

Simulador multifunción electrofisiológico de paciente basado en convertidores de potencia controlados

A. Lozano Sánchez^{1,*}, D.P. Vázquez Contreras¹, J.I. Chairez Oria^{1,2}

¹ Escuela de Ingeniería y Ciencias. Tecnológico de Monterrey, Campus Guadalajara. Guadalajara Jalisco, México.

² Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional. Ciudad de México, México.

*E-mail: isaac.chairez@tec.mx

Abstract— The objective of this research was to develop an integrated patient simulator for three electrophysiological signals produced by an array of automatically controlled power converters. The three signals considered were electrocardiography (ECG), plethysmography (to determine oxygen saturation) and non-invasive blood pressure (NIBP). To build the simulator original signals were obtained from previously validated data bases, scaled and processed in Matlab to finally be coded into a digital signal. In order to produce the ECG signal, a monolithic power converter system was employed to maintain an output voltage corresponding to leads I,II & III while increasing the current on demand. An instrumentation system was developed for a vacuum pump to simulate pulsatile flow and a red and infrared LED to simulate plethysmographic signals as actuators for the coded pulses and simulate the corresponding vital sign with a voltage input. Each signal was controlled automatically by adjusting the active cycle of a pulse width modulation signal, using the produced value voltage for the ECG signal, irradiation produced by the LEDs or pressure value in the baumanometer cuff in the feedback loop for a proportional - integral - derivative controller algorithm for each case. The system was evaluated with signals representing different clinical situations.

Palabras clave— Simulador de señales, control de potencia, ECG, PID, modulación por ancho de pulso.

I. INTRODUCCIÓN

Los signos vitales permiten monitorear las funciones básicas del cuerpo. Entre ellas se encuentra la temperatura corporal, frecuencia del pulso, frecuencia respiratoria y presión arterial. Para detectar, procesar y visualizar los parámetros fisiológicos de un paciente se utilizan los monitores de signos vitales, los cuales cuentan con un sistema de alarma para notificar si las variables se encuentran fuera de rango con relación a los valores considerados para un paciente sano [2]. Estos equipos son importantes para la evaluación de forma continua y completa del estado fisiológico del paciente. De acuerdo con el CENETEC, los monitores de signos vitales se pueden clasificar por su movilidad en fijo y móvil, y por la configuración de los parámetros que puede manejar en preestablecidos (el fabricante fija los parámetros y no se pueden agregar más), modulares (permiten incorporar nuevas configuraciones) o ambos [2].

El corazón está compuesto por tres tipos de músculo: auricular, ventricular y por fibras conductoras y excitadoras especializadas que en conjunto controlan los latidos rítmicos del corazón. El electrocardiograma (ECG) registra la actividad eléctrica del corazón ya que la corriente eléctrica se propaga desde el corazón a los tejidos adyacentes que lo rodean. Se caracteriza por presentar onda P, que corresponde a la despolarización auricular, seguido por el complejo

QRS que corresponde a la despolarización ventricular y una onda T que representa la repolarización ventricular [1,4].

La saturación de oxígeno mide la cantidad de hemoglobina que se une al oxígeno en comparación con la cantidad que permanece sin unir. La pletismografía es una técnica de medición óptica que se utiliza para estimar el flujo sanguíneo mediante luz infrarroja aplicada durante la sístole y diástole para obtener una medida de la saturación de oxígeno.

La presión arterial se refiere a la fuerza que ejerce la sangre contra la pared arterial cuando se contrae el corazón (sístole) y cuando se relaja (diástole) [1]. Esta señal ofrece una medida de la relación fuerza sobre las paredes de los vasos sanguíneos y la distensión muscular de los mismos. Es considerada una variable de relevancia médica por sus implicaciones clínicas a mediano y largo plazo en los pacientes.

Para realizar la calibración de los monitores de signos vitales se utilizan los equipos estandarizados tales como: simuladores de ECG, de presión sistólica y diastólica, de oximetría de pulso, entre otros. Los dispositivos básicos simulan 12 derivaciones de ECG en condiciones de paciente sano y con arritmias, respiración, presión invasiva y no invasiva, así como saturación de oxígeno de pacientes adultos y neonatales.

Los simuladores se pueden utilizar en el campo educativo, para tener un acercamiento a los dispositivos médicos y aprender cómo se muestran los parámetros fisiológicos en ellos. Asimismo, en el campo profesional son importantes para evaluar el estado de funcionamiento de los equipos y asegurar que sea apropiado para la atención del paciente [7].

Los procesadores de señales digitales permiten manipular señales continuas previamente digitalizadas para ejercer control de un sistema con el fin de mejorar la calidad de la señal. Esta herramienta es comúnmente utilizada en sistemas autónomos como equipos médicos, pero una de las desventajas de utilizarlos como parte de los simuladores electrofisiológicos es la baja potencia que pueden suministrar [3]. Por tal motivo se utilizan convertidores de potencia controlados, los cuales son un circuito que convierte un voltaje a un nivel de voltaje diferente, mientras se regula el esquema de encendido-apagado de los transistores que regulan el funcionamiento de estos convertidores. Una de las topologías más utilizadas son los reguladores modo conmutado, los cuáles requieren de un ajuste efectivo del ciclo activo de operación. Los convertidores de potencia modernos operan a una frecuencia alta, lo que permite el uso de inductores, transformadores y capacitores más pequeños para manejar el mismo nivel de potencia [5,6]. Una forma de asegurar el funcionamiento eficiente del convertidor consiste en retroalimentar la señal producida y compararla con la señal que se desea simular. Este procedimiento genera señales de alta fidelidad, incluso en condiciones de impedancia variable como en el caso de la verificación de equipos dañados o calibración de instrumentos biomédicos de diferente origen.

II. METODOLOGÍA

A. *Estrategia Metodológica.* La estrategia metodológica para producir las 3 señales simuladas puede resumirse en 5 pasos: Obtener señales fisiológicas relevantes de pacientes sanos y con la presencia de alguna patología representativa; generar señales cuyo ciclo activo dependa de la ejecución de un algoritmo de control automático; diseñar, simular e implementar un filtro pasa bajas para obtener las señales electrofisiológicas demoduladas; implementar control de potencia para los diferentes actuadores usados para cada señal simulada. De manera general se implementó un código multifunción que a partir de un vector de datos escalados puede formar la señal modulada, cambiando el número de datos, así como el vector de información correspondiente a ECG, oxímetro y presión arterial no invasiva. El resultado es un dispositivo versátil para calibración y validación de diferentes instrumentos biomédicos de monitorización.

B. Simuladores de Señales

Electrocardiograma: Se tomaron señales de la base de datos Wilson Central Terminal ECG [8], la cual contenía los voltajes de los miembros brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL), así como las derivaciones bipolares. Se resolvió un sistema de ecuaciones para obtener las derivaciones aumentadas a partir de las obtenidas en la base de datos. Posteriormente, se pre procesaron las señales para generar la conversión analógico-digital al re-escalar los voltajes en un rango de 0-255 bits. Se obtuvieron 6 vectores correspondientes a las derivaciones bipolares y aumentadas, los cuales fueron procesados para obtener las señales de referencia que deberían obtener utilizando la estrategia controlada considerada en este estudio (Figura 1).

Para el armado del prototipo, la cadena de instrumentación desarrollada se muestra en la figura 2. La salida de los pulsos generados en el Arduino se introdujo al sistema de conversión de potencia formado por un MOSFET de acoplamiento, seguido por el regulador step down y un filtro pasa bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 1kHz. Éste último elemento se introdujo con el fin de observar la señal análoga producida por cada uno de los convertidores de potencia. Una vez comprobada la forma de onda, se implementó un atenuador de instrumentación para obtener voltajes correspondientes a la magnitud fisiológica normal del orden de mV.

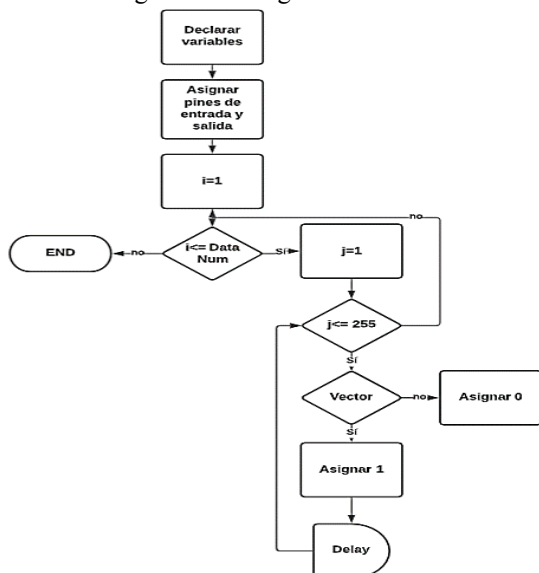


Fig. 1. Diagrama de flujo utilizado para crear señal PWM que produce la generación de señales del simulador.

Se diseñó un controlador PID con retroalimentación negativa para ajustar el voltaje de salida V_{ECG} para que pueda seguir la señal de referencia V_{ECG}^* obtenida de la base de datos antes mencionada. El controlador se implementó utilizando un esquema de discretización explícito tipo Euler de primer orden.

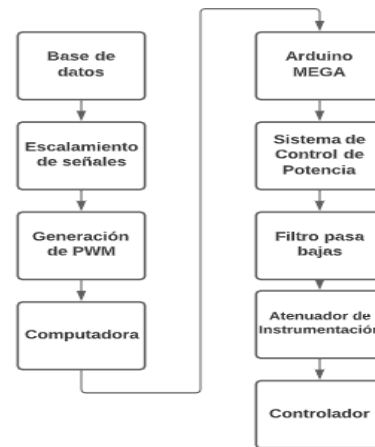


Fig. 2. Metodología y Cadena de Instrumentación ECG

Oximetría: La simulación consistió en retomar los mismos pasos usados en la producción de la señal de ECG, pero utilizando dos vectores de referencia: uno para la señal roja y otro para la infrarroja. La cadena de instrumentación antes descrita se mantuvo, complementando al sistema de control de potencia con los LEDs rojo (640nm) e infrarrojo (960nm) como actuadores. Para facilitar su aplicación como parte del simulador, se diseñó y construyó por manufactura aditiva un soporte de leds que tiene forma de una falange; la cual mide 99.5 mm de largo, con un diámetro superior de 9.23 mm y diámetro inferior de 20.88 mm, asimismo los hexágonos tienen un largo de 4.03 mm. Los dos LEDs se montaron sobre el diseño de dedo. En la parte inferior se encuentra el sitio para montar los actuadores. Se decidió armar en dos piezas con agujeros para crear un acceso fácil en caso de que se requiera un reemplazo o mantenimiento de los componentes. Para comprobar la similitud de registro de las señales generadas y original se realizaron mediciones en un sujeto prueba y en la estructura del dedo en un sistema de bioamplificación tipo BIOPAC MP35.

Medición de presión arterial no invasiva (NIBP): Para el caso de simulación de presión arterial no invasiva se siguen los primeros cinco pasos mostrados en la cadena de instrumentación de las señales fisiológicas anteriores (Figura 2). Para este subsistema, los actuadores consistieron en una bomba de succión y una bomba de inyección de aire que inflan y desinflan un brazalete que sirvió como interfaz con el monitor de signos vitales. Dicha acción está controlada por su propio controlador PID que compara el error entre la señal enviada y la señal detectada por un sensor de presión 1142 de la marca Phidgets. Con la intención de verificar que las señales obtenidas fueron similares a las fisiológicas de referencia, se utilizó el sistema BIOPAC previamente referido.

C. Control de Potencia

Para el control de potencia de la sección de ECG se utilizó la tarjeta EVQ4560-Q-00A. Para la simulación de señales electrocardiográficas, se incluyó un sistema de control de potencia conformado por un regulador step-down para cumplir con la demanda de corriente del circuito a calibrar. Adicionalmente se

incorporó un MOSFET como elemento de acoplamiento de potencia entre el Arduino y el sistema de control de potencia monolítico.

Para ajustar el voltaje de las señales de ECG al valor fisiológico regular, se utilizó un atenuador de instrumentación, el cual compara dos señales recibidas y atenúa la diferencia entre ellas. Fue diseñado para tener una atenuación de 1000 ya que las señales obtenidas de la tarjeta digital se encontraban en un rango de 5 V y se requiere un rango entre 0-5 mV. Para lograr este diseño, se utilizaron resistencias de 10 k Ω , y un arreglo para ajustar la ganancia basado en resistores de valores 1 M Ω , 330 K Ω y 2.3 k Ω .

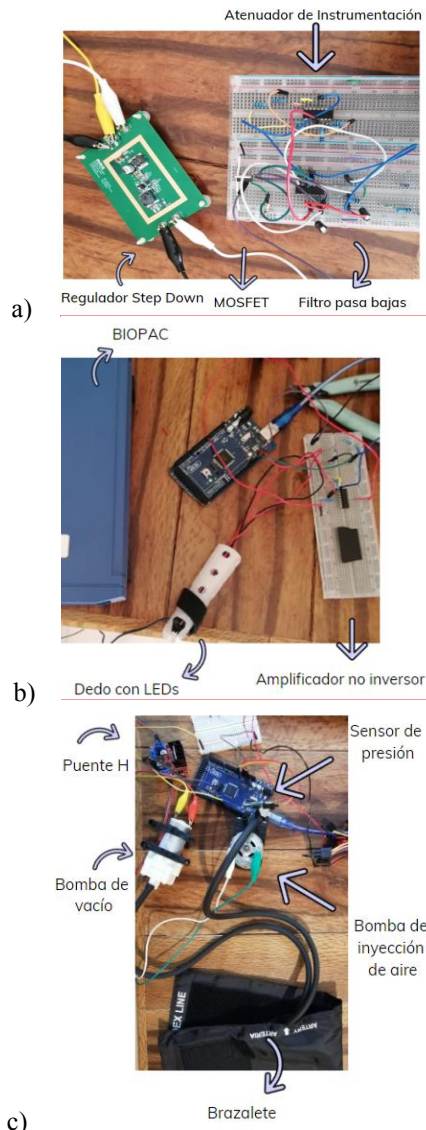


Fig. 3 Prototipo de señal multicanal a) ECG b) Oxímetro c) NIBP

A. Sistema de Control

Cada uno de los controladores utilizó un método de ajuste de parámetros recursivo que dio lugar a una operación en que las señales de referencia se reproducen sin introducir sobretiro, ni sobreamortiguamiento. Para el uso del controlador PID se recorrió 5 veces en cada uno de los datos de los vectores de señales para permitir al sensor leer un valor de la variable medida estable. Se creó un vector de error que comparaba el vector de datos de la señal y a partir de esto tomar decisiones en cuanto a la ejecución sobre los actuadores.

Para el caso de la señal electrocardiográfica, si la señal de referencia V_{ECG}^* se compara con la señal medida V_{ECG} llevando a la construcción del error de seguimiento E_{ECG} , el esquema de control obedece la siguiente expresión:

$$u_{ECG} = K_{P,ECG}E_{ECG} + K_{D,ECG}\frac{d}{dt}E_{ECG} + K_{I,ECG}\int_{\tau=0}^t E_{ECG}d\tau$$

Donde $K_{P,ECG}$, $K_{D,ECG}$ y $K_{I,ECG}$ son las ganancias del controlador utilizado para ajustar el ancho de pulso de la señal de PWM generado para el caso del simulador electrocardiográfico. La misma lógica se aplicó para diseñar un controlador de la misma naturaleza para las señales de ECG, cambiando el vector de referencia y el número de datos a recorrer en el ciclo. Esta misma estrategia se utilizó para los tres instrumentos desarrollados, cambiando únicamente la fuente de la información retroalimentada, es decir para el simulador de oximetría se empleó la señal proveniente del circuito optoelectrónico; mientras que para el sistema de presión se utilizó la información del sensor correspondiente. Con este esquema de control implementado, se pudieron readquirir las señales y analizar sus características eléctricas, incluyendo su espectro frecuencial.

III. RESULTADOS

La magnitud del PWM corresponde a 5V con una potencia regulada por el sistema de control de potencia.

ECG: Se obtuvo la forma de onda deseada para las 6 derivaciones simuladas, sin un ruido significativo en ninguna de las derivaciones fundamentales y aumentadas. Esto fue posible gracias a la inclusión de un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte más baja (5 Hz) para aumentar la calidad de la señal. Asimismo, la magnitud de todas las derivaciones se encuentra en el orden de mV, correspondiente al rango fisiológico normal. El grado de correlación entre las señales producidas y las deseadas medido como error del valor medio cuadrático es de 3% (Figura 4). Así mismo, se observan las derivaciones aumentadas obtenidas con un osciloscopio, donde la señal en azul representa el tren de pulsos que al pasar por el filtro pasa bajas genera la señal de ECG fisiológica, presentada en naranja (se observan de 2 a 3 complejos QRS). En las señales obtenidas de las derivaciones se observa que las ondas presentan periodicidad y la presencia del complejo QRS característico de las señales eléctricas del corazón.

Oximetría: Las dos señales observadas en el osciloscopio corresponden a las originales detectadas como de valor clínico, ya que muestran la característica del 70% de amplitud de la señal infrarroja con respecto a la roja, el desfase correspondiente y la composición frecuencial (Figura 5).

Presión arterial no invasiva: Se utilizó la presión arterial de la arteria braquial como señal base; y se observa en el osciloscopio que la señal resultante filtrada es similar a la señal fisiológica utilizada, tanto en composición frecuencial como en forma de onda. La respuesta observada mediante el BIOPAC corresponde a la señal generada por los actuadores y el controlador PID, la cual presenta mucho ruido debido a que uno de los actuadores, bomba de succión de aire, tiene una menor potencia lo que ocasiona un funcionamiento deficiente (Figura 6).

IV. DISCUSIÓN

El distintivo del prototipo es el uso de elementos electrónicos como filtros y sensores en conjunto con un sistema de potencia monolítico de bajo costo para crear un simulador de señales electrofisiológicas

multicanal útil para calibrar fácilmente monitores de signos vitales mientras se entregan señales de voltaje constante y corriente a demanda. A diferencia de los simuladores de paciente existentes, el propuesto es capaz de manejar corrientes de hasta 2A. El simulador integrado de las tres señales provee una opción para disminuir los errores de calibración y por ende la incidencia de diagnósticos erróneos, así como las consecuencias asociadas a ellos. Los beneficios de volver el proceso de calibración más amigable incluyen un mejor tratamiento para el paciente guiado por un diagnóstico más preciso y una mayor eficiencia para el hospital en la asignación del tratamiento por un menor consumo de recursos.

considera la respuesta fisiología básica para representar el cuerpo humano en términos de un sistema eléctrico y/o mecánico. Este proyecto se diferencia de otras tecnologías existentes ya que el circuito es capaz de tomar una señal digital, mientras mantiene una señal de voltaje constante y entrega corriente bajo demanda, a partir del uso del controlador sugerido. Como trabajo a futuro se realizarán pruebas con diferentes topologías de filtros para mejorar la calidad de dichas ondas, buscando reducir el ruido que presentan y obtener una señal que permita observar el resto de ondas características del ECG.

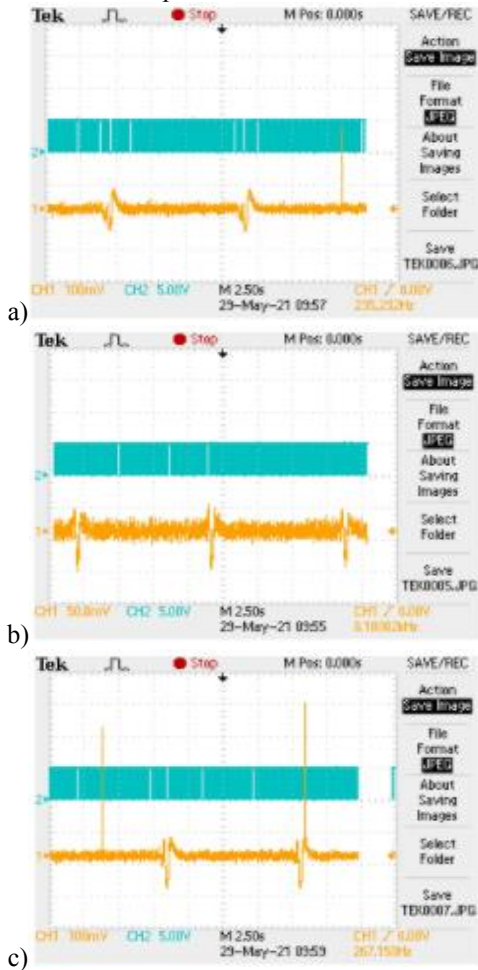


Fig. 4. Resultados de las señales correspondientes a las derivaciones aumentadas generadas ECG

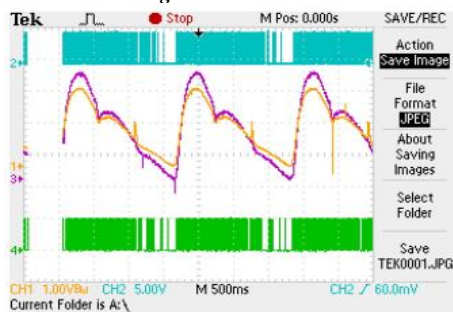


Fig. 5 Señales de salida del simulador de oximetría

Utilizando un enfoque biomédico se ofrece una solución de ingeniería respaldada por conocimiento médico a la problemática presente donde se requiere de generar simuladores de señales fisiológicas simultáneas con representatividad fisiológica, que

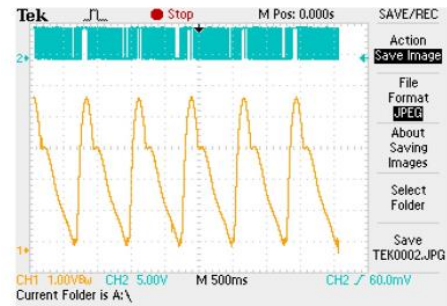


Fig. 6. Señales de salida de NIBP en osciloscopio

V. CONCLUSIONES

La necesidad de señales de calibración confiables y fidedignas llevaron al proyecto a crear un simulador de señales electrofisiológicas (ECG, saturación de oxígeno y presión no invasiva) que puede resultar útil a los profesionales de la salud que lidian de manera habitual con tecnologías biomédicas y encuentran fallas o imprecisiones que en el peor de los casos pueden llevar a la muerte de un paciente. Este dispositivo puede generar señales con errores de valor medio cuadrático menores al 3 % con relación a las señales de referencia que fueron previamente validadas clínicamente. Esto se logró gracias al control de potencia sobre el simulador, el cual garantiza la seguridad eléctrica y el funcionamiento adecuado de los dispositivos a probar tanto como del sistema de calibración, generando un impacto positivo en la eficiencia y precisión de un diagnóstico, según lo demuestra la reproducción de las señales producidas.

REFERENCIAS

- [1] Alexánderson Rosas E. & Gamba Ayala, G. (2014). "Fisiología cardiovascular, renal y respiratoria". México: Editorial EL Manual Moderno.
- [2] CENETEC. (2005). "Guía Tecnológica No. 13: Monitor de Signos Vitales". Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. Recuperado de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/13gt_monitores.pdf
- [3] Diniz, P. S. R., Simpson, M. D., Stefano, A., Gismondi, R. C. (s.f.). "Digital Signal Processing - Applications in Medicine". ELECTRICAL ENGINEERING, vol. I, Recuperado de <https://www.eolss.net/sample-chapters/C05/E6-39A-02-03.pdf>
- [4] Guyton, C. A. & Hall, E. J. (2016). "Textbook of Medical Physiology" (13 ed.). España: Elsevier.
- [5] Hasan Tushar, M. (s.f.). "Comparative study on DC-DC Converters". Brac University. Recuperado de <https://core.ac.uk/download/pdf/61802295.pdf>
- [6] Jaycar Electronics. (2001). "DC-DC Converters: a primer". Electrical Engineering and Computer Science, University of Michigan. Recuperado de <https://www.eecs.umich.edu/courses/eecs373/readings/dc-dc-primer.pdf>
- [7] Morales Mello, J., Avedaño, G., Simini, F., Geido, D., Lobo, J., Santos, E. (2011). "Simuladores de paciente para la verificación, calibración y ajuste de equipos de uso clínico: revisión de la oferta internacional". Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República Uruguay. Recuperado de

http://www.nib.fmed.edu.uy/seminario_2011/Monografias2011/JorgeMorales-Monografia-Seminario-2011Simuladores.pdf

- [8] Hossein, M. & Gaetano, G. (2019). Wilson Terminal Central ECG Database. *Physionet*. Recueprado desde <https://physionet.org/content/wctecgdb/1.0.1/>