

Arquitectura para la monitorización de la frecuencia cardíaca en tiempo real desde un robot social

Arturo Martínez-Rodrigo^{a*}, José Carlos Castillo^b, Sara Carrasco-Martínez^b, Angelo Costa^c

^aUniversidad de Castilla-La Mancha, España

^bUniversidad Carlos III de Madrid, España

^cUniversidad de Alicante, España

To cite this article: Martínez-Rodrigo, A., Castillo, J.C., Carrasco-Martínez, S. and Costa, A. 2024. Architecture for real-time heart rate monitoring from a social robot. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* 21, 362-373. <https://doi.org/10.4995/riai.2024.21584>

Resumen

El cambio demográfico hacia una población de mayor edad ha aumentado la demanda de vigilancia y asistencia a distancia para las personas mayores, especialmente aquellas que viven en soledad y podrían sufrir estrés, miedo, depresión y aislamiento. Este trabajo presenta cómo el robot social Mini integra una arquitectura de software destinada a facilitar la vida independiente prolongada de las personas mayores. Para ello, el robot adquiere datos de un dispositivo *wearable* para la monitorización en tiempo real de la frecuencia cardíaca de personas mayores mediante señales de fotopletiografía. Estas señales se descodifican, analizan, procesan y clasifican para reconocer posibles anomalías en la frecuencia cardíaca y tratarlas adecuadamente. Ante mediciones de pulso anormalmente altas o bajas, el robot se pone en contacto con el usuario para reexaminar los síntomas mediante una secuencia de preguntas. Si el usuario confirma la presencia de algún síntoma o no responde, el robot transmite una alerta a los cuidadores empleando Telegram, un servicio de mensajería para dispositivos móviles, o una plataforma visual en línea específica. La plataforma en línea ofrece interfaces de monitorización designadas para que los cuidadores proporcionen datos históricos en un formato completo.

Palabras clave: Robótica social, Fotopletiografía, Monitorización, Interacción humano-robot.

Architecture for real-time heart rate monitoring from a social robot

Abstract

The demographic shift towards an older population has heightened the demand for remote surveillance and assistance for seniors, particularly those living in solitude who could potentially experience stress, fear, depression, and isolation. This work presents how the social robot Mini integrates a software architecture aimed at facilitating the extended independent living of elderly individuals. To accomplish this, the robot acquires data from a wearable device for real-time heart rate monitoring of senior citizens using photoplethysmography signals. These signals are decoded, parsed, processed, and classified to recognise potential heart rate anomalies and address them appropriately. When confronted with abnormally high or low pulse measurements, the robot engages with the user to cross-examine symptoms via a sequence of inquiries. If the user confirms the presence of any symptoms or fails to respond, the robot transmits an alert to caregivers by employing Telegram, a mobile device messaging service, or a dedicated visual online platform. The online platform provides monitoring interfaces designed for caregivers to deliver historical data in a comprehensive format.

Keywords: Social robotics, Photoplethysmography, Long-term monitoring, Human-Robot Interaction.

1. Introducción

El aumento en la esperanza de vida de la sociedad es un fenómeno demográfico significativo, con proyecciones de que para 2030, aproximadamente una de cada seis personas en todo el mundo tendrá más de 60 años (World Health Organization, 2023). Este fenómeno implica importantes retos y oportunidades para la comunidad científica, que permiten proponer enfoques innovadores para construir un futuro más saludable y mejor para la población. Muchas personas mayores preferirían permanecer en sus propias casas el mayor tiempo posible, lo cual tiene muchas ventajas, como mantenerse cerca de su comunidad y mantener la independencia. Sin embargo, esta decisión también puede provocar un aumento de la soledad entre este grupo de población, estimándose que entre el 23 % y el 35 % de las personas mayores de 60 años en los países europeos viven solas (Kojima et al., 2020). Esto puede llevar a efectos negativos para la salud, como ansiedad, angustia, soledad o depresión (Hu et al., 2012).

En este contexto, los robots sociales pueden permitir que las personas mayores vivan en casa de manera independiente durante más tiempo al realizar tareas como la monitorización, telepresencia, entretenimiento y compañía (Broekens et al., 2009; Park et al., 2019). Así, la robótica social tiene como objetivo facilitar la vida de los mayores y sus familias mediante la incorporación de estas capacidades. Esto tiene un doble propósito: primero, los ancianos pueden sentirse más seguros y recibir mejor atención, y segundo, los familiares pueden beneficiarse de las capacidades de monitorización y telepresencia ofrecidas por un robot social.

El seguimiento continuo y no invasivo de las señales fisiológicas en los mayores que viven solos en casa puede también mejorar su calidad de vida, promover una vida independiente y contribuir a mejores resultados de salud (Rashidi and Mihailidis, 2013). Más específicamente, la supervisión periódica de signos vitales, como la frecuencia cardíaca (FC), la presión arterial o la respiración, puede ayudar a identificar posibles estados de angustia, miedo o problemas de salud en una etapa temprana (Rashidi and Mihailidis, 2013).

En concreto, la frecuencia cardíaca es un parámetro significativo utilizado para monitorear la actividad cardíaca, directamente vinculada con el sistema nervioso simpático. Este sistema es el principal encargado de incrementar la frecuencia cardíaca ante situaciones de estrés, amenazas percibidas y otros factores relevantes. La conexión entre la FC y estrés está bien documentada en la literatura científica. Por ejemplo, se ha demostrado que la angustia disminuye el tono vagal, dando como resultado una mayor frecuencia cardíaca y un mayor riesgo de enfermedad cardiovascular (Thayer and Lane, 2007). Del mismo modo, se ha descubierto que el miedo y la angustia aumentan la frecuencia cardíaca debido a la activación del sistema nervioso simpático (Shiota et al., 2011).

Además, las interfaces visuales son clave para uno de los factores más importantes en el éxito de este tipo de proyectos: la aceptación del cuidador (Hussein et al., 2020; Johnson and Finn, 2017; Peterson et al., 2016; Barnes et al., 2014). El cuidador (bien familiar, bien profesional) tiene un rol indispensable para que los mayores puedan vivir solos de manera autónoma, ya que los robots tienen limitaciones en los cuidados que pueden ofrecer, y legalmente hablando, solo los humanos pueden

ser cuidadores formales (Sanchez-Rocamora et al., 2022). Por lo tanto, es diseñar y desarrollar interfaces de usuario usables y atractivas para los cuidadores, porque sin su aceptación, las posibilidades que ofrece un sistema como el que presenta este trabajo serían limitadas.

Es importante destacar que este trabajo se fundamenta en un estudio previo, donde analizamos las posibilidades del sistema para extraer la FC de los usuarios a través de un dispositivo vestible y cómo el robot reaccionaría a los cambios (Martínez-Rodrigo et al., 2023). En el estudio actual, proponemos ir un paso más allá, añadiendo a la arquitectura un sistema capaz de proporcionar información de monitorización en tiempo real a los especialistas y cuidadores.

Este artículo sigue la siguiente estructura: la sección 2 analiza propuestas del estado del arte relacionadas con nuestro trabajo. La sección 3 define las plataformas hardware utilizadas en este trabajo. La sección 4 describe la propuesta de monitorización que utiliza los datos de un dispositivo vestible para capturar y clasificar las señales de pulso del usuario. La sección 5 muestra la integración dentro de la arquitectura software del robot social y la habilidad implementada para interactuar con los usuarios y alertar a los cuidadores. La sección 6 describe las interfaces de usuario desarrolladas para avisar a los cuidadores en caso de que se detecten valores anormales de FC y para monitorizar y analizar el estado del usuario. Finalmente, la sección 7 extrae las principales conclusiones de esta contribución.

2. Estado del arte

El sistema de monitorización presentado en este trabajo utiliza un dispositivo vestible para la recolección de datos, que recibirá un robot social para su análisis y toma de acciones en consecuencia. Por este motivo, esta sección pivota alrededor de dos elementos: dispositivos vestibles y robótica. Utilizando estos elementos, se analizarán diferentes propuestas relacionadas con la línea presentada en el presente trabajo.

Los sensores vestibles, principalmente en forma de pulsera de actividad han sido utilizados para detectar patrones de actividad humana. Por ejemplo diferentes estudios han utilizado pulseras de actividad para medir la actividad física, encontrando una relación inversa entre dicha actividad y la muerte por enfermedades comunes Blond et al. (2019); Borgundvaag and Janssen (2017); Dohrn et al. (2018). Además, midiendo la actividad física de moderada a vigorosa (AFMV) a través de acelerómetros, se estableció que había una correlación entre la disminución de mortalidad y la actividad física ligera así como el comportamiento sedentario Borgundvaag and Janssen (2017); Dohrn et al. (2018); LaMonte et al. (2017); Lee et al. (2018).

Los datos de las pulseras también permiten la aplicación de técnicas de cambio de conducta en tiempo real, como las intervenciones adaptativas inmediatas, diseñadas para evaluar dinámicamente las necesidades del usuario y proporcionar el tipo de intervención adecuado en todo momento. Por ejemplo, el estudio mActive propone que una intervención de salud a través de un dispositivo móvil totalmente automatizada con componentes de seguimiento y envío de mensajes de texto aumentaría la actividad física (Martin et al., 2015). Participaron 48 pacientes de un centro cardiovascular, divididos en dos grupos (test y control) y evaluados en dos fases. En la primera fase, se utilizó

solo el dispositivo de seguimiento Fitbug ORB; en la segunda, el grupo de prueba recibió mensajes inteligentes basados en Terapia Cognitivo-Conductual (TCC), automatizados y personalizados por médicos. Los mensajes se dividían en refuerzos positivos para quienes alcanzaban su objetivo de 10,000 pasos diarios y motivacionales para quienes no lo lograban. Como resultado, estos mensajes se asociaron con un incremento, en promedio, de 3.000 pasos diarios. La gamificación es otro tipo de TCC que puede aprovechar la competición entre los miembros de un grupo de actividades compartidas. En el ensayo BE FIT Patel et al. (2017), que incluyó a 200 participantes, el grupo de gamificación mostró una mayor probabilidad de alcanzar los pasos requeridos, presentando un aumento significativo de la media de pasos diarios en comparación con el grupo de control. Otro estudio de gamificación (Gremaud et al., 2018) con un grupo que usó solo Fitbit ¹ y otro grupo que usó Fitbit más Trekarta ² (una plataforma virtual de registro de viajes), reveló que los participantes que utilizaron Trekarta caminaron en promedio 1.500 pasos más al día y estuvieron 90 minutos activos a la semana por encima del grupo que solo utilizó Fitbit. Adicionalmente, Adams et al. (2017) examinaron si objetivos fijos u objetivos adaptativos y recompensas (incentivos económicos inmediatos frente a diferidos) tenían un efecto sobre la cantidad de pasos y la AFMV en 96 participantes, revelando que los objetivos adaptativos superaban a los objetivos estáticos y que las recompensas menores e inmediatas superaban a las recompensas mayores y diferidas.

En un estudio reciente, Tobis et al. (2022) determinaron que la interacción con robots especialmente diseñados para usuarios mayores puede tener un efecto emocional positivo y promover actitudes positivas como la toma regular de medicación. No obstante, crear un robot para todas las tareas de detección, como las emociones o las señales vitales, es complejo, como demuestra D'Onofrio et al. (2022), cuyo trabajo presenta una tasa de éxito pobre al detectar emociones. Para ello, se es posible usar fuentes de datos adicionales para aumentar la confianza en la detección. Algo interesante de este estudio es la aceptación natural del robot por parte de los usuarios.

Socialmente, todos estos proyectos se centran, en parte, en la proactividad de los usuarios, algo que depende mucho del propio usuario y de su estilo de vida. Por lo tanto, estos sistemas están diseñados para las personas que ya están motivadas a hacer ejercicio físico y mantener un estilo de vida activo, necesitando apenas de pequeños refuerzos motivacionales. Para el resto de la población, los mensajes de motivación genéricos no son suficientemente atractivos, resultando en un incremento marginal en la actividad física Finkelstein et al. (2016). Por otro lado, la aceptación de los robots como compañeros sociales es muy positivo porque abre nuevas formas de interactuar de manera más natural.

Al nivel de hardware, todos los proyectos han usado pulseras comerciales con bibliotecas de software cerradas. Es decir, la adquisición de datos viene condicionada por las capacidades y restricciones del software de los fabricantes, disminuyendo el control sobre la calidad de estos. Esto es un factor importante a considerar dado que las pulseras, aunque fáciles e intuitivas

de usar, son dispositivos que registran bastantes errores debido a su posición y contacto con la piel. Además, los algoritmos de suavizado pueden considerar valores anómalos como una mala lectura y obviar que pueden ser datos importantes.

Nuestro proyecto tiene como objetivo superar estos problemas, al proponer un sistema completo compuesto por una pulsera que proporciona datos de bajo nivel y en tiempo real, los cuales son posteriormente procesados por el robot, que se encarga de la interacción con los usuarios. El sistema también incluye una plataforma de seguimiento para los familiares o personal médico que permite notificar de manera inmediata acerca de situaciones críticas, supliendo de esta forma las carencias de los proyectos mencionados.

2.1. El robot social Mini

El robot social Mini (Salichs et al., 2020) es una plataforma desarrollada en la Universidad Carlos III de Madrid, inicialmente diseñada para realizar diferentes tareas de estimulación y entretenimiento con personas mayores. Sin embargo, se ha demostrado que las posibilidades que ofrece esta plataforma permiten explorar tanto áreas clásicas en robótica, como toma de decisiones, percepción e interacción humano-robot, junto con otras más novedosas, como la aplicación de técnicas de aprendizaje profundo.

En la línea de la interacción humano-robot, se han desarrollado trabajos destinados a la mejora de los sistemas de diálogo y la expresividad del robot (Fernández-Rodicio et al., 2020, 2022). En la línea de percepción, se está trabajando en sistemas bioinspirados basados en la atención de los seres vivos y en nuevos tipos de sensores y formas de interactuar con el robot (Marques-Villarroya et al., 2024; Gamboa-Montero et al., 2020). También se han realizado trabajos interesantes en la línea de sistemas de toma de decisión, permitiendo incorporar estrategias bioinspiradas y el aprendizaje de las preferencias de los usuarios (Maroto-Gómez et al., 2018, 2023).

Para probar estos desarrollos, el robot dispone de un repertorio de habilidades que permiten a los usuarios utilizar las capacidades antes mencionadas y al personal técnico validar el correcto funcionamiento de los distintos módulos. Estos desarrollos se han validado con usuarios finales para evaluar el potencial terapéutico del robot (Asl et al., 2022; Mahmoudi Asl et al., 2023).

3. Materiales

Esta sección describe los materiales utilizados para el desarrollo e implementación de este trabajo. Se presenta el dispositivo utilizado para la monitorización de los usuarios y se detallan las principales características y funcionalidades del robot social Mini, desarrollado por el RoboticsLab de la Universidad Carlos III de Madrid.

3.1. Dispositivo para monitorización cardíaca

En este trabajo se utiliza una pulsera Polar Verity Sense (PVS) para capturar las señales de frecuencia cardíaca. El PVS

¹<https://www.fitbit.com>

²<https://trekarta.info/>

es un dispositivo portátil diseñado para monitorear la frecuencia cardíaca durante el ejercicio, seguir el progreso del entrenamiento y medir el gasto calórico (Polar Verity Sense, 2023). Destaca por su diseño compacto y ergonómico, lo que permite llevarlo en el brazo o la muñeca con una banda elástica ajustable (ver Figura 1, izquierda). El PVS está diseñado para una monitorización a largo plazo, con un esquema microelectrónico de bajo consumo que permite hasta 24 horas de monitorización continua.



Figura 1: Elementos hardware utilizados en este trabajo. Izquierda: dispositivo Polar Verity Sense para la medida del pulso. Derecha: robot social mini.

En términos de conectividad, el PVS utiliza tecnología *Bluetooth Low Energy* (BLE) y el protocolo de comunicación inalámbrica ANT+. Esta configuración permite un intercambio de datos eficiente con un consumo de energía mínimo, lo cual es esencial para un funcionamiento sostenible a lo largo del tiempo.

La fiabilidad del PVS ha sido validada para la medición de la FC comparando sus resultados con los obtenidos del sistema metabólico portátil H5 *Cosmed* en varios tipos de actividades (Gil et al., 2021). Los resultados de este estudio afirmaron que no hubo diferencia en la variabilidad media de las métricas basadas en FC entre estos dispositivos (Kim et al., 2021). En consecuencia, el PVS se utilizará en este trabajo para adquirir información fisiológica del usuario, sirviendo como entrada para el módulo *Monitor de Frecuencia Cardíaca* (MFC), descrito en la sección 4, que se ejecuta en el robot social y está encargado de la adquisición, preprocesamiento y análisis de las señales de FC.

3.2. Características del robot social Mini

El robot Mini fue inicialmente diseñado con el objetivo de proporcionar asistencia y entretenimiento a personas mayores con deterioro cognitivo moderado. Mini expresa su estado emocional e interactúa con los usuarios a través de diferentes componentes, incluyendo sus ojos expresivos, luces LED para simular el latido del corazón y en las mejillas, movimiento en sus brazos, cabeza y base, entre otros (ver Figura 1, derecha).

Mini es un robot de escritorio que puede comunicar su estado emocional a través de las expresiones de sus ojos, mejillas,

el latido del corazón y el movimiento de sus brazos, cabeza y cuerpo. Mini cuenta con dos pantallas OLED que actúan como sus ojos, controladas con una Raspberry Pi, un VU-meter para la boca, y LEDs en su corazón y mejillas. En cuanto al movimiento del robot, la cabeza de Mini tiene dos grados de libertad. Además, el robot incluye una base giratoria y dos brazos movidos por servomotores con un grado de libertad cada uno. Estos componentes permiten una vivacidad natural. Mini también tiene sensores capacitivos para reconocer estímulos táctiles y una tableta externa para mejorar la interacción con el usuario mostrando contenido multimedia como clips de vídeo, fotos o juegos personalizados. La base de Mini alberga el ordenador principal del robot y una cámara RGB-D.

3.2.1. Arquitectura software del robot

La arquitectura software implementada en el robot Mini está compuesta por seis módulos principales desarrollados en ROS (Quigley et al., 2009), cada uno encargado de gestionar las operaciones principales del robot (ver Figura 2). Los componentes físicos del robot están directamente conectados a los bloques *Detectores* y *Expresiones*, que se encargan de recoger datos de los sensores y controlar los actuadores, respectivamente. Además, este trabajo integra el módulo MFC en la arquitectura del robot como se describe en la sección 5, dentro del bloque *Detectores*, lo cual mejora las capacidades del robot añadiendo funcionalidades de monitorización y análisis de los datos de FC. El MFC mejora la capacidad de respuesta del robot, permitiéndole ajustar y personalizar sus interacciones basándose en las señales fisiológicas del usuario en tiempo real.

El *Gestor de Percepción* (GP) es el encargado de reunir todas las detecciones y fusionarlas para proporcionar una respuesta sincronizada y unificada. Dado que los detectores implementados en el robot utilizan diferentes tipos de información de entrada (ej., tacto, visión, sonido o interacción con menús en la tableta), sus tasas y tipos de respuestas tienden a variar. Por esta razón, el trabajo del GP es importante para asegurar la coherencia y las tasas adecuadas de modo que el *Gestor de Interacción Humano-Robot* (HRI) pueda responder adecuadamente.

Los diálogos entre el usuario y el robot están controlados por el Gestor de HRI. Este componente de la arquitectura examina los datos recibidos por el GP para determinar si son adecuados para la interacción, como cuando el robot está esperando una respuesta del usuario. El robot puede utilizar la comunicación por voz o los menús en la tableta para interactuar con el usuario. El *Sistema de Toma de Decisiones* (DMS), por último, es el encargado de decidir cuándo y cómo activar y desactivar las funciones del robot. Este componente determina la próxima acción del robot en base a la información externa e interna, como la motivación del robot o las solicitudes del usuario para ejecutar ciertas habilidades (ej., juegos o multimedia).

El robot integra *Habilidades* que corresponden a las funcionalidades del robot. Estas habilidades se agrupan en diferentes categorías según su propósito, incluyendo juegos, contenido multimedia, información y estimulación cognitiva. Por ejemplo, Mini incluye diferentes juegos como el bingo, Akinator, Tangram y juegos de preguntas. Estos juegos se seleccionan en base a recomendaciones de psicólogos y médicos para estimular a las personas mayores. Las habilidades multimedia del robot gestionan varios tipos de contenido, incluyendo imágenes,

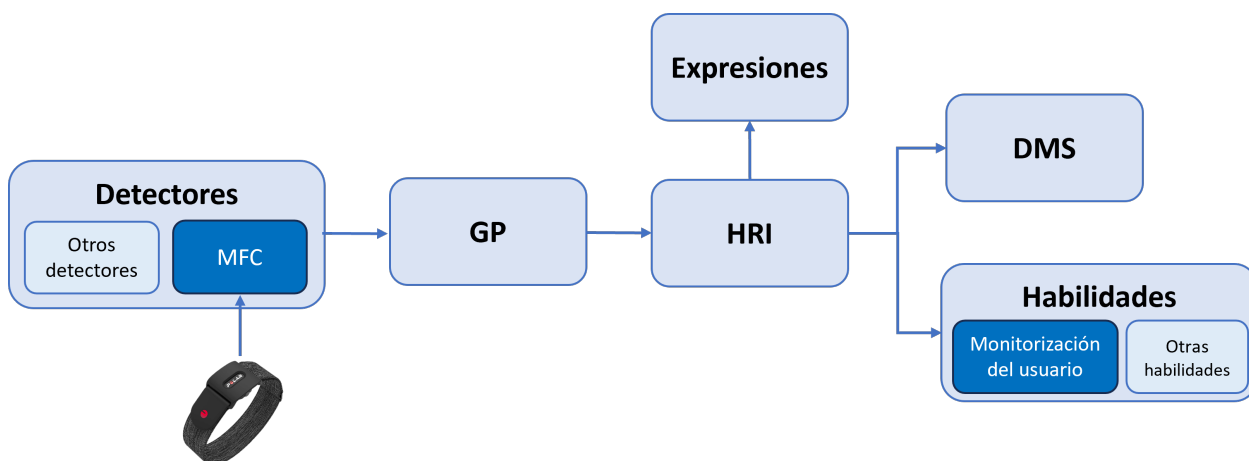


Figura 2: Módulos principales de la arquitectura software del robot social Mini, con el MFC y la habilidad de monitorización del usuario integrada. Se incluye

clips de vídeo, música, audiolibros y chistes. Además, el robot puede narrar noticias o informes meteorológicos. También puede realizar ejercicios de estimulación cognitiva dirigidos a áreas como la memoria, la atención, la planificación y la comprensión. En este trabajo, el robot integra una nueva habilidad que utiliza los datos provenientes del MFC y los interpreta para decidir si tiene que interactuar con el usuario porque se detecta una situación anormal, como se describe en la sección 5.

4. Monitor de frecuencia cardíaca

Esta sección describe la adquisición de la señal de FC desde el dispositivo PVS, abarcando tanto el proceso de adquisición como el procesamiento correspondiente para identificar el tipo de señal del usuario en tiempo real. Así, el Observador de la Frecuencia Cardíaca es el núcleo del sistema de detección de la FC. En las siguientes secciones se describe cómo se preprocesa la información proveniente del PVS para obtener señales PPG y su posterior procesamiento para lograr las estimaciones de la FC.

4.1. Medición de las señales de fotoplestismografía

En los últimos años, la fotoplestismografía (PPG) se ha hecho cada vez más popular, sobre todo en sistemas vestibles, debido a su comodidad y bajo costo. La PPG consiste en un método optoelectrónico preciso y no invasivo que detecta los cambios del volumen sanguíneo en los tejidos microvasculares mediante un sensor de luz infrarroja en contacto con la piel. Las señales PPG, con un componente de alterna pulsátil centrado en torno a 1Hz, están altamente correlacionadas con la actividad cardíaca, lo que las convierte en una valiosa fuente de información para estimar el funcionamiento cardiovascular (Allen, 2007).

La actividad de PPG puede medirse con el dispositivo PVS. Además, este dispositivo es compatible con aplicaciones de terceros que utilicen el protocolo de comunicación *Bluetooth Low Energy* (BLE). Sin embargo, en lugar de utilizar perfiles de atributos genéricos y estandarizados, el PVS define sus propios servicios y características. Al suscribirse a estos servicios, las

señales PPG en bruto y otras variables se pueden obtener del PVS (Polar Verity Sense, 2023).

En este trabajo se ha programado un módulo para gestionar la conexión y suscripción del robot a los servicios de información BLE proporcionados por el PVS, siguiendo el siguiente procedimiento para establecer la comunicación: por un lado, el PVS activa los sensores PPG, establece la conexión con estos y descubre el servicio PPG vía BLE. Por otro lado, el MFC, que se ejecuta en el robot, se suscribe al servicio PPG y descodifica la información enviada por el sensor PPG para su posterior reconstrucción y procesamiento de datos. Utilizando la Interfaz de Programación de Aplicaciones (API) proporcionada por el fabricante del dispositivo, los datos transmitidos por el PPG se decodifican en varios paquetes de datos hexadecimales. Estos datos son posteriormente analizados y delimitados para obtener la información de la trama (que contiene el tiempo de captura, la longitud de la trama, el tipo de trama, y la gestión de posibles errores, entre otros) (SDK for Polar Sensors, 2023). Finalmente, la información relativa a la señal PPG se extrae a través de los distintos paquetes de datos y se reconstruye utilizando las marcas temporales, tal y como se muestra en la Figura 3.

4.2. Procesamiento de las señales fotoplestismográficas

Una vez que se ha adquirido y reconstruido la señal de PPG, esta debe procesarse para extraer la FC en cada intervalo de tiempo. Las señales de PPG obtenidas a partir de dispositivos vestibles pueden verse afectadas por diversos problemas de ruido, lo que dificulta la interpretación precisa de los datos, especialmente en situaciones reales fuera del entorno de laboratorio. Algunos de estos problemas son el movimiento del usuario, que puede provocar artefactos en la señal de PPG, la interferencia del ruido eléctrico producida por otros campos eléctricos, y la luz ambiental, que impide que los sensores detecten con precisión los cambios en la absorción de luz por los vasos sanguíneos, entre otros.

Para corregir estos problemas, los datos de PPG requieren un análisis intensivo de la señal, que normalmente implica el filtrado adaptativo, la mejora de los picos y la detección de errores. En este trabajo, los datos de PPG sin procesar obtenidos del PVS (véase la figuras 3(a), (b) y (c)) se refinaron primero con

(a) Datos binarios sin procesar

```

...
\x01.\x5\xa6\xa2<\n\x80\xd5\xd7\xf9\x9aC\xfc\x0
c\x1d\xfd\x9e\x13\xf6\n)\xe5\xff\xcd\xb4\xf7\xde\x8b\
x0e\x4\xb7}\xff\xb1\xefN\xf9[t]\x9c\x1f\xfa\x10\x90\
x97\xae\xb3\xf5\xdf\x7f\x0e\xf9\x06\x94 ...
    
```

(b) Información hexadecimal decodificada

```

[... '0x1', '0x2e', '0x78', '0x68', '0xc5', '0xa6', '0xa2', '0x3c',
'0xa', '0x80', '0xd5', '0xd7', '0xf9', '0x9a', '0x43', '0xfc', '0xc',
'0x1d', '0xfd', '0x9e', '0x13', '0xf6', '0xa', '0x29', '0xe5', '0xff',
'0xcd', '0xb4', '0xf7', '0xde', '0x8b', '0xe', '0x78', '0xf4',
'0xb7', '0x47', '0x7d', '0x73', '0xff', '0xb1', '0xef', '0x4e',
'0xf9', '0x9', '0x5d', '0x9c', '0x1f', '0xfa', '0x10', '0x90',
'0x97', '0xae', '0xb3', '0xf5', '0xdf', '0x7f', '0xe', '0xf9', '0x6',
'0x94' ...]
    
```

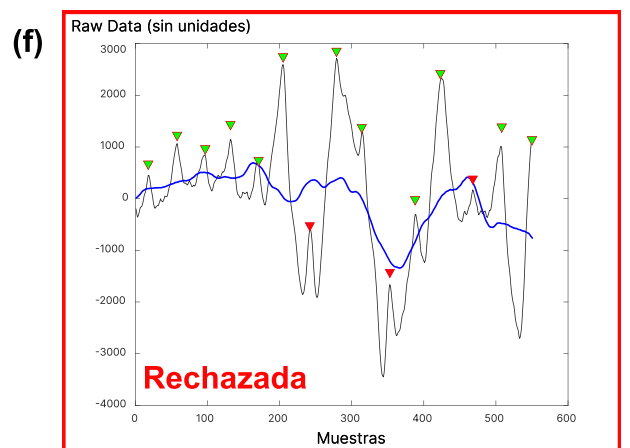
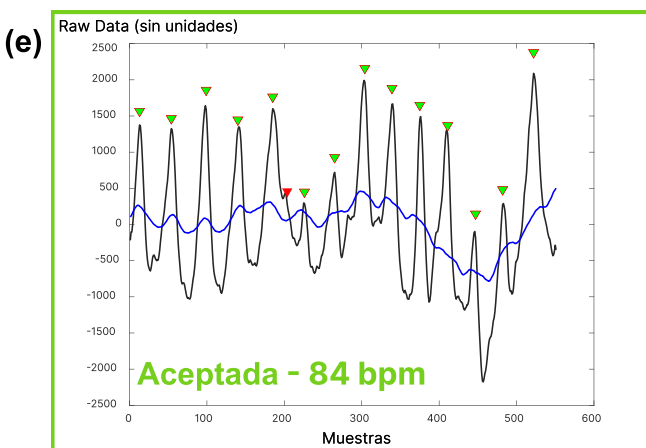
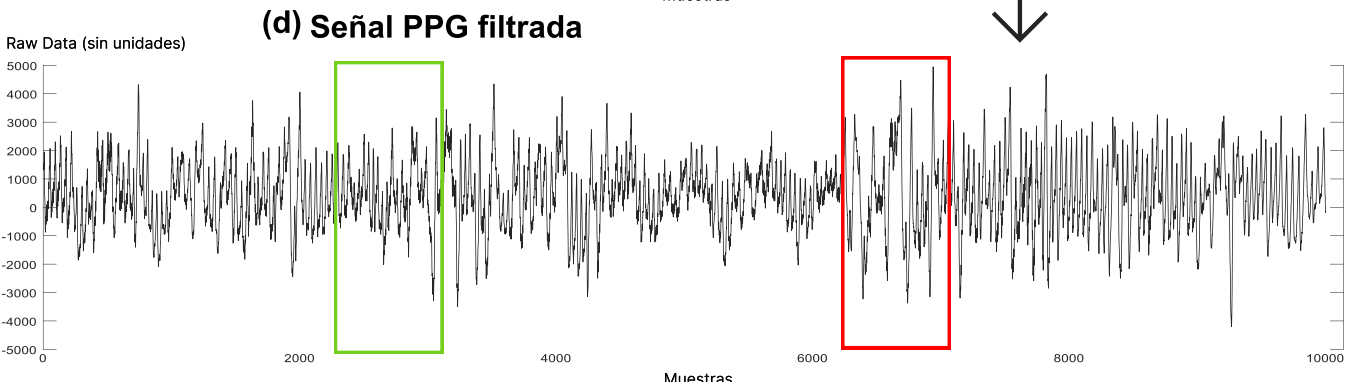
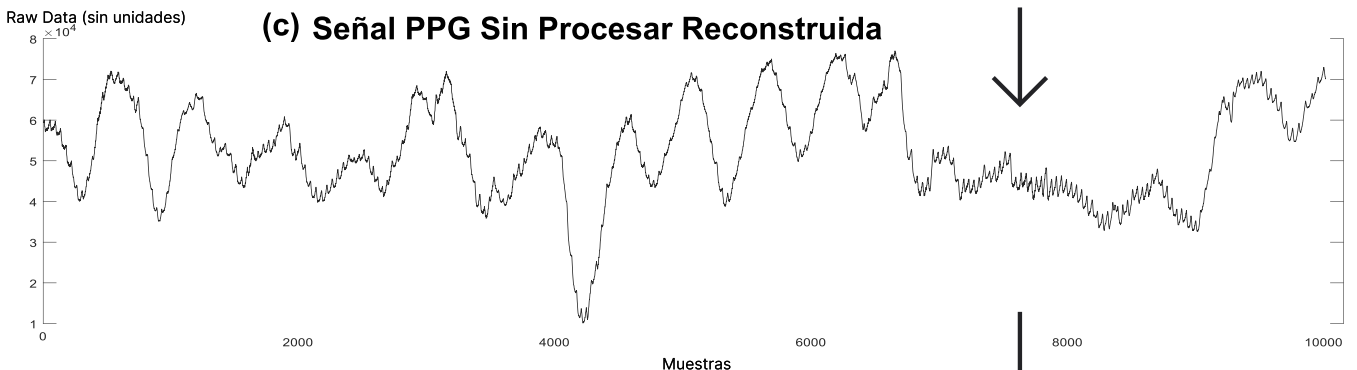


Figura 3: Bloques que componen el procesado de señales. (a) Datos binarios provenientes del dispositivo. (b) Información analizada y decodificada. (c) Representación de la señal PPG decodificada y sin procesar. (d) Representación de la señal PPG filtrada. (e) Ventana temporal aceptada con latidos válidos. (f) Ventana temporal rechazada, debido a una señal ruidosa.

un filtro adaptativo *Butterworth* para eliminar la línea de base, como se muestra en la Figura 3(d). Además, se aplicó un filtro de paso de banda de 0,5 Hz a 5 Hz para eliminar el ruido de alta frecuencia y los artefactos (Nilsson et al., 2003).

A continuación, la información de PPG se segmentó utilizando ventanas rectangulares deslizantes de 10 segundos con un solapamiento del 25 % entre ventanas consecutivas. Este solape permite capturar picos de la señal PPG que podrían estar cerca de los bordes de las ventanas, asegurando su detección en ventanas sucesivas. Además, la superposición mejora la continuidad de la señal y reduce el impacto del ruido y los artefactos, proporcionando una representación más robusta de la señal PPG Mao et al. (2021). Para realzar el tamaño de los picos de la señal, cada segmento de 10 segundos se normalizó con respecto a su valor máximo, permitiendo mitigar las variaciones en la amplitud de la señal PPG debidas a factores externos o cambios en las condiciones del sensor.

Después, para cada ventana, se calculó una estrategia de media móvil con un tamaño de muestra de 100, y los picos por encima de esa media se anotaron provisionalmente. Para reducir los falsos positivos, se tuvieron en cuenta ciertos criterios, como una distancia mínima entre los picos igual a la mitad de la frecuencia de muestreo y una prominencia mínima de los picos evaluados. Así, las señales se adquirieron a 55 Hz, lo cual es suficiente para captar las variaciones del PPG, ya que el ancho de banda típico del PPG está en el rango de 0.5 a 10 Hz. Por otro lado, la prominencia de un pico se definió como la amplitud del pico encontrado respecto al nivel de amplitud más bajo encontrado a ambos lados del mismo considerando un rango de 10 muestras a cada lado. Este criterio asegura que solo los picos significativos sean detectados, eliminando aquellos que no se destacan considerablemente sobre su entorno inmediato. Es importante señalar que los valores de amplitud de la señal PPG proporcionados por el PVS son datos en bruto ("raw data") y no tienen unidades de medida específicas asignadas, ya que dependen de la escala interna y los algoritmos de procesamiento del fabricante. Si no se cumplen estas condiciones, se descartan los picos propuestos. La Figura 3(e) muestra los picos encontrados en un segmento aleatorio de la señal, donde existe un pico que aunque supera el umbral de la media móvil, no cumple con el criterio de separación mínima con el pico anterior, ni tampoco con el criterio de prominencia. Por último, las pulsaciones por minuto (BPM) se calcularon como seis veces la suma de los picos no rechazados para esa ventana.

A pesar del filtrado y de los criterios de descarte, es frecuente encontrar artefactos que no pueden eliminarse. Estos artefactos suelen causar ondas aberrantes que provocan una mala detección de los picos de PPG. En el esquema propuesto, esto se traduce en un aumento de los picos rechazados debido a la alta variabilidad de la media móvil. Por lo tanto, para mitigar el impacto de estos artefactos y asegurar la precisión de las mediciones de la FC, se implementó un criterio de descarte de ventanas de análisis. Específicamente, si el 20 % o más de los picos detectados en una ventana son rechazados debido a la variabilidad, la medición de la FC para esa ventana se descarta. Este umbral se establece para asegurar que solo se consideren

ventanas con datos suficientemente limpios y confiables para el análisis. La Figura 3(f) muestra un ejemplo de descarte de ventana donde el 20 % de los picos de la ventana están por debajo del umbral de la media móvil.

4.3. Estimación de la frecuencia cardíaca

Según la Asociación Americana del Corazón, un rango típico de frecuencia cardíaca en reposo para adultos se sitúa entre 60 y 100 latidos por minuto (American Heart Association, 2018). Aunque este rango es sólo una aproximación y puede variar entre individuos, normalmente se considera una situación potencial de bradicardia cuando el corazón late menos de 50 latidos por minuto si el usuario no está en reposo. La bradicardia puede ser un problema grave si la frecuencia cardíaca es demasiado lenta y el corazón no puede bombear suficiente sangre rica en oxígeno al organismo. Si esto ocurre, los síntomas pueden incluir mareos, fatiga, debilidad y dificultad para respirar. Por otro lado, la taquicardia o taquiarritmia suele corresponder a frecuencias cardíacas superiores a 100 latidos por minuto sin ejercicio físico. Los síntomas más comunes son ansiedad, mareos o sensaciones de vértigo, falta de aire o dificultad para respirar y en algunas ocasiones, incluso pueden provocar desmayos y caídas. Se recomienda buscar ayuda médica si se experimenta dificultad para respirar, debilidad, mareos, aturdimiento, desmayos y dolor o molestias en el pecho³.

En este enfoque inicial, se establecen cinco categorías basadas en la frecuencia cardíaca. Cuando el procesamiento de la señal PPG proporciona datos válidos de PPM, la estimación de la frecuencia cardíaca traduce esta información en una categoría para el robot. La Tabla 1 muestra las categorías relacionadas con la frecuencia cardíaca que posteriormente se enviarán a la habilidad del robot.

Tabla 1: Estimación de la frecuencia cardíaca a partir de los valores del pulso.

Categoría	Rango de pulso (PPM)
Muy bajo	<50
Bajo	50-59
Norma	60-101
Alto	101-110
Muy alto	>110

El MFC envía dos tipos de mensajes, uno con el BPM actual (para permitir la monitorización continua de la FC) y otro con la categoría. Es importante señalar que el MFC sólo informa de los cambios de categoría, por lo que sólo se enviarán a la habilidad del robot notificaciones de los cambios, lo que garantiza que si el estado de una persona permanece constante, la habilidad no recibirá ninguna notificación nueva y asumirá que el estado anterior persiste. Además, para evitar posibles falsas alarmas cuando el pulso es demasiado alto o demasiado bajo, el MFC requiere tres lecturas de BPM similares consecutivas del módulo de procesamiento antes de enviar la información al resto de la arquitectura del robot.

³<https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/tachycardia/symptoms-causes/syc-20355127>

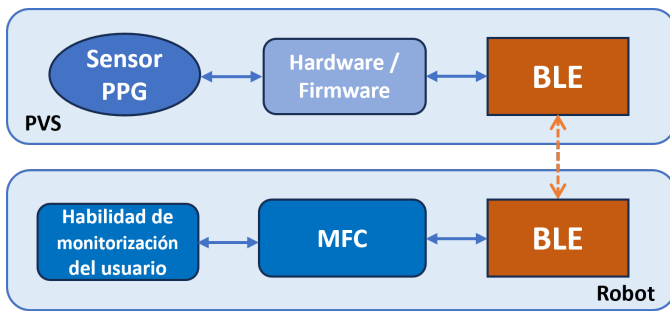


Figura 4: Diagrama de bloques que describe la captura de la información proveniente del dispositivo PVS (bloque superior) y la integración del MFC en el robot social (bloque inferior).

5. Integración en el robot social

Esta sección integra el módulo MFC, descrito en la sección 4, en la arquitectura software del robot Mini. La integración de este módulo proporciona la estimación de la frecuencia cardíaca del usuario mientras lleva el brazalete PVS. Además, se describe la implementación de una habilidad de monitorización del usuario integrada en el robot. Esta habilidad permite interpretar la información procesada y determinar la interacción con el usuario adecuada. Para ello, la habilidad analiza la información procedente del MFC y decide si es necesario interactuar con el usuario en caso de detectar situaciones anómalas. Además, si la situación se identifica como potencialmente peligrosa, se pueden emitir alertas a los familiares o cuidadores.

Como se describe en la Figura 4, las señales se capturan en el dispositivo PVS y se transmiten al robot mediante comunicación *Bluetooth* (bloques BLE en el diagrama). Esta comunicación se realiza en tres pasos: (i) el módulo BLE del robot detecta una conexión entrante desde el PVS; (ii) se establece la conexión, y el robot se suscribe al servicio PPG del PVS; y (iii) el componente BLE del robot captura los datos en bruto desde el PVS y los transmite al módulo MFC, que los analiza para estimar la frecuencia cardíaca del usuario, tal y como se describe en la sección 4. Con esta estimación, la habilidad de monitorización del usuario interpreta la información y determina la interacción robot-usuario más adecuada.

5.1. Habilidad para la monitorización del usuario

La habilidad desarrollada (habilidad de monitorización del usuario, en el diagrama) se encarga de almacenar e interpretar los datos proporcionados por el MFC. La clasificación recibida indica si la FC del usuario se encuentra dentro de un rango normal, alto, demasiado alto, bajo o demasiado bajo. Como muestra el diagrama de flujo de la Figura 5, el robot evalúa continuamente los valores de FC del usuario, tanto si éste realiza una actividad con el robot, como si el robot está inactivo. Con esta información, la habilidad realiza una serie de acciones en función de la clasificación obtenida.

Si el pulso del usuario se mantiene dentro del rango normal, el robot continuará su actividad o descansará. Si se detecta

una subida o bajada de la FC del usuario fuera del rango normal (alta o baja), aunque todavía no sea alarmante, el robot almacenará los valores de estimación del pulso para su posterior análisis. Además, si se detectan valores de FC anormales (muy altos o muy bajos), el robot detendrá la actividad en curso y, además de almacenar la estimación del pulso anormal, iniciará la interacción con el usuario para comprobar si padece alguno de los síntomas habituales, tal y como se describe en la sección 4.3. Para ello, Mini realizará una serie de preguntas, que pueden variar si el pulso es muy alto o muy bajo. Si el usuario responde al robot e indica que no sufre ninguno de los síntomas esperados, el robot no realizará ninguna acción (por ejemplo, el pulso podría ser anormalmente alto si el usuario ha realizado un esfuerzo físico o anormalmente bajo si está durmiendo). Alternativamente, si el usuario responde positivamente a alguna de las preguntas o no responde (esto podría ser un indicio de desmayo), el robot procederá a alertar a las personas de contacto por Telegram, tal y como se describe en la sección 6.1.

6. Interfaces de usuario

Se han desarrollado dos sistemas que permiten la interacción con la plataforma: un *bot* de Telegram y una interfaz web. Estos sistemas están dirigidos a cuidadores/familiares con el objetivo de que puedan recibir información importante relacionada con la salud de los usuarios monitorizados. Ambos tienen sus ventajas e inconvenientes; el *bot* de Telegram es limitado en su capacidad pero es una plataforma comúnmente conocida y no necesita procedimientos complejos para funcionar (solo requiere la instalación de la aplicación en un teléfono inteligente), mientras que la interfaz web ofrece una gran cantidad de información, gráficos, históricos y monitorización de múltiples usuarios. Sin embargo, es más compleja de manejar.

6.1. Interfaz de alertas

Se ha implementado un sistema de alertas sencillo, teniendo en cuenta las posibilidades que ofrece una plataforma de mensajería como Telegram. La elección de una plataforma común permite una rápida aceptación por parte de los usuarios (por ejemplo, familiares o cuidadores), ya que no necesitan instalar *software* específico y están familiarizados con su funcionalidad. En concreto, seleccionamos Telegram por su capacidad para permitir el desarrollo de aplicaciones de terceros que se ejecutan dentro de la aplicación de mensajería (*bots*⁴). La aplicación es ampliamente utilizada y fácil de usar; se espera que esto minimice la necesidad de formación de los cuidadores en futuras pruebas.

Dependiendo de cómo responda el usuario a las preguntas del robot tras detectar un valor de pulso anormal, el cuidador recibe un tipo de mensaje diferente. La Figura 6 muestra un ejemplo de conversación con el contacto de emergencia. Esta conversación contiene mensajes sobre el estado de la frecuencia cardíaca del usuario y las respuestas que el usuario proporcionó al robot en la ronda de preguntas. Junto con el mensaje de advertencia, aparecen dos botones en la pantalla para que el cuidador pueda interactuar con el robot, indicando cómo proceder.

⁴<https://core.telegram.org/bots>

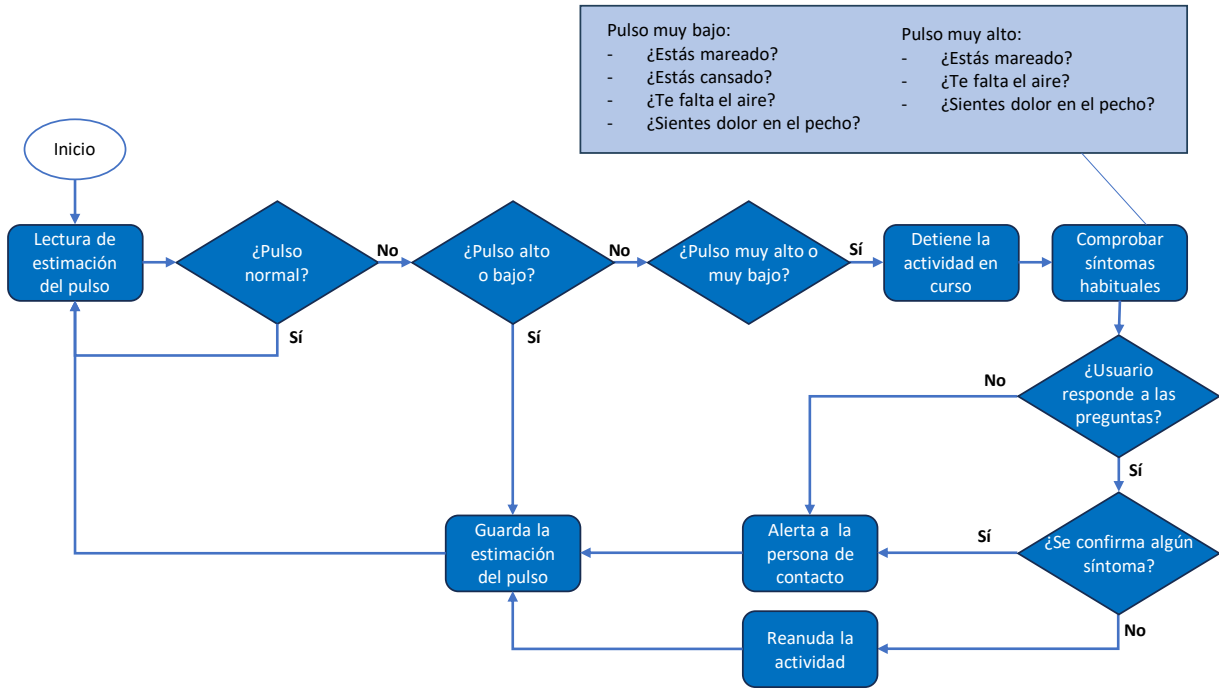


Figura 5: Diagrama de bloques de la habilidad de monitorización del usuario.

Pulsando el botón “Try to contact the user again”, el robot repite las preguntas al usuario para actualizar la información. Esta opción puede ser útil si el usuario no respondió previamente. Con el segundo botón, “Dismiss”, el robot simplemente seguirá guardando los valores del pulso.

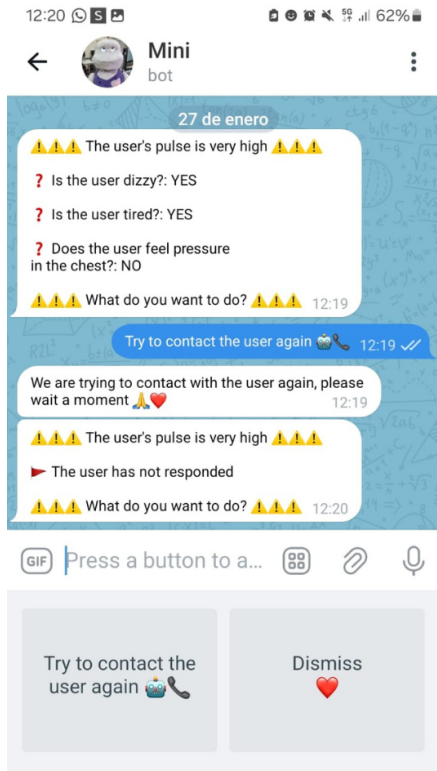


Figura 6: Ejemplo de interfaz de Telegram de alerta a la persona de contacto.

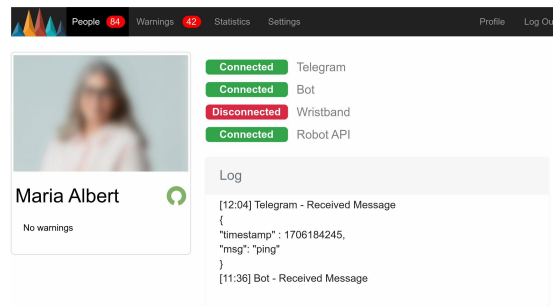
6.2. Interfaces web para los cuidadores

El uso de la aplicación Telegram puede facilitar la comunicación con los cuidadores, permitiendo consultar información básica y proporcionando una interacción sencilla. Por otro lado, una interfaz web dedicada y adaptada a los cuidadores proporciona herramientas completas, personalizables y seguras para monitorizar, analizar y gestionar los datos de salud de los usuarios. Sus características especializadas, su diseño intuitivo y su enfoque en las métricas de salud la convierten en una buena opción para apoyar a los cuidadores en sus funciones vitales Martínez-Martin and Costa (2021).

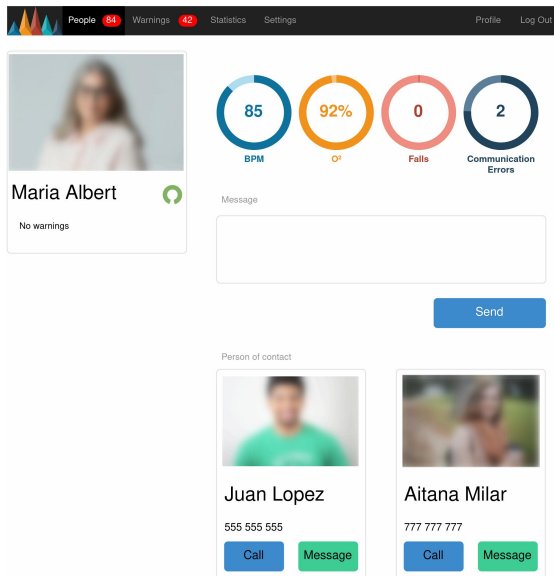
Los cuidadores (formales o no) suelen necesitar información más detallada, así como una forma de visualizar el historial de los usuarios de un vistazo, sin tener que buscar entre varios mensajes. La interfaz desarrollada permite una representación exhaustiva de los datos, mostrando gráficos, tablas y visualizaciones que pueden presentar tendencias, patrones y cambios en los parámetros de salud del usuario (por ejemplo, FC y PPG). Por lo tanto, los cuidadores, que a menudo gestionan múltiples tareas, se pueden beneficiar de un diseño fácil de usar que está específicamente diseñado para el seguimiento de las métricas de salud.

La interfaz web puede personalizarse para mostrar información específica relevante a las necesidades de cada usuario, lo que permite a los cuidadores centrarse en los datos pertinentes sin rebuscar entre detalles innecesarios, como se ve en la Figura 7(b). Más concretamente, los cuidadores pueden acceder a datos históricos detallados, tendencias y datos comparativos relacionados con la salud del usuario, lo que facilita las estrategias de atención personalizada y la toma de decisiones.

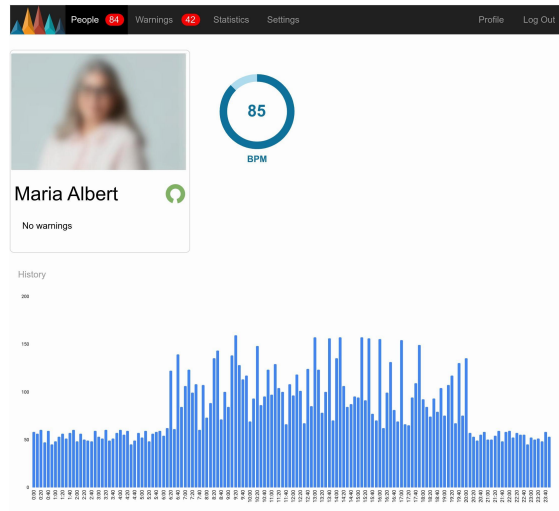
Además, la interfaz permite la monitorización continua y en tiempo real de las métricas de salud, proporcionando alertas o notificaciones inmediatas en caso de lecturas anómalas. Es-



(a) Página de estado de la interfaz del cuidador.



(b) Interfaz web del cuidador.



(c) Interfaz web mostrando información detallada de las PPM.

Figura 7: Interfaces web para los cuidadores.

to permite un análisis más profundo de las tendencias y patrones a lo largo del tiempo, fomentando una mejor comprensión de las condiciones de salud del usuario y las respuestas a los tratamientos o intervenciones. Además, los cuidadores pueden contactar directamente con otros cuidadores o familiares directamente desde la interfaz.

Al ser una entidad independiente del robot Mini y no estar estrechamente vinculada a él, la plataforma puede introducir nuevas mejoras para dar cabida a los datos procedentes de diversas fuentes (por ejemplo, dispositivos portátiles, dispositivos médicos) en una plataforma centralizada, ofreciendo una visión holística de la salud del usuario. Funciones como la introducción de datos, la toma de notas y los ajustes personalizables se integran más fácilmente en una interfaz de este tipo, lo que permite a los cuidadores introducir información, actualizar registros y realizar un seguimiento de los progresos de forma más eficiente.

La arquitectura de la interfaz web para cuidadores, teniendo en cuenta el caso de uso específico de monitorización de métricas de salud, consiste principalmente en un modelo cliente-servidor que utiliza procedimientos RESTful para recuperar y procesar datos y mostrar información. Por razones de simplicidad, se utilizó Django, una conocida plataforma de desarrollo web. Esta elección se hizo debido al rápido desarrollo, fácil despliegue y cantidad de plugins y soporte disponibles. Se añadie-

ron las librerías Celery y DRF para ampliar las características principales, en este caso, la conexión con servicios de terceros y una API RESTful que facilita el intercambio de datos, permitiendo a servicios externos recuperar o actualizar métricas de salud. Además, se dispone de una interfaz para la depuración, donde todos los servicios disponibles para cada usuario muestran su estado (ver Figura 7(a)).

Los componentes de la interfaz de usuario se han desarrollado usando renderización de contenido dinámico (utilizando plantillas y bibliotecas de gráficos especializadas, por ejemplo, D3.js) que muestran al usuario visualizaciones de las métricas de salud a lo largo del tiempo a partir de los datos dinámicos obtenidos del backend. Se pueden utilizar varios tipos de visualizaciones, como gráficos de líneas o representaciones en forma de onda, como se ve en la Figura 7(c). Cabe señalar que, debido al aumento del uso de dispositivos móviles, la interfaz está diseñada para ser adaptable, asegurando una experiencia consistente y fácil de usar a través de diversos dispositivos, incluyendo ordenadores de sobremesa, tabletas y teléfonos inteligentes.

Por último, la arquitectura de la interfaz web garantiza una gestión eficiente de los datos, actualizaciones en tiempo real y un entorno seguro para que los cuidadores supervisen e interactúen con las métricas de salud, proporcionando una herramienta completa y útil.

7. Conclusiones y líneas futuras

El envejecimiento de la población mundial ha provocado que cada vez más personas mayores vivan solas, lo que se traduce en una mayor vulnerabilidad social y consecuencias negativas para la salud. Una posible solución para paliar estos problemas es el uso de robots sociales con funciones de monitorización, entretenimiento y compañía. Estos robots pueden monitorizar de forma no invasiva señales fisiológicas como la frecuencia cardíaca, mejorando la calidad de vida y la independencia. El dispositivo PVS ha sido validado para la monitorización de la frecuencia cardíaca, y puede detectar anomalías cardiovasculares utilizando señales PPG.

Este trabajo ha presentado cómo un robot social puede leer los datos de un dispositivo PVS para monitorizar el pulso en tiempo real, procesar y clasificar las señales PPG para identificar posibles problemas de salud. Esta solución podría abordar la vulnerabilidad social de las personas mayores que viven solas y mejorar su salud. Es necesario seguir investigando para validar su eficacia y ampliarla a otras señales y sensores fisiológicos con el fin de mejorar la calidad de vida y la independencia de las personas mayores.

El sistema propuesto procesa y categoriza con precisión las señales PPG para detectar posibles anomalías, mientras el robot interactúa con el usuario para evaluar su bienestar basándose en sus ritmos cardiovasculares. Nos hemos centrado en la comunicación humana, creando dos tipos de interfaces para las personas que cuidan de los usuarios: familiares y cuidadores. Por un lado, hemos implementado un mecanismo de alerta a los cuidadores o familiares a través de una aplicación de mensajería fácil de usar y, por otro lado, los cuidadores disponen de plataforma en línea.

En futuros trabajos, las capacidades de monitorización se ampliarán incorporando otros sensores vestibles que monitoricen métricas como la presión sanguínea, la frecuencia respiratoria y la temperatura corporal. Además, la implementación de algoritmos adaptativos de aprendizaje automático perfeccionará y personalizará las respuestas y recomendaciones robóticas, adaptándolas a las preferencias, requisitos e historial médico de cada usuario. Aunque este artículo se centra principalmente en la descripción de la arquitectura, se llevarán a cabo nuevos estudios con personas mayores y sus cuidadores para evaluar tanto el rendimiento del sistema como la aceptabilidad de las interfaces desarrolladas.

Además, se propone también el desarrollo de un enfoque personalizado para la monitorización de la FC. Este enfoque incluiría la creación de una línea base individualizada a través de un periodo de observación prolongado, idealmente de al menos una semana, durante el cual se registrarían tanto la FC como las actividades diarias del paciente. Este proceso permitiría capturar una variabilidad representativa y establecer rangos normales específicos para cada individuo. La implementación de técnicas de aprendizaje automático podría facilitar la adaptación continua de estos rangos, mejorando la precisión en la detección de anomalías cardíacas.

8. Agradecimientos

La investigación que ha conducido a estos resultados ha recibido financiación de los proyectos: PID2021-123941OA-I00,

PID2021-128525OB-I00, PID2022-140345OB-I00, TED2021-132079B-I00 and TED2021-130935B-I00 financiado por la Agencia Estatal de Investigación (AEI), y el Ministerio de Ciencia e Innovación. Además, este trabajo ha sido financiado por la Generalitat Valenciana CIGE/ 2021/136, Regional Development and “NextGenerationEU”/PRTR, SBPLY/21/180501/000186 from Junta de Comunidades de Castilla-La Mancha.

Referencias

- Adams, M. A., Hurley, J. C., Todd, M., Bhuiyan, N., Jarrett, C. L., Tucker, W. J., Hollingshead, K. E., Angadi, S. S., Mar. 2017. Adaptive goal setting and financial incentives: a 2 × 2 factorial randomized controlled trial to increase adults' physical activity. *BMC Public Health* 17 (1). DOI: 10.1186/s12889-017-4197-8
- Allen, J., 2007. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement* 28 (3), R1-R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
- American Heart Association, 2018. All about heart rate (pulse). <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure/the-facts-about-high-blood-pressure/all-about-heart-rate-pulse>, visited on 28 January 2024.
- Asl, A. M., Toribio-Guzmán, J. M., Van Der Roest, H., Castro-González, Á., Malfaz, M., Salichs, M. A., Martin, M. F., 2022. The usability and feasibility validation of the social robot mini in people with dementia and mild cognitive impairment; a study protocol. *BMC psychiatry* 22 (1), 760.
- Barnes, M., Henwood, F., Smith, N., 2014. Information and care: A relational approach. *Dementia* 15 (4), 510-525. DOI: 10.1177/1471301214527750
- Blond, K., Brinkløv, C. F., Ried-Larsen, M., Crippa, A., Grøntved, A., Aug. 2019. Association of high amounts of physical activity with mortality risk: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine* 54 (20), 1195-1201. DOI: 10.1136/bjsports-2018-100393
- Borgundvaag, E., Janssen, I., Jan. 2017. Objectively measured physical activity and mortality risk among american adults. *American Journal of Preventive Medicine* 52 (1), e25-e31. DOI: 10.1016/j.amepre.2016.09.017
- Broekens, J., Heerink, M., Rosendal, H., 4 2009. Assistive social robots in elderly care: a review. *Gerontechnology* 8, 94-103. DOI: 10.4017/GT.2009.08.02.002.00
- Dohrn, I.-M., Sjöström, M., Kwak, L., Oja, P., Hagströmer, M., Jul. 2018. Accelerometer-measured sedentary time and physical activity—a 15 year follow-up of mortality in a swedish population-based cohort. *Journal of Science and Medicine in Sport* 21 (7), 702-707. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.10.035
- D'Onofrio, G., Fiorini, L., Sorrentino, A., Russo, S., Ciccone, F., Giuliani, F., Sancarolo, D., Cavallo, F., Apr. 2022. Emotion recognizing by a robotic solution initiative (emotive project). *Sensors* 22 (8), 2861. DOI: 10.3390/s22082861
- Fernández-Rodicio, E., Castro-González, Á., Alonso-Martín, F., Maroto-Gómez, M., Salichs, M. Á., 2020. Modelling multimodal dialogues for social robots using communicative acts. *Sensors* 20 (12), 3440.
- Fernández-Rodicio, E., Maroto-Gómez, M., Castro-González, Á., Malfaz, M., Salichs, M. Á., 2022. Emotion and mood blending in embodied artificial agents: Expressing affective states in the mini social robot. *International Journal of Social Robotics* 14 (8), 1841-1864.
- Finkelstein, E. A., Haaland, B. A., Bilger, M., Sahasranaman, A., Sloan, R. A., Nang, E. E. K., Evenson, K. R., Dec. 2016. Effectiveness of activity trackers with and without incentives to increase physical activity (trippa): a randomised controlled trial. *The Lancet Diabetes & Endocrinology* 4 (12), 983-995. DOI: 10.1016/s2213-8587(16)30284-4
- Gamboa-Montero, J. J., Alonso-Martín, F., Castillo, J. C., Malfaz, M., Salichs, M. A., 2020. Detecting, locating and recognising human touches in social robots with contact microphones. *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 92, 103670.
- Gil, D., Carrier, B., Fullmer, W., Cruz, K., Aguilar, C. D., Davis, D. W., De-Beliso, M., 2021. Validity of average heart rate and energy expenditure in polar oh1 and verity sense while self-paced running. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*.

- Gremaud, A. L., Carr, L. J., Simmering, J. E., Evans, N. J., Cremer, J. F., Segre, A. M., Polgreen, L. A., Polgreen, P. M., Jul. 2018. Gamifying accelerometer use increases physical activity levels of sedentary office workers. *Journal of the American Heart Association* 7 (13).
DOI: 10.1161/jaha.117.007735
- Hu, X. Y., Qian, C., Peng, X. D., Zhang, X. M., Huang, C. Q., 1 2012. Living arrangements and risk for late life depression: a meta-analysis of published literature. *International journal of psychiatry in medicine* 43, 19–34.
URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22641928/>
DOI: 10.2190/PM.43.1.B
- Hussein, T., Chauhan, P. K., Dalmer, N. K., Rudzicz, F., Boger, J., 2020. Exploring interface design to support caregivers' needs and feelings of trust in online content. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* 7.
DOI: 10.1177/2055668320968482
- Johnson, J. A., Finn, K., 2017. *Designing User Interfaces for an Aging Population: Towards Universal Design*. Elsevier.
DOI: 10.1016/C2015-0-01451-4
- Kim, M., Kim, J., Park, K., Kim, H., Yoon, D., 2021. Comparison of wristband type devices to measure heart rate variability for mental stress assessment. In: 2021 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC). IEEE, Jeju Island, Korea, pp. 766–768.
- Kojima, G., Taniguchi, Y., Kitamura, A., Fujiwara, Y., 5 2020. Is living alone a risk factor of frailty? a systematic review and meta-analysis. *Ageing research reviews* 59.
URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32173535/>
DOI: 10.1016/J.ARR.2020.101048
- LaMonte, M. J., Buchner, D. M., Rillamas-Sun, E., Di, C., Evenson, K. R., Belletiere, J., Lewis, C. E., Lee, I., Tinker, L. F., Seguin, R., Zaslowsky, O., Eaton, C. B., Stefanick, M. L., LaCroix, A. Z., Nov. 2017. Accelerometer-measured physical activity and mortality in women aged 63 to 99. *Journal of the American Geriatrics Society* 66 (5), 886–894.
DOI: 10.1111/jgs.15201
- Lee, I.-M., Shiroma, E. J., Evenson, K. R., Kamada, M., LaCroix, A. Z., Buring, J. E., Jan. 2018. Accelerometer-measured physical activity and sedentary behavior in relation to all-cause mortality: The women's health study. *Circulation* 137 (2), 203–205.
DOI: 10.1161/circulationaha.117.031300
- Mahmoudi Asl, A., Kouters, S., Castro-González, Á., Van der Roest, H., Franco Martin, M., Dröes, R.-M., 2023. Potential facilitators of and barriers to implementing the mini robot in community-based meeting centers for people with dementia and their carers in the netherlands and spain: Explorative qualitative study. *Journal of medical Internet research* 25, e44125.
- Mao, R., Tweardy, M., Wegerich, S. W., Goergen, C. J., Wodicka, G. R., Zhu, F., 2021. Motion artifact reduction in photoplethysmography for reliable signal selection. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- Maroto-Gómez, M., Castro-González, Á., Castillo, J. C., Malfaz, M., Salichs, M. A., 2018. A bio-inspired motivational decision making system for social robots based on the perception of the user. *Sensors* 18 (8), 2691.
- Maroto-Gómez, M., Castro-González, Á., Castillo, J. C., Malfaz, M., Salichs, M. A., 2023. An adaptive decision-making system supported on user preference predictions for human-robot interactive communication. *User Modeling and User-Adapted Interaction* 33 (2), 359–403.
- Marques-Villarroya, S., Castillo, J. C., Fernández-Rodicio, E., Salichs, M. A., 2024. A bio-inspired exogenous attention-based architecture for social robots. *Expert Systems with Applications* 249, 123623.
- Martin, S. S., Feldman, D. I., Blumenthal, R. S., Jones, S. R., Post, W. S., McKibben, R. A., Michos, E. D., Ndumele, C. E., Ratchford, E. V., Coresh, J., Blaha, M. J., Oct. 2015. mactive: A randomized clinical trial of an automated mhealth intervention for physical activity promotion. *Journal of the American Heart Association* 4 (11).
DOI: 10.1161/jaha.115.002239
- Martinez-Martin, E., Costa, A., 2021. Assistive technology for elderly care: An overview. *IEEE Access* 9, 92420–92430.
DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3092407
- Martinez-Rodrigo, A., Castillo, J., Carrasco-Martínez, S., Padovano, D., Costa, A., 2023. Intelligent heart rate monitoring from a social robot. In: *Ambient Intelligence – Software and Applications – 14th International Symposium on Ambient Intelligence. ISAmI 2023. Lecture Notes in Networks and Systems*. Vol. 770. Springer, Cham.
- Nilsson, L., Goscinski, T., Kalman, S., Lindberg, L. G., Johansson, A., 2003. Filtering of non-invasive finger arterial photoplethysmogram signals. *Medical & Biological Engineering & Computing* 41 (2), 142–147.
- Park, H. W., Singh, N., Ostrowski, A., Breazeal, C., Breazeal, C. L., Ostrowski, A. K., 2019. Designing social robots for older adults. *Natl. Acad. Eng. Bridge*, 49, 22–31.
- Patel, M. S., Benjamin, E. J., Volpp, K. G., Fox, C. S., Small, D. S., Massaro, J. M., Lee, J. J., Hilbert, V., Valentino, M., Taylor, D. H., Manders, E. S., Mutalik, K., Zhu, J., Wang, W., Murabito, J. M., Nov. 2017. Effect of a game-based intervention designed to enhance social incentives to increase physical activity among families: The be fit randomized clinical trial. *JAMA Internal Medicine* 177 (11), 1586.
DOI: 10.1001/jamainternmed.2017.3458
- Peterson, K., Hahn, H., Lee, A. J., Madison, C. A., Atri, A., 2016. In the information age, do dementia caregivers get the information they need? semi-structured interviews to determine informal caregivers' education needs, barriers, and preferences. *BMC Geriatrics* 16 (1).
DOI: 10.1186/s12877-016-0338-7
- Polar Verity Sense, 2023. <https://www.polar.com/en/products/accessories/polar-verity-sense>, visited on 28 January 2024.
- Quigley, M., Conley, K., Gerkey, B., Faust, J., Foote, T., Leibs, J., Ng, A. Y., May 2009. ROS: An open-source Robot Operating System. In: *ICRA workshop on open source software*. Vol. 3. p. 5.
- Rashidi, P., Mihailidis, A., 2013. A survey on ambient-assisted living tools for older adults. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 17, 579–590.
DOI: 10.1109/JBHI.2012.2234129
- Salichs, M. A., Castro-González, Á., Salichs, E., Fernández-Rodicio, E., Maroto-Gómez, M., Gamboa-Montero, J. J., Marques-Villarroya, S., Castillo, J. C., Alonso-Martín, F., Malfaz, M., 2020. Mini: A new social robot for the elderly. *International Journal of Social Robotics*, 1–19.
- Sanchez-Rocamora, A., Martinez-Martin, E., Costa, A., Dec 2022. A low-cost ar application to control arm prosthesis. *Virtual Reality* 27 (4), 3469–3483.
DOI: 10.1007/s10055-022-00741-4
- SDK for Polar Sensors, 2023. <https://github.com/polarofficial/polar-ble-sdk>, visited on 28 January 2024.
- Shiota, M. N., Neufeld, S. L., Yeung, W. H., Moser, S. E., Perea, E. F., 2011. Feeling good: Autonomic nervous system responding in five positive emotions. *Emotion* 11 (6), 1368–1378.
DOI: 10.1037/a0024278
- Thayer, J. F., Lane, R. D., 2 2007. The role of vagal function in the risk for cardiovascular disease and mortality. *Biological psychology* 74, 224–242.
URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17182165/>
DOI: 10.1016/J.BIOPSYCHO.2005.11.013
- Tobis, S., Piasek, J., Cylkowska-Nowak, M., Suwalska, A., Feb. 2022. Robots in eldercare: How does a real-world interaction with the machine influence the perceptions of older people? *Sensors* 22 (5), 1717.
DOI: 10.3390/s22051717
- World Health Organization, 2023. Ageing and health. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>, visited on 28 January 2024.