

Sobre el diseño de un sistema de seguimiento remoto de la salud

Muhanad Abdulhamid | Al-hikma University, Iraq, Baghdad, Email: moh1hamid@yahoo.com

Fecha de recepción: 13 de agosto, 2023 | Fecha de aprobación: 17 de mayo, 2024

Resumen

Con la mejora de la tecnología y la miniaturización de los sensores, ha habido intentos de utilizar la nueva tecnología en diversas áreas para mejorar la calidad de la vida humana. Un área principal de investigación que ha visto la adopción de la tecnología es el sector de la salud. Las personas que necesitan servicios sanitarios los encuentran muy caros, especialmente en los países en desarrollo. Con la mejora de la tecnología, los equipos hospitalarios que antes eran costosos se han rediseñado utilizando la tecnología actual. **Objetivo:** El objetivo principal del artículo es diseñar un sistema de salud remoto. Se compone de tres partes principales. **Metodología:** la primera parte es la detección de una caída, la segunda es la detección de un electrocardiograma comúnmente conocido como ECG o EKG (detección de latidos del corazón) y la última parte proporciona los datos detectados para visualización remota. **Resultados:** Los desarrollos han tenido una tendencia conocida como atención médica remota o anteriormente conocida como Telemedicina. En consecuencia, este artículo es un intento de resolver un problema de salud que enfrenta la sociedad. **Discusión:** El monitoreo remoto de la salud ofrece datos fisiológicos valiosos dentro del entorno doméstico. **Conclusión:** La visualización remota de los datos permite a un médico o especialista de la salud monitorear el progreso de la salud de un paciente fuera de las instalaciones del hospital.

Palabras-clave: Monitoreo remoto de la salud; detección de caídas; ECG; visualización remota

Abstract

On the Design of Remote Health Monitoring System.

With improvement in technology and miniaturization of sensors, there have been attempts to utilize the new technology in various areas to improve the quality of human life. One main area of research that has seen adoption of the technology is the healthcare sector. The people in need of healthcare services find it very expensive, this is particularly true in developing countries. With improvement in technology previously expensive hospital equipment have been redesigned using current technology. **Objective:** The main objective of the paper is to design a remote healthcare system. It is comprised of three main parts. **Methodology:** The first part being detection of a fall, second being detection of electrocardiogram commonly referred to as ECG or EKG (heart beat detection) and the last part is providing the detected data for remote viewing. **Results:** The developments have seen a trend known as remote healthcare or previously known as Telemedicine. As a result, this paper is an attempt to solve a healthcare problem facing the society. **Discussion:** Remote health monitoring offers valuable physiological data within the household setting. **Conclusion:** Remote viewing of the data enables a doctor or health specialist to monitor a patients health progress away from hospital premises.

Keywords: Remote health monitoring; fall detection; ECG; remote viewing

Resumo

Sobre o projeto de um sistema de monitoramento remoto da saúde

Com o aprimoramento da tecnologia e a miniaturização dos sensores, há havido tentativas de utilizar a nova tecnologia em diversas áreas para melhorar a qualidade de vida humana. Uma área principal de pesquisa que viu a adoção da tecnologia é o setor de saúde. As pessoas que necessitam de serviços de saúde consideram-nos muito caros, isto é particularmente nos países em desenvolvimento. Com a melhoria da tecnologia, equipamentos hospitalares anteriormente caros foram redesenhados usando a tecnologia atual. **Objetivo:** O objetivo principal do artigo é projetar um sistema de saúde remoto. É composto por três partes principais. **Metodologia:** A primeira parte é a detecção de uma queda, a segunda é a detecção do eletrocardiograma comumente referido como ECG ou EKG (detecção de batimentos cardíacos) e a última parte é fornecer os dados detectados para visualização remota. **Resultados:** Os desenvolvimentos registaram uma tendência conhecida como cuidados de saúde remotos ou anteriormente conhecida como Telemedicina. Como resultado, este artigo é uma tentativa de resolver um problema de saúde que a sociedade enfrenta. **Discussão:** A monitorização remota da saúde oferece dados fisiológicos valiosos no ambiente doméstico. **Conclusão:** A visualização remota dos dados permite que um médico ou especialista em saúde monitore o progresso da saúde de um paciente fora das instalações do hospital.

Palavras-chave: Monitoramento remoto de saúde; detecção de quedas; ECG; visualização remota

INTRODUCCIÓN

Un sistema de monitoreo remoto de la salud es una extensión de un sistema médico hospitalario donde el estado vital del cuerpo de un paciente se puede monitorear de forma remota. Tradicionalmente, los sistemas de detección sólo se encuentran en hospitales y se caracterizan por tener circuitos enormes y complejos que requieren un alto consumo de energía. Los avances continuos en la industria de la tecnología de semiconductores han dado lugar a sensores y microcontroladores de menor tamaño, de funcionamiento más rápido, de bajo consumo de energía y asequible en costo ¹.

Recientemente, han surgido varios sistemas para abordar la cuestión del seguimiento remoto de la salud. Los sistemas cuentan con un sistema de detección inalámbrico que envía la información del sensor de forma inalámbrica a un servidor remoto. Algunos incluso han adoptado un modelo de servicio que requiere el pago de una tarifa de suscripción. En los países en desarrollo, esto es un obstáculo ya que algunas personas no pueden usarlos debido al costo que implica. También está la cuestión de la conectividad a Internet, donde se requieren algunos sistemas para operar Internet de buena calidad para una conexión remota en tiempo real ².

Muchos de los sistemas introducidos funcionan mejor en los países desarrollados donde la infraestructura funciona perfectamente. En la mayoría de los casos, los sistemas están adaptados para funcionar en países en desarrollo. Para reducir algunos de estos problemas, es necesario abordar la detección remota desde cero para adaptarse a las condiciones mínimas básicas actualmente disponibles en los países en desarrollo.

Se puede abordar un diseño simple de un sistema de monitorización de pacientes por la cantidad de parámetros que pueden detectarse. En algunos casos, al detectar un parámetro, se pueden calcular varias lecturas. Por razones de simplicidad, las detecciones de parámetros incluyen un solo parámetro y múltiples parámetros ³.

La monitorización remota de la salud puede proporcionar información fisiológica útil en el hogar. Este seguimiento es útil para pacientes mayores de edad o con enfermedades crónicas que desean evitar una internación hospitalaria prolongada. Se utilizan sensores inalámbricos para recolectar y transmitir señales de interés y se programa un procesador para recibir y analizar automáticamente las señales de los sensores. En este artículo, debemos elegir los sensores apropiados de acuerdo con lo que nos gustaría detectar y diseñar algoritmos para realizar nuestra detección. Algunos ejemplos son la detección de caídas, la monitorización de señales cardíacas, la monitorización de señales cerebrales (EEG) y la ecografía domiciliar ⁴.

Usando un sistema de monitoreo de un solo parámetro, se diseña un enfoque para un sistema de monitoreo de salud remoto que extiende la atención médica desde la clínica u hospital tradicional hasta el hogar del paciente. El sistema debe recolectar datos del sistema de detección de latidos del corazón y datos del sistema de detección de caídas. Los datos de los dos sistemas de monitorización de un solo parámetro se utilizan para la detección remota.

METODOLOGÍA

Diseño de sistema de detección de caídas.

El sensor elegido para la detección de caídas es un acelerómetro. Hay dos tipos comunes de acelerómetros disponibles, los de dos ejes y los de tres ejes. La sensibilidad del acelerómetro determina su costo, siendo el más sensible el más costoso.

Descripción de detección de caídas

En este artículo, elegimos un acelerómetro simple de tres ejes. El acelerómetro podría detectar tres valores a lo largo de los ejes X, Y y Z. Con la ayuda de un microcontrolador y un algoritmo adecuado, los datos del acelerómetro se utilizan para detectar una caída. Luego, esto se transfiere de forma inalámbrica para que un especialista médico o una persona interesada en los datos pueda verlos de forma remota.

Con los datos del eje del acelerómetro se establece un valor umbral. Utilizando el producto escalar o el producto cruzado de los datos del eje y comparándolo con el umbral, se puede lograr una detección de caída. Luego, el microcontrolador transmite los datos de forma inalámbrica a una base de datos local a la que se puede acceder de forma remota.

Un factor crucial para considerar al utilizar acelerómetros para la detección de caídas es que las lecturas obtenidas podrían dar una detección de caídas falsa. Para evitarlo, es muy importante la ubicación del sensor de caída. Utilizando varios datos de prueba de muestra obtenidos durante el diseño y siguiendo investigaciones anteriores sobre el tema de estudio, la ubicación óptima del sensor es en una parte central del cuerpo. Se ha descubierto que la sección de la cintura es una posición considerable para una mejor detección.

Es importante tener en cuenta que un teléfono inteligente moderno tiene un acelerómetro dentro de su placa de circuito. Se puede acceder al acelerómetro a través de la biblioteca y de una aplicación creada para detectar y registrar una caída. Durante la elección del diseño, se descarta el uso de un teléfono inteligente, ya que el teléfono terminaría dañándose durante una caída. El método elegido es una alternativa de bajo costo y no invasiva para el usuario. Dado que el dispositivo lo utiliza una persona propensa a caerse, también se espera que resista varias caídas y golpes.

Implementación

El desarrollo se realiza con un acelerómetro (ADXL335), un microcontrolador (ATmega328) y un transceptor inalámbrico (HC11 433 MHz) únicamente en modo de transmisión.

Para detectar una caída a lo largo de un eje, se considera la magnitud de la aceleración (AM). Esto se logra mediante un vector de magnitud. Considerando: $AM = \sqrt{a^2 + x^2 + z^2}$

(1) Donde AM es la magnitud de la aceleración. Con los datos de la salida del acelerómetro, el cambio de ángulo también se puede calcular utilizando el producto escalar. Para conseguirlo, se introducen el vector instantáneo y un vector de referencia. El vector instantáneo es dado por:

$$a = (a_x, a_y, a_z)$$

(2) El vector de referencia se genera cuando un usuario se pone de pie. Es dado por:

$$b = (b_x, b_y, b_z)$$

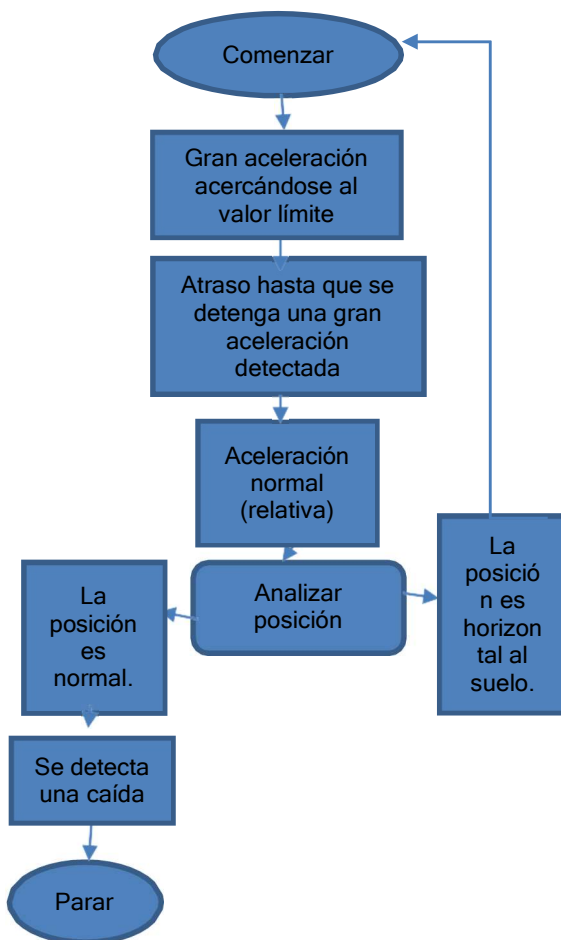
(3) Usando tanto el vector instantáneo como el vector de referencia en la siguiente fórmula

$$b = |a||b| \cos \theta$$

(4) Haciendo el ángulo como sujeto

$$\theta = \cos^{-1}(a \cdot b / |a||b|)$$

Fig.1 Diagrama de flujo del



(5) El diagrama de flujo para el algoritmo de detección de caídas que se muestra en la Figura 1 indica los pasos del microcontrolador de la siguiente manera:

1. Establecer un valor límite.
2. Detectar si una aceleración supera el límite.
3. Esperar a que la aceleración disminuya y vuelva a una aceleración relativamente normal.
4. Verificar la orientación del usuario.
5. Si el usuario está paralelo al suelo, se detecta una caída.

Las lecturas del acelerómetro se convierten a un valor digital mediante una conversión de analógico a digital (ADC) en el microcontrolador. El voltaje base podría ser de 3,3 voltios o 5 voltios. Si el sistema se va a diseñar poniendo énfasis en el ahorro de energía, los 3,3 voltios serían los más adecuados. La Tabla 1 resume la fórmula utilizada para la calibración de los ejes X, Y y Z. Donde ADCx, ADCy y ADCz para los ejes X, Y y Z respectivamente son valores digitales después de que la señal analógica del acelerómetro ha pasado al ADC en el microcontrolador. A partir de la ecuación 1, el valor de AM se compara luego para la detección de caídas usando $AM > 1,8 \text{ g}$.

Tabla 1: Calibración de los ejes X, Y y Z.

	5 volt	3,3 volt
X axis	$a_x = \frac{(ADC_x \times 5)}{1024} - 1.64$	$a_x = \frac{(ADC_x \times 3.3)}{1024} - 1.64$
Y axis	$a_y = \frac{(ADC_y \times 5)}{1024} - 1.63$	$a_y = \frac{(ADC_y \times 3.3)}{1024} - 1.63$
Z axis	$a_z = \frac{(ADC_z \times 5)}{1024} - 1.65$	$a_z = \frac{(ADC_z \times 3.3)}{1024} - 1.65$

Microcontrolador (ATmega328)

La ATmega328 es una placa muy popular entre los aficionados y es la placa de microcontrolador preferida al construir proyectos de modelos pequeños. Debido a esto, existen diversos tutoriales y ejemplos de código abierto disponibles para facilitar el aprendizaje y la familiarización con la placa. Además de esto, elegimos esta placa por las siguientes características:

1. Voltaje de funcionamiento: El voltaje de funcionamiento de 5 V con una opción de 3,3 V es

apropiado porque tanto nuestras placas de sensores como el módulo Bluetooth

2. funcionan con una potencia de 5 o 3,3 V y lecturas de salida en el rango de 0-5 V.

3.

2. Voltaje de entrada: La placa tiene un regulador de voltaje incorporado que permite un rango de voltaje de entrada de 7-12 V, lo cual es adecuado porque planeamos alimentar la placa con una batería de 9 V.

3. Memoria: La memoria flash (32 KB) es apropiada porque nuestros programas de algoritmos pueden ser bastante largos y requieren una cantidad decente de memoria en el microcontrolador para almacenarlos. La memoria estática de acceso aleatorio (SRAM) (2 KB) es un poco baja, pero los algoritmos pueden solucionar este problema al no almacenar demasiadas variables, para no agotar la capacidad de la SRAM.

4. Pines especiales: El Arduino Uno viene con pines RX/TX, que se utilizarán para la comunicación en serie con nuestro módulo Bluetooth. La placa también viene con pines compatibles con I2C, que serán cruciales para interactuar con nuestro acelerómetro digital.

Sensor

Para una adecuada detección de caídas, elegimos un acelerómetro. El modelo seleccionado es el acelerómetro digital de triple eje ADXL345. Tiene un amplio rango G (hasta $\pm 16g$). El rango es muy amplio considerando que algunas caídas severas tienen una potencia de 8 g s. Como es un sensor digital, la resolución se puede ajustar y hay menos ruido de voltaje y menos calibración. El ADXL345 proporciona datos triaxiales y requiere una potencia mínima de 3,3 V, es compatible con I2C y, por lo tanto, nuestra placa de microcontrolador puede interactuar con él correctamente.

Para la comunicación inalámbrica se elige el transceptor inalámbrico modelo HC11 (433 MHz). Sus especificaciones incluyen transmisión de datos de hasta 1 kilómetro, admite comunicación serie RX/TX de 9600 bps - 115200 bps (bits por segundo, velocidad en baudios), lo que lo hace totalmente compatible con nuestro microcontrolador AtMega328. Para fines de visualización remota, los datos obtenidos en la detección de caídas se denominan DATOS1.

Diseño de sistema de detección cardíaca.

El detector se basa en un método que no es invasivo para el usuario. Como resultado, se idea un método que implica el uso de luz infrarroja. Se basa en el principio de fotoplethismografía (PPG). La variación del volumen sanguíneo se produce en los tejidos del cuerpo a medida que el corazón bombea la sangre. La variación es detectada por una fuente de luz y un detector y puede usarse para calcular los latidos del corazón. Hay dos métodos para emplear el PPG. Ellos son:

1. Método de transmitancia: la luz infrarroja se transmite a través de un tejido corporal hasta un receptor de infrarrojos en el lado opuesto. La luz resultante se utiliza para la detección de latidos del corazón. La profundidad de penetración de la luz a través del tejido del órgano es limitada, por lo que la transmitancia PPG es aplicable a una parte restringida del cuerpo, como el dedo o el lóbulo de la oreja.

2. El método de reflectancia depende de la luz reflejada en un receptor. Este es el método elegido en el artículo.

Detección de señales cardíacas usando el método de reflectancia.

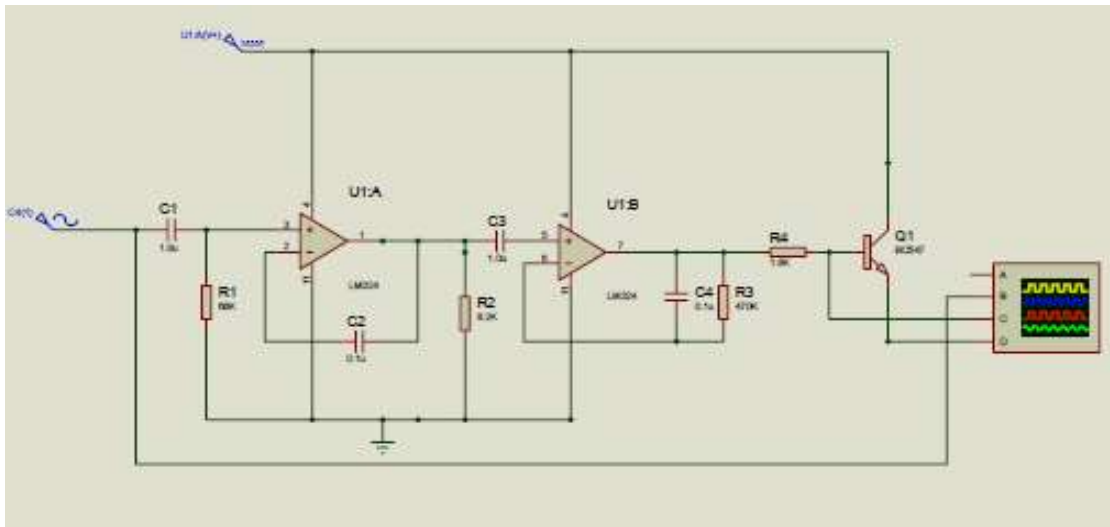
La luz se emite hacia el tejido del dedo y el detector mide la luz reflejada. La luz no tiene que penetrar el cuerpo, el PPG de reflectancia se puede aplicar a cualquier parte del cuerpo humano. El volumen de sangre del tejido es responsable de la fluctuación de la luz absorbida.

La señal PPG detectada tiene componentes de CA y CC. Los cambios pulsantes en el volumen de sangre arterial causan el componente CA. Este es el componente que está sincrónico con los latidos del corazón. Es por tanto la fuente de señal de interés. El componente CC de la señal PPG detectada es el resultado de los tejidos y el volumen sanguíneo promedio. El componente de CA se superpone a un componente de CC grande. El componente de CA debe retirarse del componente de CC para adquirir una forma de onda de CA con una alta relación señal-ruido. De este modo se realiza una amplificación de CA para adquirir la señal de interés necesaria con la información de los latidos del corazón.

Implementación usando el método de reflectancia.

Para adquirir la señal de latido de interés, la salida del detector de infrarrojos se alimenta a través de un comparador. La salida del detector se filtra primero usando un circuito de paso alto-paso bajo de dos etapas. Luego, la señal se digitaliza mediante un convertidor analógico a digital. La digitalización se realiza mediante un microcontrolador. Utilizando un algoritmo, se puede mostrar un valor digital del latido del corazón en una pantalla de cristal líquido (LCD), como se muestra en la Fig.2.

Figure - 2 Esquema del circuito para la detección de latidos del corazón.



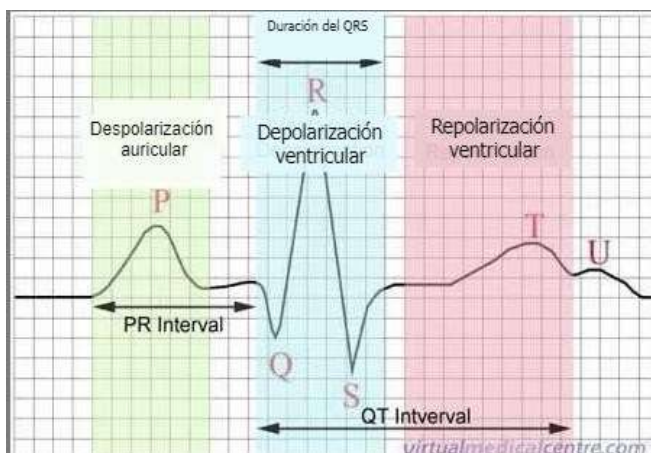
El comparador utilizado es OPAMP(LM324). La salida del detector se compara con un voltaje límite. Para la primera etapa, los terminales inversores del OPAMP están conectados al divisor de voltaje que se establece en el voltaje límite.

El terminal no inversor está conectado al detector a través de un condensador de 1 microfaradio. Cuando se ilumina el tejido corporal, la intensidad de la luz se reduce. A medida que se reduce la intensidad de la luz detectada, la resistencia aumenta provocando un aumento en la caída de voltaje.

Los dos escenarios siguientes surgen de la Figura 2:

1. Cuando es alto, una caída de voltaje a través del detector que se ingresa en la entrada no inversora excede la de la entrada inversora. Se desarrolla un nivel lógico alto en la salida del comparador. Esto es útil para detectar el pico alto en el latido del corazón (R en la Figura 3).
- ii. La caída de voltaje a través del detector es menor que la de la entrada inversora. La salida es una serie de pulsos que se pueden ingresar al microcontrolador. Esto ayudará a detectar cualquier pico pequeño entre el pico mayor de un latido cardíaco (P,T,U en la Figura 3).

Figura 3 Representación de un latido del corazón.



En la Figura 2, el detector pasa más corriente cuando recibe más luz, lo que a su vez provoca una caída de voltaje en el circuito amplificador. Dos etapas de amplificador operacional consecutivas para filtrar el ruido y enfatizar los picos. Los OPAMPS están contenidos en el mismo IC y funcionan con una única fuente de alimentación de cinco voltios CC. El filtrado es necesario para bloquear cualquier ruido de frecuencia más alta presente en la señal.

Se requiere un condensador de 1 microfaradio en la entrada de cada etapa para bloquear el componente de CC en la señal. El amplificador/filtro de dos etapas proporciona ganancia suficiente para aumentar la señal débil proveniente de la unidad del fotosensor y convertirla en un pulso.

Las frecuencias de interés utilizando la notación Latinos Por Minuto (BPM) (frecuencia = BPM/60 segundos) se definen como:

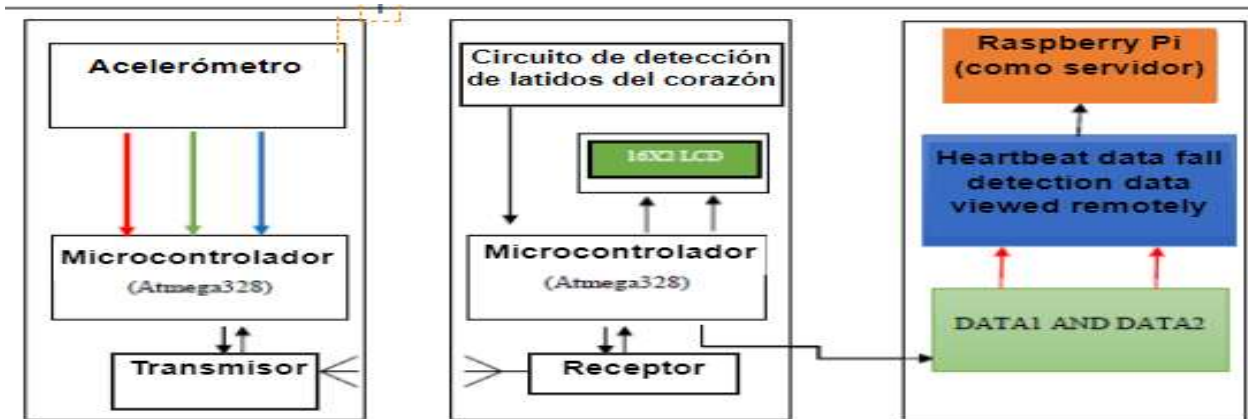
- i. Ritmo cardíaco normal (ritmo sinusal normal) que está entre 60 BPM y 100 BPM.
- ii. Si los BPM están en esta región, podría indicar una afección cardíaca conocida como taquicardia.
- iii. Ritmo cardíaco lento (menos de 60 BPM). Si los BPM están en esta región, podría indicar una afección cardíaca conocida como bradicardia.

Diseño del sistema de detección remota.

Los datos del detector de caídas (DATA1) y del sistema de detección de latidos del corazón (DATA2) se transfieren para su visualización remota. DATA1 se transfiere a través de un transceptor inalámbrico desde el Atmega328 y se recibe por otro Atmega328. Tanto DATA1 como DATA2 se transfieren en serie a la Raspberry Pi como se muestra en la Figura 4.

Raspberry Pi tiene un chip Broadcom. Tiene una versión reducida del sistema operativo Linux (Raspbian Jessie) ejecutándose. Esto proporciona un entorno para el acceso de los pines de entrada y salida de uso general (GPIO) para que el circuito externo se conecte a ellos. Para la visualización remota de los datos de detección de caídas (DATA1) y los datos de detección de latidos (DATA2), la Raspberry Pi actúa como servidor. Con la Raspberry Pi se consigue el objetivo principal de nuestra investigación "sistema de detección remota de salud".

Figura 4 Representación de bloques del sistema



RESULTADOS

Resultados de la detección de caídas

La Tabla 2 muestra los resultados cuando el acelerómetro está en reposo sobre la mesa. (X=0, Y=0, Z=90).

Tabla 2 Acelerómetro boca arriba

X=331	Y=335	Z=406
X=335	Y=339	Z=409
X=331	Y=335	Z=406
X=335	Y=339	Z=410
X=331	Y=335	Z=406
X=332	Y=336	Z=406
X=332	Y=335	Z=406
X=332	Y=336	Z=406
X=331	Y=335	Z=406
X=331	Y=336	Z=406
X=335	Y=339	Z=408

La Tabla 3 muestra los resultados cuando el acelerómetro está al revés en la inclinación del eje de la mesa (X=0, Y=180, Z=180).

Tabla 3 Acelerómetro al revés

X=329	Y=327	Z=271
X=330	Y=327	Z=271
X=329	Y=327	Z=271
X=330	Y=326	Z=271
X=329	Y=326	Z=271
X=329	Y=326	Z=271
X=329	Y=326	Z=271
X=330	Y=326	Z=271
X=329	Y=326	Z=271
X=329	Y=327	Z=271
X=330	Y=327	Z=271
X=329	Y=327	Z=271

La Tabla 4 muestra los resultados cuando el acelerómetro en el sensor de inclinación del eje está orientado hacia el usuario (X=0, Y=+90, Z=+90 (o 180)).

Tabla 4 Acelerómetro de cara al usuario

X=263	Y=335	Z=338
X=263	Y=335	Z=337
X=264	Y=333	Z=336
X=263	Y=333	Z=336
X=263	Y=333	Z=335
X=264	Y=333	Z=337
X=263	Y=333	Z=337
X=264	Y=333	Z=337
X=264	Y=333	Z=338
X=263	Y=333	Z=339
X=264	Y=333	Z=337

La Tabla 5 muestra los resultados cuando el acelerómetro del sensor de inclinación está orientado hacia el comp (X=0, Y=-90, Z=-90 (o 0)).

Tabla 5 Acelerómetro superior mirando hacia afuera del usuario

X=266	Y=329	Z=341
X=264	Y=328	Z=341
X=264	Y=328	Z=342
X=264	Y=329	Z=342
X=264	Y=328	Z=341
X=264	Y=334	Z=346
X=264	Y=331	Z=342
X=264	Y=332	Z=341
X=264	Y=332	Z=341
X=264	Y=332	Z=342
X=264	Y=332	Z=341
X=263	Y=331	Z=340

Tabla 6 muestra los resultados cuando el acelerómetro en el sensor de inclinación del eje está hacia el lado izquierdo (X= +90, Y=0, Z= -90(o 180)).

Tabla 6 Detección de inclinación hacia la izquierda del acelerómetro

X=398	Y=328	Z=339
X=400	Y=329	Z=340
X=398	Y=328	Z=340
X=399	Y=328	Z=340
X=399	Y=328	Z=339
X=399	Y=329	Z=340
X=398	Y=328	Z=340
X=399	Y=328	Z=340
X=399	Y=329	Z=341
X=399	Y=328	Z=341
X=400	Y=329	Z=341
X=399	Y=329	Z=341

La Tabla 7 muestra los resultados cuando el acelerómetro en el sensor de inclinación del eje está hacia el lado derecho (X= -90, Y=0, Z=90 (o 0)).

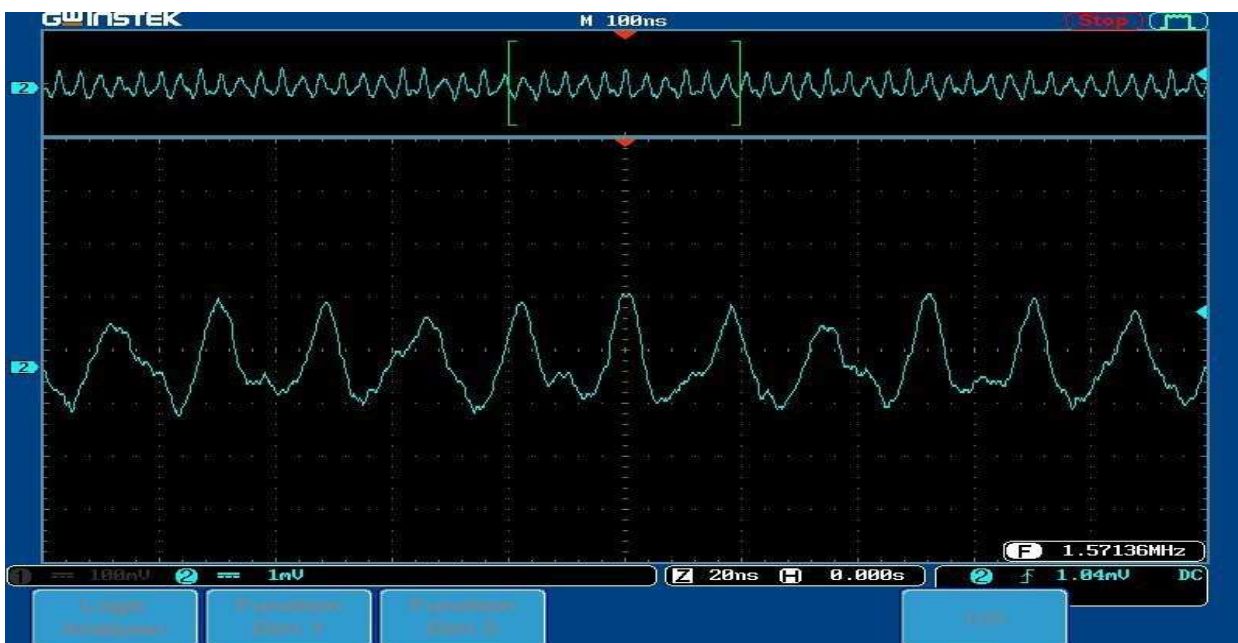
Tabla 7 Detección de inclinación hacia la derecha del acelerómetro

X=333	Y=337	Z=410
X=264	Y=336	Z=358
X=266	Y=339	Z=336
X=266	Y=336	Z=338
X=264	Y=335	Z=335
X=264	Y=334	Z=333
X=265	Y=334	Z=334
X=265	Y=333	Z=334
X=266	Y=335	Z=338
X=265	Y=334	Z=335
X=265	Y=334	Z=334
X=265	Y=333	Z=334
X=333	Y=337	Z=410
X=264	Y=336	Z=358
X=266	Y=339	Z=336
X=266	Y=336	Z=338
X=264	Y=335	Z=335
X=264	Y=334	Z=333
X=265	Y=334	Z=334
X=265	Y=333	Z=334
X=266	Y=335	Z=338
X=265	Y=334	Z=335
X=265	Y=334	Z=334
X=265	Y=333	Z=334

Resultados de la señal cardíaca

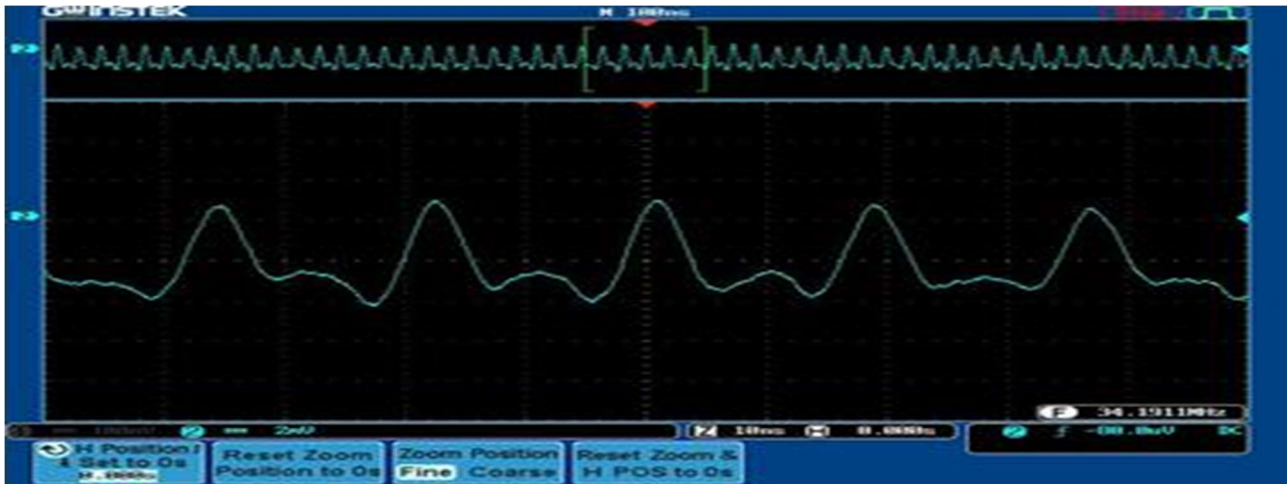
La figura 5 muestra el resultado de la primera etapa de salida del OPAMP.

Figura 5 Primera etapa de salida OPAMP



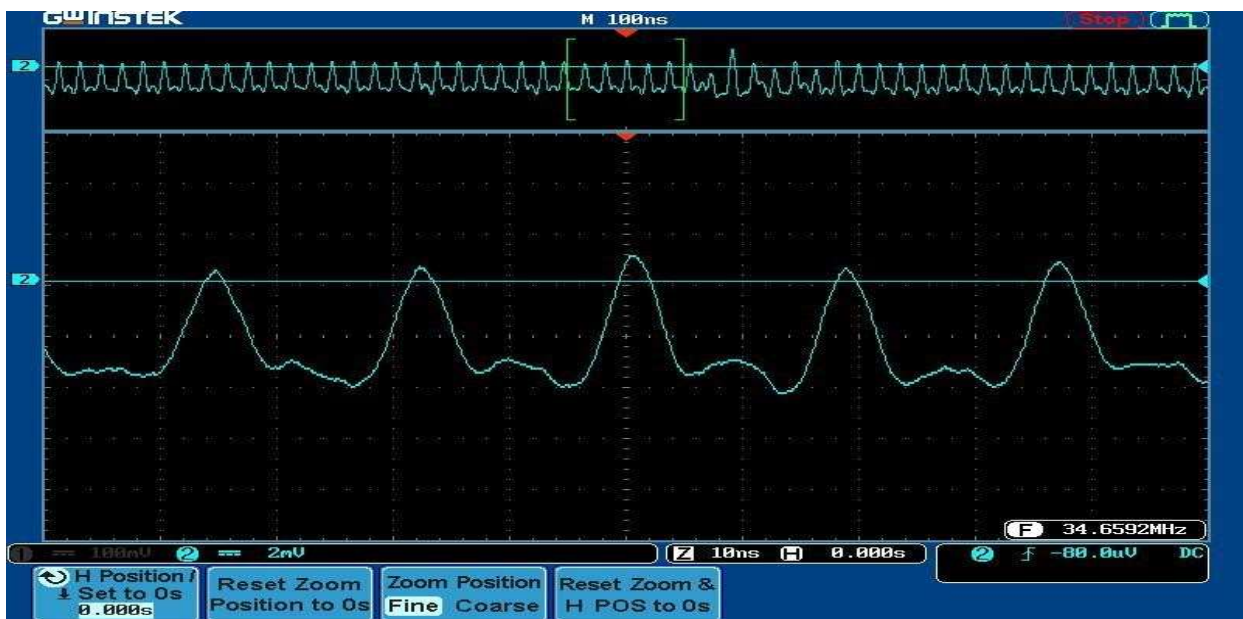
La figura 6 muestra el resultado de la segunda etapa de salida del OPAMP.

Figura 6 Segunda etapa de salida OPAMP



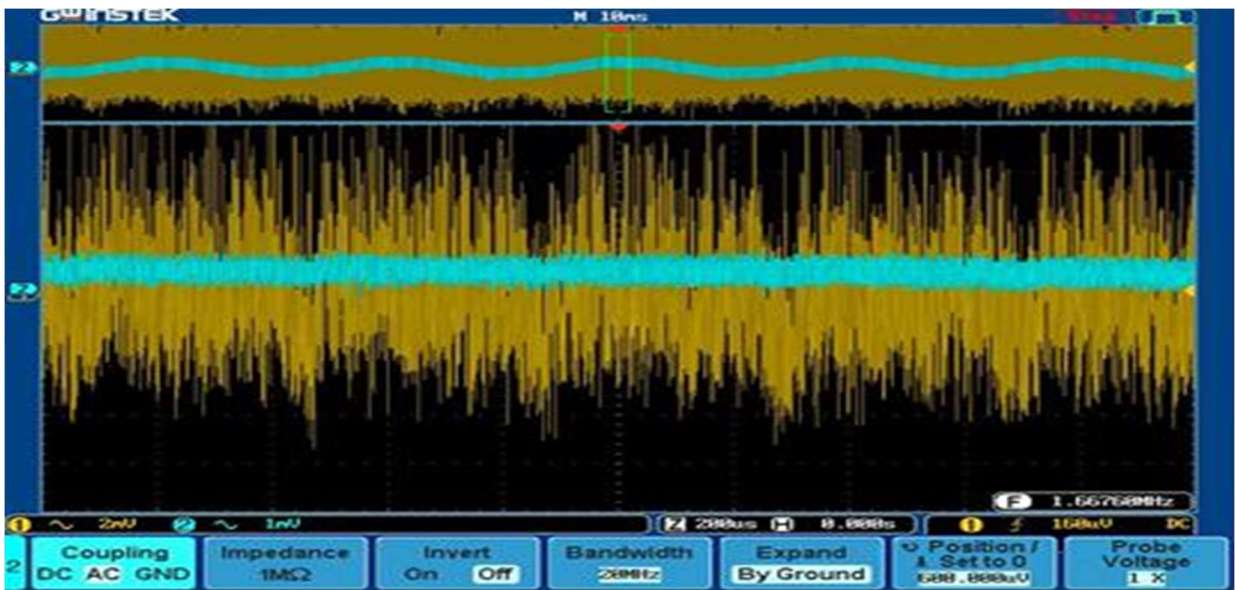
La figura 7 muestra el resultado de la segunda etapa de salida OPAMP con entrada de sensor de infrarrojos.

Figura 7 Segunda etapa de salida OPAMP con entrada de sensor de infrarrojos



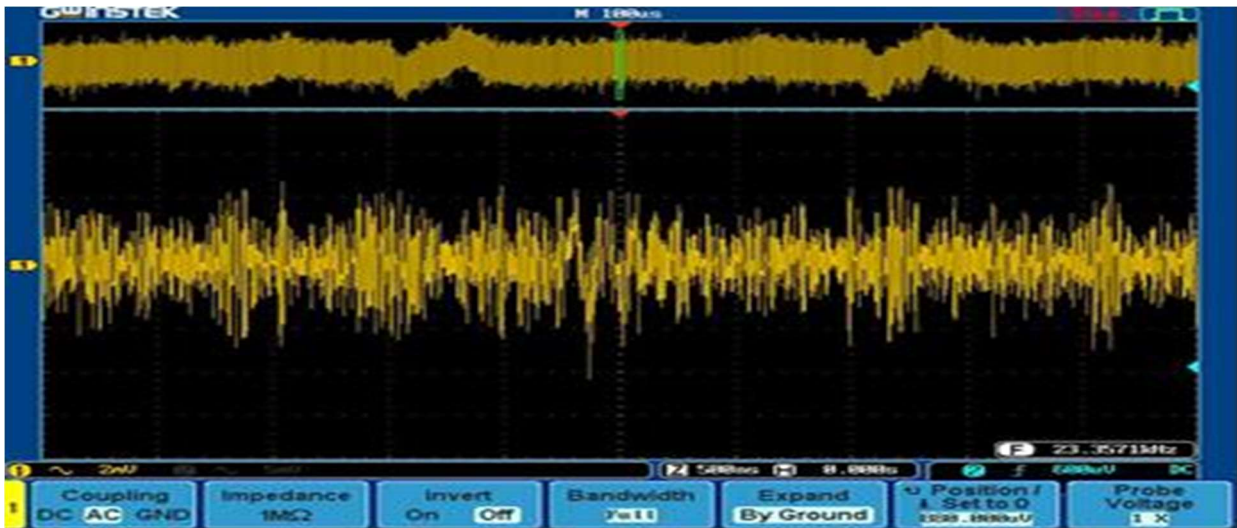
La figura 8 muestra el resultado de la comparación de las señales de entrada y salida vistas como un flujo.

Figura 8 Comparación de la señal de entrada y salida vista como un flujo



La figura 9 muestra la señal de salida vista como un flujo en un osciloscopio.

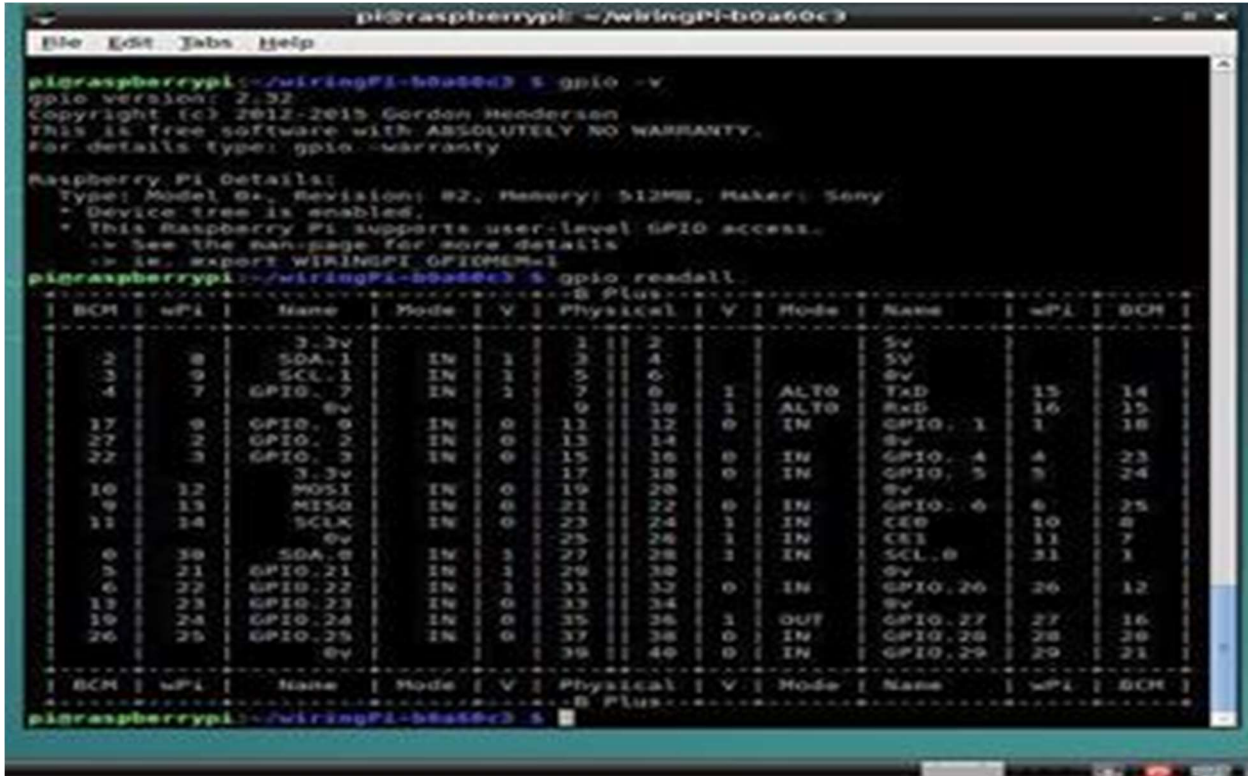
Figura 9 Señal de salida vista como una secuencia en un osciloscopio



Resultados de Raspberry Pi

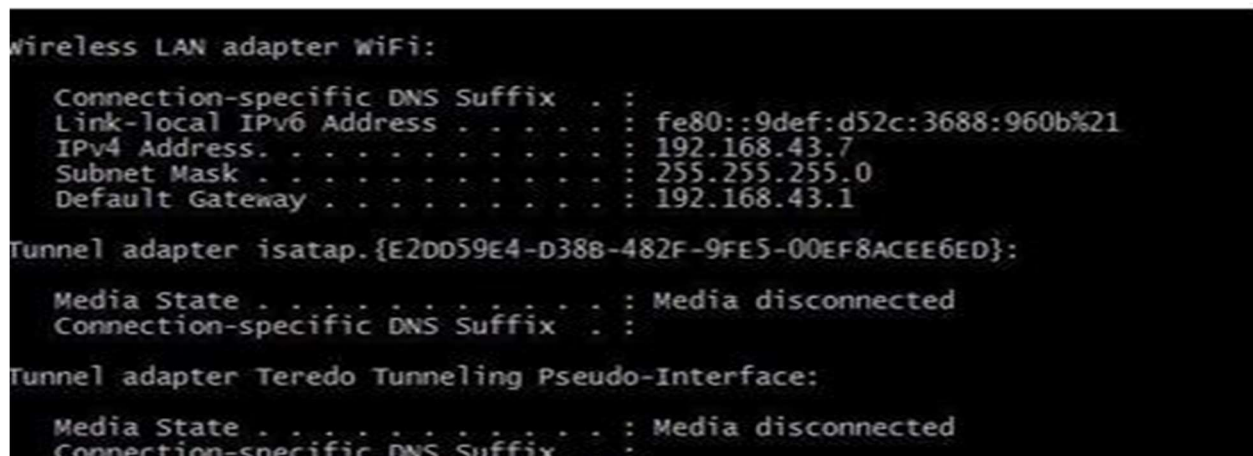
La figura 10 muestra la captura de pantalla de acceso GPIO al terminal Linux.

Figura 10 Captura de pantalla de acceso GPIO al terminal Linux



La figura 11 muestra el direccionamiento de la red de área local (LAN) de acceso remoto.

Figura 11 Direccionamiento LAN de acceso remoto



DISCUSIÓN

La monitorización remota de la salud ofrece valiosos datos fisiológicos dentro del entorno doméstico. Este tipo de seguimiento resulta beneficioso para las personas mayores o las personas con enfermedades crónicas que desean evitar una hospitalización prolongada. La utilización de sensores inalámbricos permite la recopilación y transmisión de señales pertinentes, mientras que un procesador programado es responsable de recibir y analizar los datos del sensor automáticamente. La selección de sensores adecuados y el desarrollo de algoritmos son pasos cruciales para detectar parámetros de salud específicos de forma eficaz. Algunos casos incluyen detección de caídas, monitoreo de señales cardíacas, monitoreo de señales cerebrales (EEG) y ultrasonido en el hogar.

CONCLUSIÓN

El objetivo principal del experimento se logró con éxito. Los tres módulos individuales llamados módulo de detección de latidos cardíacos, módulo de detección de caídas y módulo de visualización remota, dieron los resultados previstos. Los módulos del sistema diseñados se pueden optimizar aún más y producir en un único circuito final. El hecho más importante que surgió durante el diseño es que todos los componentes del circuito utilizados en el sistema de detección remota de salud están disponibles localmente. Con el desarrollo de la industria de los circuitos integrados, los sistemas microelectromecánicos (MEM) y los microcontroladores se han vuelto asequibles, han aumentado las velocidades de procesamiento, son miniaturizados y energéticamente eficientes. Esto ha llevado a un mayor desarrollo de sistemas integrados que están adoptando los especialistas de la salud. Estos sistemas integrados también se han adoptado en la tecnología de los teléfonos inteligentes. Con una mayor penetración de Internet en la mayoría de los países en desarrollo a través de teléfonos móviles, sus usos, como Internet de las cosas (IoT-*Internet of things*), se adoptarán a un ritmo más rápido. El sistema de atención médica remota utiliza estos conceptos para crear un sistema que mejore la calidad de vida de las personas en la sociedad.

REFERENCIAS

1. Y. Huang, and K. Newman, "Improve quality of care with remote activity and fall detection using ultrasonic sensors," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, USA, 2012.
2. S. Gong, Y. Wang, M. Zhang, and C. Wang, "Design of remote elderly health monitoring system based on MEMS sensors," IEEE International Conference on Information and Automation, China, 2017.

3. M. Saranya, R. Preethi, M. Rupasri, and S. Veena, "A survey on health monitoring system by using IOT," International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology, Vol.6, Issue III, PP.778-782, 2018.

4. L. Malasinghe, N. Ramzan, and K. Dahal, " Remote patient monitoring: a comprehensive study, " Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, Vol.10, Issue 1, PP.57–76, 2019.

Indicación de responsabilidad: Declaro que todos los autores han participado en la construcción y elaboración del trabajo y se detallan las responsabilidades de cada autor en la realización del artículo.

Financiación: No hay financiación.

Conflicto de interés: El autor declara que no hubo conflicto de intereses.

Cómo citar esse artículo: Sobre el diseño de un sistema de seguimiento remoto de la salud. Latin American Journal of Telehealth Latin AmJ telehealth, Belo Horizonte, 2022; 9 (3): 384 — 396. ISSN: 2175_2990..