μ C/s en agua, resultando en 2.4 V y 156 pA en tejido porcino. Capaz de competir con la piezoelectricidad para el ultrasonido <i>in vivo</i> .	[19], [37]
TENG implantable	In vivo (entre el corazón y el pericardio de cerdo)	Monitoreo en tiempo real mediante radiografía digital.	[35]

TENG biodegradable	In vivo (región subdérmica dorsal de rata SD)	Diseñado como fuente de energía implantable de por vida.	[18], [35], [54]
Nano generadores triboeléctricos	In vivo (no especificado)	Sistema de marcapasos autor recargable.	[36]
Capas dobles de polímero o metal	In vivo (cerdo/perro)	Producción de 6–65.2 V con eficiencia baja a moderada.	[36]

3) Estudios realizados por captación de bioceldas

También se han realizado estudios de captación por celdas de biocombustible, las cuales generan energía a partir de reacciones bioquímicas utilizando sustratos como la glucosa [21]. Estas se consideran más prácticas para aplicaciones implantables que las células de combustible microbianas [1][35]. En este contexto, se ha llevado a cabo una amplia gama de estudios in vivo en diversos modelos animales, como ratas, con el objetivo de alimentar dispositivos eléctricos y evaluar su biocompatibilidad [35][1]. Por ejemplo, se han implantado biocátodos en ratas para estudiar la biocompatibilidad y biodegradabilidad a largo plazo durante 167 días [35]. Asimismo, una célula híbrida de biocombustible enzima/Pt fue implantada en la vena yugular de ratas [35].

Adicionalmente, se han realizado estudios in vivo en organismos no mamíferos como plantas (naranja, uva, cactus), insectos (cucarachas, polillas), moluscos (caracoles, almejas) y crustáceos (langostas) [35]. En uno de ellos, se implantaron electrodos catalíticos en pulpa de naranja, logrando generar hasta 670 μW [32]. Por otra parte, células de combustible de

trehalosa/oxígeno fueron implantadas en cucarachas y polillas para alimentar osciladores de comunicación inalámbrica [35].

En langostas, se conectaron células de biocombustible en serie para alimentar relojes electrónicos [35]. También se reportó una célula implantada en un caracol con electrodos de nanotubos de carbono que generó 745 μW [22], así como un estudio comparativo en almejas, conectando las celdas en serie y en paralelo [21].

Respecto a los estudios in vitro, se han desarrollado simulaciones del sistema circulatorio humano utilizando suero. Estas han demostrado la capacidad de generación de voltaje y corriente [32]. Por ejemplo, una célula de biocombustible "abiótica" usando suero humano produjo hasta 104 μW , energía suficiente para alimentar un marcapasos comercial mediante almacenamiento previo [35].

No obstante, esta tecnología también enfrenta limitaciones. Aún no se encuentra completamente madura [1], presenta baja densidad de energía [17][22], depende de la calidad y disponibilidad de biosustancias, y requiere mantener la funcionalidad enzimática in vivo [22]. En la Tabla 6 se detallan los estudios in vitro e in vivo realizados con la tecnología de bioceldas.

Tabla 6: Tecnología de bioceldas para captación de energía

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave	Ref.
Celdas de biocombustible de glucosa	In vivo (ratas)	Funcionamiento estable durante 110 días. Capaz de alimentar un marcapasos comercial almacenando energía en un capacitor de 1 mF.	[18]
GBFC (Glucose BioFuel Cells)	In vivo (ratas, fluidos corporales de mamíferos)	Extracción de energía de fluidos corporales. Ensayo de implantación a largo plazo (110 días).	[35]
Celdas de biocombustible enzimáticas	In vivo (langostas)	Voc = 0.54 V, Isc = 1 mA. Dos langostas conectadas en serie alimentaron un reloj eléctrico.	[43]
Micro-biocelda híbrida de glucosa/dioxígeno y Pt	In vivo (vena yugular de rata viva)	Extracción efectiva de energía directamente desde una vena.	[35]

Electrodos modificados con enzimas	In vivo (tejido cremaster de rata)	Voc = 140 ± 30 mV; Isc = 10 μ A.	[18]
Biocelda enzimática montable en insectos (im-BFC)	In vivo (cucarachas)	Generación de electricidad a partir de trehalosa en la hemolinfa.	[35]
Biocelda "abiótica"	Ex vivo (solución de suero humano)	Voc = 0.35 V; Isc = 0.65 mA/cm ² ; potencia máxima de 104 μ W.	[35]
Bioceldas híbridas con fibras de algodón metálicas + glucosa oxidasa	No especificado	Celdas de biocombustible híbridas de alta potencia.	[2]
CNTs (nanotubos de carbono) como electrodos	In vivo (caracol)	Producción de 745 pW y 0.53 V.	[18], [55]
Celdas de biocombustible de glucosa/oxígeno (cátodos ricos en O₂)	No especificado	Operación en ambientes con déficit severo de oxígeno.	[4]
No especificado (celdas conectadas en serie/paralelo)	In vivo (almejas)	Serie: 5.2 μ W y 0.8 V. Paralelo: 0.36 V y 37 μ W.	[35], [37]
Biocombustibles vestibles	Wearable (no especificado)	Basados en enzimas optimizadas para alta potencia y durabilidad.	[36]

4) Estudios realizados por captación electrostática

Por otro lado, existen estudios realizados sobre la captación de energía electrostática, los cuales también han sido explorados como fuente potencial para marcapasos implantables. Esta tecnología aprovecha el movimiento ventricular y el latido cardíaco como estímulo mecánico [4][39]. En un estudio, se desarrolló un prototipo de cosechador electrostático de forma cilíndrica utilizando un tubo electret de PDMS/Parylene. Este dispositivo fue diseñado para marcapasos intracardíacos y demostró una potencia de salida de 1.6 μ W ante una variación de presión de 30 mmHg a 1 Hz, en pruebas preliminares [53][51]. Las pruebas experimentales confirmaron su funcionalidad [49][54], y actualmente se trabaja en su optimización mediante pruebas ex vivo que emulan el entorno de un marcapasos sin plomo [53][54].

Adicionalmente, los estudios ex vivo realizados con sistemas MEMS electrostáticos han mostrado que dos dispositivos podrían aumentar la vida útil de la batería de marcapasos sin plomo comerciales hasta en un 44% [39]. Para ello, se llevaron a cabo mediciones experimentales de potencia utilizando diferentes circuitos de interfaz, así como frecuencias y amplitudes de excitación que imitan el latido cardíaco [39]. Además, se desarrollaron simulaciones mediante modelos analíticos para predecir la energía convertida por ciclo [39].

Sin embargo, esta tecnología también enfrenta varios desafíos, algunos de los cuales son similares a los presentados por los TENGs. Entre ellos se incluyen la salida pulsada, la alta impedancia de salida y el hecho de que generan voltaje alterno (AC). Actualmente, se encuentran aún en fase de desarrollo [18][1]. En la Tabla 7 se presenta un resumen detallado de los estudios realizados con la tecnología de captación electrostática.

Tabla 7: Tecnología electrostática para captación de energía

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave	Ref.
Generador electrostático	In vivo (movimiento corporal; pared ventricular en caninos)	Pionero en aplicar generadores ES como fuente de energía para marcapasos implantables. Estos generadores lograron cosechar entre 36 y 58 μW de energía	[3], [4], [54]
Estructura ES de solapamiento fuera del plano (multicapa)	In vitro (actuado por presión arterial)	Aplicado para alimentar implantes intracardiácos.	[9], [54]
MEMS electrostático (silicio sobre vidrio con masa móvil)	Ex vivo (simulación de aceleración del latido cardíaco)	La potencia recolectada dependió de la señal de aceleración del latido cardíaco. Por debajo de 2 m/s^2 de aceleración, el movimiento de la masa móvil es despreciable. Aumento casi lineal de la potencia con la aceleración hasta la saturación.	[40]
Microgenerador electrostático	Músculo diafragmático	Estudio de agotamiento de carga de un generador electrostático con voltaje de salida ajustable	[4], [12]

5) Estudios realizados por captación termoelectrica

Han sido realizados diversos estudios sobre la captación termoelectrica como fuente de energía para marcapasos. Sin embargo, esta tecnología enfrenta la limitación de una diferencia de temperatura corporal reducida ($<6^\circ\text{C}$) [16], la cual es difícil de mantener de forma constante. Además, la tensión de salida suele ser baja, en el orden de $1\ \mu\text{W}$ a menos de 50 mV [48], lo que ha motivado el desarrollo de prototipos con circuitos elevadores de voltaje [22]. Un ejemplo es un prototipo de TEG acoplado a un circuito elevador que, aunque no se utilizó en un marcapasos, logró alimentar un circuito de reloj en un conejo, elevando el voltaje de 20 mV a 3.3 V [22].

Paralelamente, las simulaciones han explorado nuevos materiales con mejor rendimiento térmico [1], así como el modelado matemático y el análisis numérico de la

transferencia de calor, especialmente en sistemas híbridos como los PV-TEG [1]. Además, se han simulado circuitos específicos para TEG en HSPICE, considerando los efectos parasitarios [48].

Al igual que otras tecnologías de captación, la termoelectrica presenta varios desafíos. Entre ellos, la baja diferencia de temperatura disponible in vivo [19][9][22], la necesidad de circuitos elevadores complejos debido a la baja tensión de salida, y el requerimiento de mantener un gradiente térmico constante. También destaca la dificultad de integrar un número elevado de termopares en un área reducida, lo cual es esencial para su uso en implantes [48]. En la Tabla 8 se detallan los estudios realizados con la tecnología TEG.

Tabla 8: Tecnología termoelectrica para captación de energía

Material/Configuración	Entorno de Estudio	Resultados y Detalles Clave	Ref.
TEG flexible y acelerómetro	In vivo (extremidad inferior, por encima del tobillo)	Se encontró que el gradiente de temperatura medido por el termopar fue de 1.5°C , y la densidad de potencia medida fue de $8.3\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$.	[9]
TEG	No especificado	Adecuado para dispositivos electrónicos médicos implantables.	[48]

Generadores termoelectricos flexibles	Wearable (recolección de calor corporal)	Cosecha de calor corporal humano.	[4]
Circuito de gestión de potencia	No especificado	Gestión eficiente de energía térmica para almacenamiento en micro baterías Above-IC.	[48]
Circuito integrado capacitivo de gestión de energía	No especificado	Diseñado para recolectores térmicos con potencia de salida de 10 a 1000 μ W.	[48]
Módulos termoelectricos micro	No especificado	Aplicación en relojes de pulsera como fuente de energía.	[4]
TEG implantable	In vivo (para suministro de energía permanente)	Prototipo de un generador termoelectrico implantable para el suministro permanente de energía a un dispositivo médico dentro del cuerpo.	[56]

6) Estudios realizados por captación cinética/mecánica (general hidráulica)

Se han propuesto turbinas intracardiacas o vasculares como fuente de energía para marcapasos cardíacos [53][46]. En particular, se desarrolló un prototipo de recolector de energía basado en el flujo sanguíneo, diseñado como turbina para ser implantado mediante catéter en el tracto de salida del ventrículo derecho (RVOT) [57]. Este prototipo fue evaluado tanto en un circuito de simulación (mock circulation) como en un ensayo in vivo en un cerdo doméstico [53]. En pruebas de laboratorio, el dispositivo logró entregar $10.2 \pm 4.8 \mu$ W bajo condiciones realistas [57], lo cual demostró ser suficiente para alimentar un marcapasos sin plomo [57][12]. Los resultados obtenidos en el ensayo in vivo confirmaron esta capacidad [57][12]. Además, se llevaron a cabo simulaciones del flujo sanguíneo utilizando COMSOL con el fin de evaluar el impacto hemodinámico del dispositivo [57].

7) Otros tipos de estudios realizados por captación de energía basados en el principio tipo reloj y el efecto twistrón

Los recolectores de energía basados en el principio del reloj automático, que aprovechan el desequilibrio de masa, también se han investigado in vivo en mamíferos grandes como perros y ovejas [35][58]. Estos dispositivos buscan capturar la energía de los latidos cardíacos para alimentar marcapasos. Para ello, se diseñó un modelo matemático para calcular la energía transformada, el cual fue validado experimentalmente utilizando un sistema hexápodo que replicó trayectorias de movimiento cardíaco obtenidas *in vivo* [12]. Los ensayos en el banco de pruebas demostraron que el prototipo podía generar energía por encima del requerimiento de un marcapasos contemporáneo [14]. Asimismo, se han implantado dispositivos basados en el efecto twistrón (hilos de nanotubos de carbono) en la superficie ventricular izquierda de cerdos. Estos lograron generar electricidad continua a partir de la contracción cardíaca y se utilizaron para la estimulación directa del corazón [2].

No obstante, esta tecnología presenta varios desafíos. Entre ellos destacan la invasividad y el riesgo de formación de coágulos cuando se implantan directamente en vasos o cavidades cardíacas [12][54]. También se identifican problemas relacionados con la durabilidad de las partes móviles [19][12] y, finalmente, el peso del dispositivo, que puede afectar negativamente la función cardíaca.

Luego de revisar las principales tecnologías para la recolección de energía del cuerpo humano, se presenta una comparación en la Tabla 9. se puede encontrar tanto los criterios técnicos como los resultados experimentales revisados. Además clasifica cada fuente de energía como viable, parcialmente viable o no viable, según su desempeño.

Tabla 9: Comparativa de factibilidad de fuentes de energía para marcapasos

Fuente de energía	Factible para marcapasos	Justificación técnica breve
Piezoeléctrica	✓	Genera suficiente potencia, es miniaturizable y puede integrarse en el cuerpo; requiere materiales biocompatibles.
Triboeléctrica	✓	Prometedora por su alta densidad de potencia y voltaje; necesita mejoras en encapsulación y durabilidad.
Termoeléctrica	✓/✗	Puede complementar sistemas híbridos, pero su baja eficiencia y voltaje la limitan como única fuente.

Bioquímica	×	Baja estabilidad y eficiencia, degradación enzimática y riesgo de biofouling; no garantiza suministro estable.
Electrostática	×	Potencia insuficiente y desafíos de integración; aún en fase experimental para aplicaciones prácticas.

Esta tabla permite tener una visión más clara sobre cuáles alternativas tienen una proyección más sólida para su uso en marcapasos. Los datos en conjunto mostrados refuerzan que las tecnologías biomecánicas son las más prometedoras. Sobresalen la piezoeléctrica y la triboeléctrica, ya que muestran capacidad real para alimentar marcapasos modernos. No obstante, aún deben superar retos técnicos importantes, como adaptarse a frecuencias fisiológicas bajas, garantizar biocompatibilidad y mejorar la gestión energética. Por su parte, la captación termoeléctrica y bioquímica podría actuar como apoyo en sistemas híbridos, ya que por sí solas, a corto plazo, no parecen capaces de sustituir completamente a las baterías convencionales. Cabe destacar que los estudios in vivo y las simulaciones respaldan la viabilidad técnica de las tecnologías analizadas.

III. METODOLOGÍA DE REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para asegurar una revisión profunda y basada en literatura reciente de las tecnologías de recolección y conversión de energía del cuerpo humano aplicables a marcapasos implantables, implementamos una metodología metódica y estructurada. El enfoque del artículo estuvo centrado en seleccionar y evaluar la literatura relevante sobre sistemas generadores de energía. Se abarca desde las tecnologías biomecánicas y térmicas hasta soluciones bioquímicas. En este marco, se analizó el rendimiento energético de cada tecnología, su grado de desarrollo y su viabilidad es como posible reemplazo de las baterías en los marcapasos.

a. Selección de Bases de Datos: Utilizamos bases de datos clave como PubMed, Scopus, Web of Science y Google Scholar con el fin de recopilar de manera amplia la literatura científica y biomédica.

b. Estrategia de Búsqueda: Las palabras clave incluyeron términos como "pacemakers", "batteries", "energy harvesting (EH)", entre otros. Estos se combinaron mediante operadores booleanos (AND, OR, NOT) para mejorar la búsqueda y así obtener resultados más específicos.

c. Criterios de Inclusión y Exclusión: Se seleccionaron estudios que abordaron directamente el diseño, desarrollo y aplicación de tecnologías de recolección de energía en DMI, particularmente el marcapasos. Se excluyeron trabajos que

no ofrecían información o datos relevantes sobre recolección de energía exclusivamente del cuerpo humano, o trabajos que analizaran otros dispositivos implantables.

d. Proceso de Evaluación: Se comenzó a realizar una revisión títulos y resúmenes de los artículos para filtrar. Después, se hizo un análisis detallado de los textos preseleccionados y verificar que aportaran lo necesario para la investigación.

e. Extracción y Síntesis de Datos: Se tomó de los artículos las metodologías, los resultados y las conclusiones. Luego, organizamos la información para obtener así una visión clara y sencilla sobre el estado actual de las tecnologías de recolección de energía para los marcapasos implantables.

En esta revisión solo se consideraron las tecnologías de recolección energética que aprovechan fuentes de energía internas del cuerpo humano. En cambio, se descartaron aquellas tecnologías dependen de fuentes externas al cuerpo humano.

IV. DISCUSIÓN

La revisión demuestra que las tecnologías de recolección de energía corporal pueden proporcionar energía a los marcapasos implantados, y las tecnologías biomecánicas, como PENG y TENG, son las más prometedoras. Pueden aprovechar el latido del corazón y la respiración, y PENG logró generar 3 V en pruebas con animales, mientras que TENG logró alimentar un marcapasos en cerdos a 14 V y 5 μ A. Esto supera los requisitos de los marcapasos ($\sim 4 \mu$ W), lo que demuestra su viabilidad. Sin embargo, las bioceldas y el TEG presentan limitaciones significativas. La inestabilidad de las enzimas para bioceldas y la extremadamente baja diferencia térmica del TEG son preocupaciones importantes.

Los resultados coinciden con investigaciones previas, y PENG y TENG siguen siendo las mejores opciones para la captación de energía implantable, ya que estudios experimentales recientes han demostrado que PENG puede prolongar la vida útil de las baterías de marcapasos en un 20 % o más. TENG puede funcionar bien en sistemas híbridos con sensores; por lo tanto, las celdas de biocombustible aún se ven limitadas por la inestabilidad enzimática y la bioincrustación, y los estudios con TEG también han demostrado consistentemente una conversión de energía extremadamente baja.

En teoría, esto confirma la posibilidad de desarrollar marcapasos autoalimentados, eliminando las baterías, y además permite el desarrollo de dispositivos más pequeños, ligeros y de mayor duración. En la práctica clínica, esto se traduce en una reducción del número de cirugías de revisión, lo que a su vez disminuye la morbilidad y los costes sanitarios. Además, los sistemas combinados con múltiples fuentes de captación de energía también pueden mejorar la eficiencia y garantizar el suministro de energía.

Esta revisión presenta varias limitaciones, y la mayor parte de la evidencia publicada proviene de modelos animales o estudios in vitro, y no de humanos. Además, estas tecnologías enfrentan importantes desafíos tecnológicos. Dichos dispositivos deben ser miniaturizados, seguros para uso a largo plazo y más eficientes en la conversión de energía, ya que PENG y TENG requieren materiales de recubrimiento especiales que no interfieran con su función. Sin embargo, las

celdas de biocombustible requieren enzimas más eficientes y duraderas, y algunas fuentes de energía son intermitentes; por lo tanto, se requieren excelentes circuitos de gestión energética.

Necesitamos abordar estas limitaciones y desarrollar materiales mejores y más seguros para PENG, TENG y células de biocombustible, porque también necesitamos explorar sistemas híbridos que combinen múltiples tecnologías energéticas y necesitamos realizar ensayos en humanos para garantizar la seguridad y la eficacia; por lo tanto, necesitamos desarrollar dispositivos que combinen la recolección y el monitoreo de energía, para mejorar aún más las capacidades de los marcapasos.

V. RETOS Y OPORTUNIDADES

A pesar de los avances significativos, todavía existen desafíos técnicos que dificultan la implementación clínica de sistemas de captación de energía para marcapasos. Uno de los mayores retos es asegurar la biocompatibilidad a largo plazo de los materiales utilizados, con el fin de evitar respuestas inmunológicas no deseadas. Asimismo, la miniaturización del sistema completo representa un problema clave, ya que los módulos de captación de energía no deben aumentar significativamente el tamaño del dispositivo, especialmente en los marcapasos intracardíacos sin cables.

Otro problema relevante es la baja potencia y la disponibilidad intermitente de algunas fuentes de energía del cuerpo humano. Por ello, es necesario desarrollar unidades de gestión energética (PPU) altamente eficientes, capaces de rectificar, amplificar y regular la señal eléctrica. Además, debe integrarse un sistema de almacenamiento de energía — como un supercondensador o una batería recargable— para asegurar un suministro continuo, incluso cuando la fuente primaria no esté activa.

Al mismo tiempo, surgen oportunidades prometedoras. El desarrollo de materiales más flexibles, resistentes y eficientes podría mejorar significativamente el rendimiento de tecnologías biomecánicas como los PENG y TENG. En el caso de las celdas bioquímicas, una línea de investigación prometedora se centra en mejorar la estabilidad enzimática y reducir el biofouling. Finalmente, la combinación de diversas fuentes de energía en sistemas híbridos y multifuncionales, junto con sensores inteligentes, podría hacer posible marcapasos verdaderamente autónomos que se adapten dinámicamente a las condiciones fisiológicas del paciente.

VI. CONCLUSIONES

La dependencia de baterías con vida útil finita sigue siendo uno de los desafíos técnicos más significativos para los marcapasos cardíacos implantables. La necesidad de reemplazos quirúrgicos periódicos, que suele darse cada 7 a 10 años, expone a los pacientes a riesgos clínicos y a un impacto emocional considerable. Este artículo de revisión ha explorado sistemáticamente las tecnologías emergentes de captación de energía del cuerpo humano como una posible solución para lograr marcapasos autosuficientes, eliminando la necesidad de reemplazos frecuentes y favoreciendo una mayor continuidad terapéutica.

El análisis comparativo de fuentes como la biomecánica, bioquímica y térmica demuestra que varias tecnologías han logrado generar potencias dentro del rango requerido, cercano a los 4 μ W. En particular, los dispositivos piezoeléctricos y triboeléctricos han mostrado resultados alentadores en modelos animales, como voltajes de hasta 3 V en el caso de los PENG y hasta 14 V con TENGs, capaces incluso de alimentar un marcapasos. Las celdas de biocombustible han aportado una alternativa química continua, con hasta 38.7 μ W in vivo, mientras que los TEGs, pese a sus limitaciones térmicas, han logrado elevar el voltaje a niveles operativos utilizando circuitos auxiliares.

Estas tecnologías también se han probado con éxito en entornos experimentales que simulan condiciones reales, utilizando tejidos animales, bancos de prueba y simulaciones computacionales. Asimismo, se ha observado que la posibilidad de adaptar estas soluciones a distintas ubicaciones anatómicas, y la combinación de recolección energética con funciones de sensado, abre nuevas perspectivas para integrar estas tecnologías de manera más eficiente y personalizada.

A futuro, el campo se orienta hacia la optimización de arquitecturas multifuncionales que recojan energía y monitoreen parámetros fisiológicos en simultáneo, aprovechando así cada componente del dispositivo. Esto permitiría no solo cubrir la demanda energética, sino también aumentar su valor clínico sin incrementar su complejidad.

Los resultados analizados a lo largo de este trabajo evidencian que la captación de energía del cuerpo humano constituye una alternativa viable para alimentar marcapasos sin batería. Si bien aún persisten desafíos técnicos y clínicos importantes, los avances en materiales, electrónica de ultra bajo consumo y diseño de sistemas implantables refuerzan el potencial de esta tecnología. Alcanzar un dispositivo autónomo y seguro no parece una meta lejana, sino una posibilidad real con capacidad de transformar el abordaje terapéutico de las arritmias cardíacas y mejorar sustancialmente la calidad de vida de los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] M. M. H. Shuvo, T. Titirsha, N. Amin, and S. K. Islam, "Energy Harvesting in Implantable and Wearable Medical Devices for Enduring Precision Healthcare," Oct. 01, 2022, *MDPI*. doi: 10.3390/en15207495.
- [2] Z. Gao *et al.*, "Advanced Energy Harvesters and Energy Storage for Powering Wearable and Implantable Medical Devices," *Advanced Materials*, vol. 2404492, 2024, doi: 10.1002/adma.202404492.
- [3] M. A. Hannan, S. Mutashar, S. A. Samad, and A. Hussain, "Energy harvesting for the implantable biomedical devices: Issues and challenges," *Biomed Eng Online*, vol. 13, no. 1, pp. 1–23, 2014, doi: 10.1186/1475-925X-13-79.
- [4] S. Roy, A. N. M. Wasekul Azad, S. Baidya, M. K. Alam, and F. Khan, "Powering Solutions for Biomedical Sensors and Implants Inside the Human Body: A Comprehensive Review on Energy Harvesting Units, Energy Storage, and Wireless Power Transfer Techniques," *IEEE Trans Power*

- Electron*, vol. 37, no. 10, pp. 12237–12263, 2022, doi: 10.1109/TPEL.2022.3164890.
- [5] N. Library and O. Treatments, “Heart Rhythm 2024 Spotlights New Developments in Cardiac Implantable Electronic Devices and Other Treatments,” 2024.
 - [6] E. P. Attempts, “a The Life-Saving Evolution of Pacemaker Technology: From Early Inventions to Global Impact Early Pacing Attempts and Breakthroughs,” 2024.
 - [7] F. V. Y. Tjong and V. Y. Reddy, “Permanent Leadless Cardiac Pacemaker Therapy: A Comprehensive Review,” *Circulation*, vol. 135, no. 15, pp. 1458–1470, Apr. 2017, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.116.025037.
 - [8] K. Willy *et al.*, “The Impact of Cardiac Devices on Patients’ Quality of Life—A Systematic Review and Meta-Analysis,” *J Cardiovasc Dev Dis*, vol. 9, no. 8, 2022, doi: 10.3390/jcdd9080257.
 - [9] R. Sharma, “Can the Human Body be a Source of Energy Harvesting?—Present and Future Prospective,” *IEEE Trans Hum Mach Syst*, vol. PP, pp. 1–14, 2025, doi: 10.1109/THMS.2025.3552662.
 - [10] C. Disease, “World Heart Day 2023: Reducing the burden of cardiovascular disease globally: beyond stents and balloons!,” 2005, [Online]. Available: <https://www.pcronline.com/News/Whats-new-on-PCRonline/2023/World-Heart-Day-2023-Reducing-burden-cardiovascular-disease-globally-beyo>
 - [11] J. G. Andrade *et al.*, “Navigating the Landscape of Medical Device Advisories: A Special Report From the Canadian Heart Rhythm Society Device Advisory Committee,” *Canadian Journal of Cardiology*, vol. 40, no. 11, 2024, doi: 10.1016/j.cjca.2024.04.009.
 - [12] N. Franzina *et al.*, “A miniaturized endocardial electromagnetic energy harvester for leadless cardiac pacemakers,” *PLoS One*, vol. 15, no. 9 September, pp. 1–19, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0239667.
 - [13] I. D. Bougas, M. S. Papadopoulou, A. D. Boursianis, P. Sarigiannidis, S. Nikolaidis, and S. K. Goudos, “Energy Harvesting & Autonomous Energy Systems: A proposal for RF Energy Harvesting,” *2024 13th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies, MOCAST 2024 - Proceedings*, pp. 1–5, 2024, doi: 10.1109/MOCAST61810.2024.10615601.
 - [14] P. K. Miriyala, P. Nitin Srinivas, and S. Nagaveni, “On-Chip 5&6-GHz RF Energy Harvesting System for Implantable Medical Devices,” in *Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2024, doi: 10.1109/ISCAS58744.2024.10558085.
 - [15] Y. Aizawa *et al.*, “Risk factors for early replacement of cardiovascular implantable electronic devices,” *Int J Cardiol*, vol. 178, pp. 99–101, Jan. 2015, doi: 10.1016/j.ijcard.2014.10.157.
 - [16] J. Zhao *et al.*, “Self-Powered Implantable Medical Devices: Photovoltaic Energy Harvesting Review,” *Adv Healthc Mater*, vol. 9, no. 17, pp. 1–22, 2020, doi: 10.1002/adhm.202000779.
 - [17] F. Goodarzy, E. S. Skafidas, and S. Gambini, “Feasibility of energy-autonomous wireless microsensors for biomedical applications: Powering and communication,” *IEEE Rev Biomed Eng*, vol. 8, pp. 17–29, 2015, doi: 10.1109/RBME.2014.2346487.
 - [18] Q. Zheng, Q. Tang, Z. L. Wang, and Z. Li, “Self-powered cardiovascular electronic devices and systems,” Jan. 01, 2021, *Nature Research*. doi: 10.1038/s41569-020-0426-4.
 - [19] H. Choi, S. Biswas, P. Lang, J. H. Bae, and H. Kim, “A Current Development of Energy Harvesting Systems for Energy-Independent Bioimplantable Biosensors,” *Small*, vol. 2403899, 2024, doi: 10.1002/sml.202403899.
 - [20] F. Laganà *et al.*, “Smart Electronic Device-Based Monitoring of SAR and Temperature Variations in Indoor Human Tissue Interaction,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 15, no. 5, Mar. 2025, doi: 10.3390/app15052439.
 - [21] F. Laganà *et al.*, “Smart Electronic Device-Based Monitoring of SAR and Temperature Variations in Indoor Human Tissue Interaction,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 15, no. 5, Mar. 2025, doi: 10.3390/app15052439.
 - [22] J. Zhang, R. Das, J. Zhao, N. Mirzai, J. Mercer, and H. Heidari, “Battery-Free and Wireless Technologies for Cardiovascular Implantable Medical Devices,” *Adv Mater Technol*, vol. 7, no. 6, 2022, doi: 10.1002/admt.202101086.
 - [23] Abas Sabouni, *Design of Wireless Pacemaker Charging Systems*. IEEE, 2024.
 - [24] *Self-powered cardiac pacemaker: the viability of a piezoelectric energy harvester*. IEEE, 2020.
 - [25] J. A. Puette, R. Malek, I. Ahmed, ; Matthew, and B. Ellison, “Pacemaker Insertion.” [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526001/>
 - [26] F. Hasan *et al.*, “Perioperative complications after pacemaker implantation: higher complication rates with subclavian vein puncture than with cephalic vein cutdown,” *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, vol. 66, no. 4, pp. 857–863, Jun. 2023, doi: 10.1007/s10840-022-01135-x.
 - [27] C. Steinwender and M. A. Leal, “Evolution of leadless pacemaker technology,” *European Heart Journal, Supplement*, vol. 27, pp. ii39–ii46, Mar. 2025, doi: 10.1093/eurheartjsupp/suae101.
 - [28] O. Chauhan and S. Saxena, “Tuning of Piezoelectric Energy Harvester for Self-Powered Pacemaker Application,” in *2025 10th International Conference on Signal Processing and Communication (ICSC)*, IEEE, Feb. 2025, pp. 927–931. doi: 10.1109/ICSC64553.2025.10968201.

- [29] S. Mahmoud, S. Member, R. E. Amaya, S. S. Alja, and M. Ikram, "Wireless Power Transfer for Implantable Medical Devices: Impact of Implantable Antennas on Energy Harvesting," *Antennas and Propagation IEEE OPEN JOURNAL OF ANTENNAS AND PROPAGATION*, vol. 5, no. 3, p. 739, 2024, doi: 10.1109/01422024.3392160.
- [30] J. Madhusoodanan, "Self-powered biomedical devices tap into the body's movements," *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 116, no. 36, pp. 17605–17607, Sep. 2019, doi: 10.1073/pnas.1912885116.
- [31] M. S. Zitouni and M. Wabwah, "Piezoelectric Energy Harvesting for Wearable and Implantable Devices," *Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)*, Jan. 2023, pp. 92–96. doi: 10.1109/icspis57063.2022.10002623.
- [32] A. Sohail *et al.*, "Integrating self-powered medical devices with advanced energy harvesting: A review," Mar. 01, 2024, *Elsevier Ltd.* doi: 10.1016/j.esr.2024.101328.
- [33] T. Janes *et al.*, "Thermoelectric Energy Harvesting for Implantable Medical Devices," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2021, pp. 1547–1550. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630243.
- [34] A. Kim, M. Ochoa, R. Rahimi, and B. Ziaie, "New and Emerging Energy Sources for Implantable Wireless Microdevices," *IEEE Access*, vol. 3, pp. 89–98, 2015, doi: 10.1109/ACCESS.2015.2406292.
- [35] B. Shi, Z. Li, and Y. Fan, "Implantable Energy-Harvesting Devices," Nov. 02, 2018, *Wiley-VCH Verlag*. doi: 10.1002/adma.201801511.
- [36] Q. Zheng, Y. Wei, D. Li, Z. Zeng, and Z. Li, "Choosing energy sources for battery-free pacemakers," 2025, *Cell Press*. doi: 10.1016/j.device.2025.100746.
- [37] D. Jiang, B. Shi, H. Ouyang, Y. Fan, Z. L. Wang, and Z. Li, "Emerging Implantable Energy Harvesters and Self-Powered Implantable Medical Electronics," Jun. 23, 2020, *American Chemical Society*. doi: 10.1021/acsnano.9b08268.
- [38] I. Ahmed and A. Chowdhury, "Design and Simulation of L-shaped Piezoelectric Energy Harvester for Pacemaker Application," in *2023 6th International Conference on Electrical Information and Communication Technology, EICT 2023*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2023. doi: 10.1109/EICT61409.2023.10427971.
- [39] *Design optimization of contactless generator for implantable energy harvesting system utilizing electrically-stimulated muscle*. IEEE, 2019.
- [40] F. Ambia, N. Isac, A. Harouri, D. Bouville, and E. Lefeuvre, "Biomechanical MEMS Electrostatic Energy Harvester for Pacemaker Application: A Study of Optimal Interface Circuit," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 71, no. 4, pp. 1127–1138, Apr. 2024, doi: 10.1109/TBME.2023.3327957.
- [41] Y. Ben Fadhel, S. Fr, S. Rahmani, and K. Al-Haddad, "Energy management circuit from internal biomechanical energy harvester to power a pacemaker", doi: 10.1109/CISTEMS5808.2022.10043879.
- [42] C. Hu, K. Behdinin, and R. Moradi-Dastjerdi, "PVDF Energy Harvester for Prolonging the Battery Life of Cardiac Pacemakers," 2022, doi: 10.3390/act1.
- [43] L. Dong *et al.*, "Multifunctional Pacemaker Lead for Cardiac Energy Harvesting and Pressure Sensing," *Adv Healthc Mater*, vol. 9, no. 11, Jun. 2020, doi: 10.1002/adhm.202000053.
- [44] M. A. Karami and D. J. Inman, "Linear and Nonlinear Energy Harvesters for Powering Pacemakers from Heart Beat Vibrations," *Appl Phys Lett*, vol. 100, no. 4, Jan. 2012, doi: 10.1063/1.3679102.
- [45] Y. J. Xui, A. Kumaresan, J. Yunas, S. M. Mustaza, H. Abdullah, and I. Yahya, "ZnO and PZT Thin Film Piezoelectric MEMS Vibrational Energy Harvesters for Cardiac Pacemaker," in *IEEE International Conference on Semiconductor Electronics, Proceedings, ICSE*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2024, pp. 120–123. doi: 10.1109/ICSE62991.2024.10681390.
- [46] M. Elhusseiny *et al.*, "Fault-Tolerant Energy Harvesting System for Prolonging Pacemaker Lifetime," pp. 11–14, 2024, doi: 10.1109/MEC062516.2024.10577780.
- [47] H. Y. Alkhalaf, Y. Ahmad, and H. Ramiah, "sensors Review Self-Sustainable Biomedical Devices Powered by RF Energy: A Review Self-Sustainable Biomedical Devices Powered by RF Energy: A Review", doi: 10.3390/522176371.
- [48] M. Ashraf and N. Masoumi, "A Thermal Energy Harvesting Power Supply With an Internal Startup Circuit for Pacemakers," *IEEE Trans Very Large Scale Integr VLSI Syst*, vol. 24, no. 1, 2016, doi: 10.1109/TVLSI.2015.
- [49] "Circuit-Level Modeling and Simulation of Wireless Sensing and Energy Harvesting With Hybrid Magnetoelectric Antennas for Implantable Neural Devices", doi: 10.1109/OJCAS.2023.3250233.
- [50] M. B. Matthews, *An Energy Harvesting Wireless Leadless Multisite Pacemaker Prototype*. IEEE, 2018.
- [51] M. Khazaee, A. A. Enkeshafi, O. Kavehei, S. Riahi, L. Rosendahl, and A. Rezanian, "Prospects of self-powering leadless pacemakers using piezoelectric energy harvesting technology by heart kinetic motion," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, Institute of Electrical and

- Electronics Engineers Inc., 2023. doi: 10.1109/EMBC40787.2023.10340205.
- [52] A. Kumar, R. Kiran, S. Kumar, V. S. Chauhan, R. Kumar, and R. Vaish, "A Comparative Numerical Study on Piezoelectric Energy Harvester for Self-Powered Pacemaker Application," *Global Challenges*, vol. 2, no. 1, Jan. 2018, doi: 10.1002/gch2.201700084.
- [53] S. Azimi *et al.*, "Self-powered cardiac pacemaker by piezoelectric polymer nanogenerator implant," *Nano Energy*, vol. 83, May 2021, doi: 10.1016/j.nanoen.2021.105781.
- [54] A. Zurbuchen *et al.*, "Endocardial energy harvesting by electromagnetic induction," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 65, no. 2, pp. 424–430, Feb. 2018, doi: 10.1109/TBME.2017.2773568.
- [55] N. Franzina *et al.*, "A34-A miniaturized endocardial electromagnetic energy harvester for leadless cardiac pacemakers," *PLoS One*, vol. 15, no. 9 September, Sep. 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0239667.
- [56] A. Ballo, M. Bottaro, and A. D. Grasso, "A review of power management integrated circuits for ultrasound-based energy harvesting in implantable medical devices," Mar. 02, 2021, *MDPI AG*. doi: 10.3390/app11062487.
- [57] A. Haeberlin *et al.*, "Intracardiac Turbines Suitable for Catheter-Based Implantation - An Approach to Power Battery and Leadless Cardiac Pacemakers?," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 67, no. 4, pp. 1159–1166, Apr. 2020, doi: 10.1109/TBME.2019.2932028.
- [58] C. Y. Tsui, X. Li, and W. H. Ki, "Energy harvesting and power delivery for implantable medical devices," *Foundations and Trends in Electronic Design Automation*, vol. 7, no. 3, pp. 179–246, 2013, doi: 10.1561/10000000029.



SEDE CENTRAL

FORMULARIO DE ENTREGA DE PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

Nota: Llenar este formulario a máquina de escribir. Entregar este formulario junto con el Proyecto Final de Graduación y los Paz y Salvo

Por este medio, notifico que el Proyecto Titulado: Captación de energía del cuerpo humano para la alimentación autónoma de marcapasos implantables: estado del arte y perspectivas.

Correspondiente a la estudiante: Laura Sofía Santamaría Domínguez
De la carrera: Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación

Doy fe que he revisado y autorizado la entrega del Proyecto Final de Graduación (Documento Final), a Secretaría Académica, por reunir los requisitos y acatamientos exigidos por la Universidad Latina de Panamá y sugiere se le asigne la fecha para su defensa oral (sustentación).

Autorización del director del Proyecto Final de Graduación:

Nombre del profesor director: Dr. Ernesto Ibarra

Firma de Autorización:

Teléfono: 6245-0000

Autorización del Profesor responsable del Curso Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor: Mgtr. Alfredo Lescher

Firma de Autorización

Teléfono: 6126-3467

En caso de revisión de un Profesor de Español

Notifico que doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Nombre del Profesor de español: Prof. Raquel Escala

Autorización:

Firma del Estudiante: Laura S. Santamaría Fecha de Entrega: 08/26/25

Recibido por _____ Fecha _____



Carta de revisión del Profesor de Español

Panamá, 19 de agosto de 2025

Señores:

UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMA

E. S. D.

Estimados Señores:

La (El) suscrita(o) notifica haber revisado por solicitud del estudiante Laura Sofía Santamaría Domínguez con cédula de identidad personal número 8-977-1326, el proyecto final de graduación titulado “Captación de energía del cuerpo humano para la alimentación autónoma de marcapasos implantables: estado del arte y perspectivas” y a su vez doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Atentamente,

Firma del profesor de español

REPÚBLICA DE PANAMÁ
TRIBUNAL ELECTORAL

Raquel Elida Escala Diaz

NOMBRE USUAL:
 FECHA DE NACIMIENTO: 27-MAY-1971
 LUGAR DE NACIMIENTO: PANAMÁ, PANAMÁ
 SEXO: F TIPO DE SANGRE:
 EXPEDIDA: 06-JUN-2019 EXPIRA: 06-JUN-2029

376-39





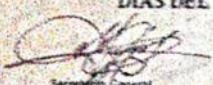
UNIVERSIDAD DE PANAMA
 LA FACULTAD DE
Humanidades

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
 HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Diaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
 QUE LE HACEN ACREEDOR AL TITULO DE
*Licenciada en Humanidades
 con Especialización en Español*

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
 HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
 ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMA A LOS **tres**
 DIAS DEL MES DE **Marzo** DE MIL NOVECIENTOS **noventa y siete**


 Secretario General
 Dignatario: 54156
 Identificación Personal: 6-376-39


 Decano


 Rector



