

Detección de apneas en recién nacidos utilizando una IMU abdominal

Ricci, M.^a, Vicente, J.M.^b, Romero-Ante, J.D.^b, Esteve-Sala, V.^b, Garcia-Aracil, N.^b, Cordella, F.^a, Sabater-Navarro, J.M.^{b,*}

^aFacultad de Ingeniería, Univesidad Campus Bio-Médico, Roma, Italia.

^bInstituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, Elche, España.

To cite this article: Ricci, M., Vicente, J.M., Romero-Ante, J.D., Esteve-Sala, V., Garcia-Aracil, N., Cordella, F., Sabater-Navarro, J.M. 2023. Apnea detection in newborns using an abdominal IMU. XLIV Jornadas de Automática, 99-104. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.099>

Resumen

En los últimos años, ha habido un aumento en los casos de colapso postnatal repentino en lactantes aparentemente sanos durante las primeras 24 horas de vida. Actualmente, los sistemas de monitoreo existentes no son capaces de detectar situaciones de apnea. En este trabajo, se propone un sistema que incluye un dispositivo electrónico para monitorear el movimiento abdominal generado por la respiración en recién nacidos y, una interfaz de usuario para el seguimiento de información. Se llevaron a cabo pruebas experimentales para validar el funcionamiento del sistema, tanto en posición supina como prona, así como en situaciones que involucraron el contacto entre la madre y el recién nacido. En general, los resultados obtenidos respaldan la viabilidad de utilizar dispositivos electrónicos de contacto directo como una alternativa prometedora para mejorar la detección de la respiración y la identificación de situaciones de apnea.

Palabras clave: Apnea, colapso postnatal repentino, IMU, recién nacido, respiración, monitorización.

Apnea detection in newborns using an abdominal IMU

Abstract

In recent years, there has been an increase in cases of sudden postnatal collapse in apparently healthy newborns within the first 24 hours of life. Currently, existing monitoring systems are unable to detect apnea situations. In this study, a system is proposed that includes an electronic device to monitor the abdominal movement generated by respiration in newborns, along with a user interface for information tracking. Experimental tests were conducted to validate the system's performance in both supine and prone positions, as well as in situations involving mother-infant contact. Overall, the results support the feasibility of using direct contact electronic devices as a promising alternative to improve the detection of respiration and identify apnea situations.

Keywords: Apnea, sudden postnatal collapse, IMU, newborn, respiration, monitoring.

1. Introducción

El colapso postnatal repentino e inesperado (SUPC) se manifiesta dentro de los primeros días de vida humana. Una de las razones atribuidas a este fenómeno es la falta de seguimiento médico durante las primeras horas de vida, dejando el cuidado de los recién nacidos exclusivamente a los padres (Herlenius and Kuhn, 2013). Generalmente, la monitorización se realiza mediante oxímetros de pulso, los cuales no pueden identificar la presencia de apnea, definida como una pausa en la respira-

ción de al menos 10 segundos. Las inestabilidades patológicas asociadas al patrón de respiración proporcionan información relevante sobre el estado cardiorrespiratorio, permitiendo identificar situaciones críticas y la condición de apnea. Existen diferentes métodos que hacen posible estudiar este tipo de incidencias, no obstante, la mayoría se centran en medir la respiración en los pulmones y no en la zona abdominal, siendo esta región sobre la que se manifiesta la respiración en los bebés. En adultos se usan espirómetros y pletismógrafos, que consisten en el uso de mascarillas o estructuras exteriores, sin embargo, éstas

*Autor para correspondencia: j.sabater@umh.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

difícilmente se pueden adaptar a los recién nacidos, ya que, entre otras cosas, limitan la movilidad y aumentan notablemente la dificultad respiratoria.

El uso de la tecnología en la atención pediátrica ha aumentado a lo largo de los años; los dispositivos conocidos como wearables, se destacan por ser portátiles y, en este caso, permiten reducir la invasividad y el riesgo de daño en los tejidos de la piel. Baby-Guard es una banda pectoral para monitorizar la respiración en recién nacidos, ésta implementa un sistema de sensores de presión que capta la compresión abdominal (Cay et al., 2021). Por otra parte, el parche torácico BioZ, se basa en sensores de bioimpedancia que miden el cambio de impedancia debido a la respiración y el movimiento abdominal. (Qiu et al., 2022). Otra alternativa son los sistemas de monitorización respiratoria basados en Kinect, que utilizan una cámara RGB-D para estimar la frecuencia respiratoria de los sujetos a partir de los movimientos del pecho, midiendo la variación de distancia hasta la región torácica durante la respiración; en este caso, para medir la frecuencia respiratoria humana, se debe identificar a la persona a través de un proceso de calibración, el cual reconoce distintas partes del cuerpo de la persona asociando a cada una de ellas un punto correspondiente a una articulación. (Gleichauf et al., 2020).



Figura 1: Esquema general del trabajo.

Las bandas pectorales y el uso de cámaras aplicado a la monitorización de la respiración ha significado un avance a nivel de investigación, sin embargo, se requiere de tecnologías más robustas que aseguren, en especial, un alto nivel de confortabilidad, teniendo en cuenta su uso en recién nacidos. En este artículo se presenta el desarrollo de un sistema electrónico diseñado para monitorizar la respiración a nivel abdominal, que integra una interfaz gráfica de usuario (GUI) para la visualización de los datos referentes al movimiento y alertar en el caso de posibles situaciones de apnea. La siguiente Figura 1 representa un esquema simplificado del objetivo general de este trabajo.

2. Materiales y métodos

En esta sección se presenta la metodología utilizada para la realización de esta investigación. Se inicia por mostrar el desarrollo del dispositivo electrónico para la monitorización de la respiración. Posteriormente, se detalla el tratamiento de los datos obtenidos para la identificación de episodios de apnea y, finalmente, la interfaz gráfica del sistema.

2.1. Dispositivo de monitorización

La respiración en los primeros años de vida del ser humano se manifiesta mediante un movimiento en la zona ab-

dominal. En este trabajo, se emplea una unidad de medición inercial (IMU). En particular, se ha seleccionado el dispositivo ICM20948, el cual integra un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, todos ellos de 3 ejes. Esto posibilita la obtención de mediciones precisas de aceleración lineal, velocidad angular y orientación magnética. Para la monitorización del movimiento abdominal se han utilizado los datos de aceleración captados en los ejes X, Y, Z.

El dispositivo de monitorización incluye tanto la unidad de medida como un microcontrolador encargado de gestionar la adquisición de las medidas, junto con otros componentes necesarios para asegurar un correcto funcionamiento. En este caso, se ha decidido utilizar el microcontrolador ESP32-WROOM32E, que entre sus características permite la comunicación a través de I^2C , lo que facilita la captura de los datos. Adicionalmente, dispone de una antena que posibilita la transmisión de los datos vía Bluetooth hacia un ordenador. Esto resulta especialmente útil, ya que se utiliza una interfaz gráfica de usuario (GUI) para facilitar la visualización de la información del sistema.

La Figura 2 muestra un primer prototipo del dispositivo de medida, éste se compone de un módulo de desarrollo que integra el microcontrolador ESP 32-WROOM32E, y una placa de circuito impreso (PCB), diseñada en el software de Eagle, la cual incorpora la ICM20948 y el circuito de acondicionamiento.

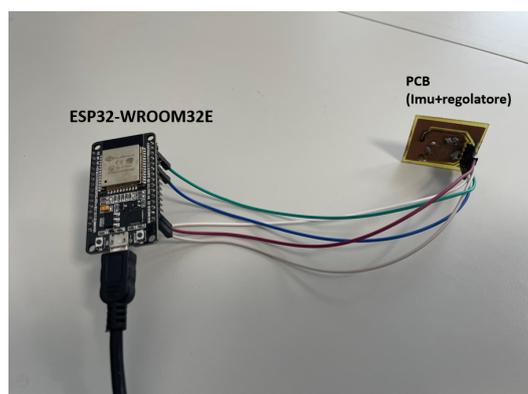


Figura 2: Módulo de desarrollo ESP 32 y PCB con IMU conectados de forma cableada.

2.2. Procesamiento de datos

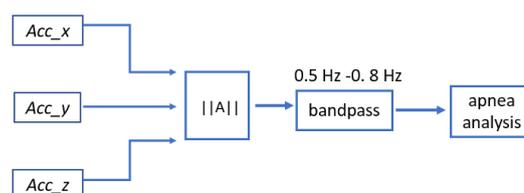


Figura 3: Diagrama de bloques de extracción y procesamiento de datos.

El procesamiento de los datos permite extraer las componentes de aceleración lineal en los tres ejes de medida (X, Y,

Z). Para ello, se aplicó un filtro pasabanda que limita la banda de frecuencias a un rango específico correspondiente a las frecuencias respiratorias de los recién nacidos, este rango se estableció entre 0.5 y 0.9 Hz. Mediante este procedimiento, se logra separar la señal de respiración y eliminar la componente de aceleración gravitatoria, la cual se identifica como una frecuencia continua. El diagrama de la Figura 3 resume el proceso de separación de los datos. Asimismo, se empleó un filtro de media móvil para eliminar picos en las señales, facilitando así la identificación de episodios de apnea.

2.3. Condición de apnea

La detección de la condición de apnea se basa en el análisis del módulo de la aceleración lineal derivada de los tres ejes de movimiento. De manera experimental, se determinó un umbral de variación de 0.05 m/s^2 , es decir, si durante al menos 10 segundos seguidos el módulo de aceleración no sobrepasa este límite de variación, se indica la posibilidad de que se esté produciendo un episodio de apnea.

2.4. Interfaz gráfica de usuario

Para concluir la etapa de adquisición de datos, se ha desarrollado una aplicación que facilita la transferencia de información desde el microcontrolador hacia el ordenador encargado de la gestión y visualización. El programa ha sido implementado utilizando el lenguaje de programación Python. En la Figura 4 se muestra la interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada para el sistema. Esta interfaz muestra en tiempo real la variación de las componentes de aceleración correspondientes a los tres ejes, y también presenta un mensaje de alarma para alertar sobre la presencia de un episodio de apnea, de acuerdo con la condición mencionada en el apartado anterior.

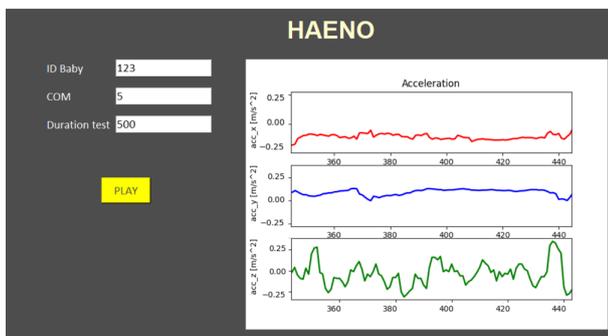


Figura 4: Interfaz gráfica de usuario para visualización de las componentes de aceleración X, Y, Z.

3. Experimentación

En esta sección se describe el montaje utilizado en el desarrollo experimental de este trabajo, el cual también incluye la validación del sistema.

3.1. Montaje experimental

Se llevó a cabo el montaje experimental utilizando un maniquí anatómico de un recién nacido. Para simular la respiración, se colocó un globo en la zona abdominal, el cual se infla y desinfla mediante un sistema controlado con una jeringa. Además,

se situó la PCB diseñada con la IMU en contacto directo con el abdomen. En el proceso de validación inicial se incorporó una cámara Intel RealSense con capacidad de medición de distancia. Dicha cámara fue situada en dirección perpendicular a la PCB, con el objetivo de obtener la variación del movimiento. La Figura 5 muestra el setup experimental.

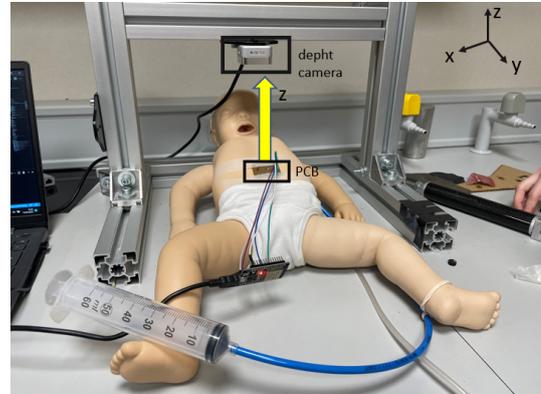


Figura 5: Setup experimental con el maniquí en posición supina, el dispositivo ubicado sobre el abdomen y la cámara sobre un soporte superior.

3.2. Validación

El objetivo de la validación es verificar el funcionamiento del sistema y evaluar su capacidad de monitorización en situaciones específicas. Para ello, se propone evaluar el rendimiento en dos casos particulares: el primero con el maniquí en posición decúbito supino y el segundo considerando el contacto piel con piel entre este y la madre.

En el primer escenario, se realizaron pruebas para simular el movimiento abdominal en el maniquí debido a la respiración. Durante estas pruebas, la cámara Intel RealSense RGB-D, ubicada en la parte superior, registró las variaciones del movimiento del abdomen, las cuales se utilizaron como referencia para comparar con los datos obtenidos por el dispositivo. Los datos relacionados con la variación de la distancia obtenida con la IMU se determinaron mediante la doble integración del módulo de aceleración lineal.

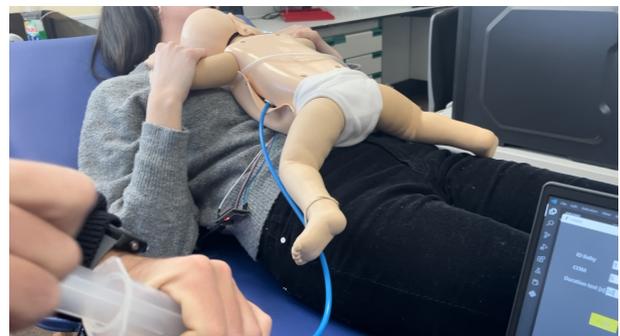


Figura 6: Setup experimental con el maniquí en posición decúbito prono sobre el voluntario.

En el segundo escenario, se considera el contacto piel con piel entre el recién nacido y la madre. Para llevar a cabo este experimento, se colocó el maniquí en posición decúbito prono sobre un voluntario y se contabilizó el número de respiraciones

por minuto tanto del voluntario como del maniquí. En la Figura 6 se muestra el montaje experimental empleado para este caso.

Ahora bien, en este caso la variación de la aceleración obtenida por el dispositivo incluye el movimiento debido a la respiración de ambos sujetos. Por lo tanto, es necesario aplicar un proceso de filtrado para separar las señales. Para ello, se utilizaron dos filtros paso banda. El primero, con un rango de frecuencia de 0.26 a 0.33 Hz, se aplicó a la respiración del participante que representa a la madre. El segundo filtro, con un rango de frecuencia de 0.5 a 0.9 Hz, se utilizó para el maniquí.

En esta experimentación, una vez se separaron los datos que representan la respiración del voluntario y el maniquí, se realizó un análisis para identificar dos puntos de referencia en cero: uno correspondiente a la fase de inhalación y otro a la fase de exhalación. Para determinar la frecuencia respiratoria, simplemente se divide entre 2 la cantidad de cruces por cero y luego se divide por el tiempo de duración de la prueba. La Figura 7 muestra un ejemplo de la identificación de los cruces por cero en una muestra de datos correspondiente a la respiración del voluntario, donde se obtiene una frecuencia respiratoria de 0.27 Hz. Esta frecuencia se encuentra en concordancia con la fisiología de los adultos, que se estima entre 0.25 Hz y 0.33 Hz.

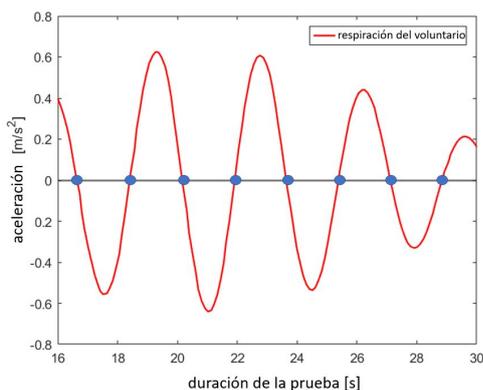


Figura 7: Puntos en cero, respiración del voluntario.

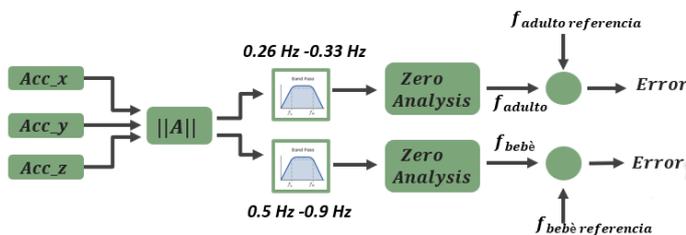


Figura 8: Proceso de validación de la experimentación del contacto entre el maniquí y el voluntario.

En este caso, se consideró la frecuencia respiratoria de referencia al número de respiraciones realizadas durante la prueba, tanto para el voluntario como para la simulación en el maniquí. Esto se hizo con el objetivo de evaluar la precisión de los datos obtenidos con el dispositivo. La Figura 8 muestra un diagrama de bloques que representa el proceso de validación del dispositivo en la experimentación del contacto entre el maniquí y el voluntario.

4. Resultados

En esta sección se presentan los resultados de la experimentación realizada en los tres escenarios mencionados. Para comparar los datos obtenidos del dispositivo con los valores de referencia de la frecuencia respiratoria, se emplearon los índices de error absoluto medio (MAE), error porcentual medio absoluto (MAPE) y porcentaje de precisión (Accuracy).

4.1. Resultados validación

4.1.1. Posición supina

Cuando el maniquí se encuentra en posición supina y considerando la disposición de la IMU en el dispositivo de medida, la variación del módulo de aceleración en el eje Z proporcionará información sobre el movimiento abdominal causado por la respiración. Los ejes X, en color rojo, e Y, en azul, también mostrarán ligeras variaciones, aunque sin mayor relevancia, como se puede observar en la Figura 9.

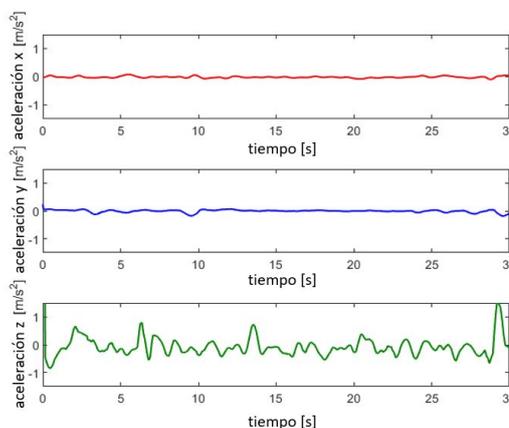


Figura 9: Variación de aceleración en los ejes X, Y, Z en posición supina.

De acuerdo con el montaje experimental mostrado en la Figura 5, la cámara ubicada en la parte superior, en dirección perpendicular, capturará los valores del cambio de distancia, que se utilizarán como referencia para determinar la precisión del dispositivo. Es importante destacar que los datos de aceleración obtenidos en el eje Z se someterán a una integración doble para obtener la equivalente variación del desplazamiento.

Ahora bien, la Figura 10 muestra un ejemplo de comparación en Matlab que incluye datos obtenidos con la IMU en color rojo y la cámara en azul, siguiendo el procesamiento indicado en la sección 2.2. En esta figura se visualiza la variación relacionada con la respiración y, al final, la condición de apnea. En general, la tendencia de los datos muestra un alto porcentaje de concordancia entre ellos.

La Tabla 1 presenta los resultados de tres ensayos, donde se muestran los índices de variación que comparan los datos obtenidos con el dispositivo y la cámara. El error absoluto medio de las tres pruebas es de 0.021 cm y una precisión porcentual media estimada de 99.8 %. Estos resultados demuestran que el sistema de medición proporciona medidas altamente confiables para la monitorización de la respiración a nivel abdominal en recién nacidos.

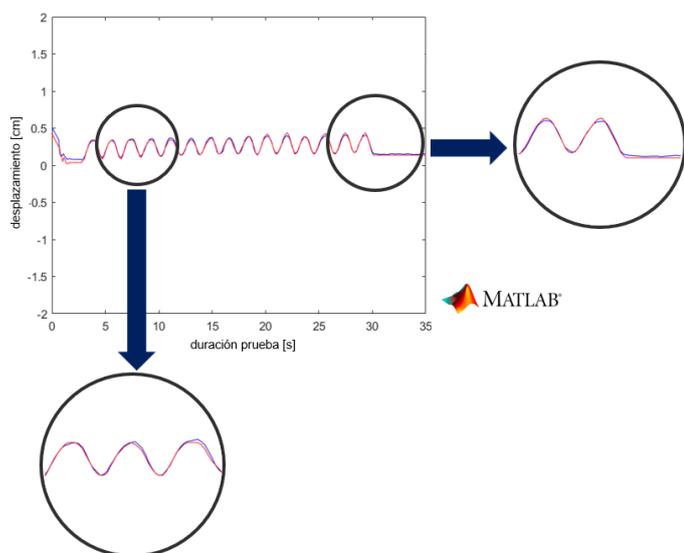


Figura 10: Comparación de la variación de desplazamiento entre los datos obtenidos por la IMU y la cámara.

Tabla 1: Resultados de la prueba con el maniquí en posición decúbito supino.

| | MAE [cm] | MAPE [cm] | Accuracy |
|----------------|-------------------|-----------|----------|
| Primera prueba | 0.031 ± 0.015 | 0.0025 | 99.75 % |
| Segunda prueba | 0.011 ± 0.008 | 0.0011 | 99.89 % |
| Tercera prueba | 0.021 ± 0.014 | 0.0023 | 99.78 % |

4.1.2. Contacto entre el recién nacido y la madre

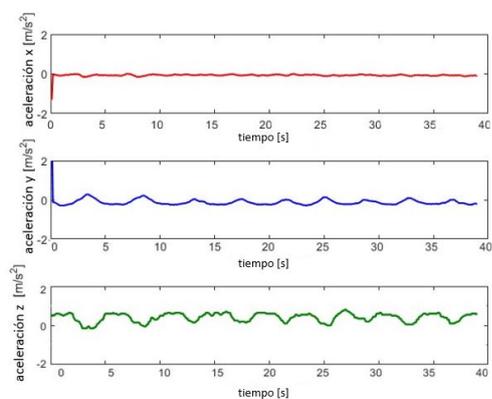


Figura 11: Variación de la aceleración en los ejes X, Y, Z en el contacto entre el recién nacido y la madre.

La experimentación del contacto entre el recién nacido y la madre se llevó a cabo siguiendo la configuración experimental mostrada en la Figura 6. En esta disposición, el maniquí fue colocado en posición decúbito prono, mientras que el voluntario se ubicó en posición supina. El dispositivo de medición se situó en la zona abdominal del maniquí, estableciendo contacto con la misma región del individuo. En esta disposición, la variación del módulo de aceleración en el eje Z proporcionará información sobre el movimiento causado por la respiración. Además, los ejes X, en color rojo, e Y, en color azul, también presentan ligeras variaciones, aunque sin mayor relevancia, como se puede apreciar en la Figura 11.

Según el proceso de validación descrito al final de la sección 3.2, se compararon las frecuencias respiratorias obtenidas mediante el análisis de los datos del dispositivo con las estimadas a partir del conteo de respiraciones tanto del maniquí como del voluntario. En este caso, se observaron errores medios de 0.0056 Hz para el maniquí y 0.012 Hz para el voluntario. Los resultados completos de tres pruebas realizadas se encuentran resumidos en la Tabla 2.

Tabla 2: Error de frecuencia respiratoria medida del maniquí y el el voluntario.

| | Error maniquí [Hz] | Error adulto [Hz] |
|----------------|--------------------|-------------------|
| Primera prueba | 0.0043 | 0.012 |
| Segunda prueba | 0.0045 | 0.020 |
| Tercera prueba | 0.0080 | 0.005 |

4.2. Resultados test

Para evaluar el rendimiento general del sistema, se llevaron a cabo pruebas utilizando el montaje experimental inicial, con el propósito de detectar situaciones de apnea. La Figura 12 ilustra la variación del módulo de aceleración en el eje Z, y se utiliza un gráfico de barras para resaltar los momentos en que se observan cambios mínimos, lo cual indica una posible situación de apnea. El sistema emite una alerta cuando se han registrado al menos 10 segundos de este patrón de comportamiento. De esta manera se demuestra que el sistema permite identificar de manera oportuna posibles episodios de apnea.

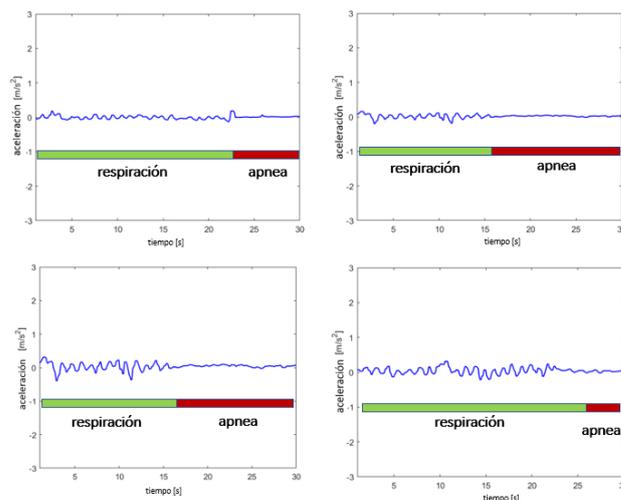


Figura 12: Detección de posibles situaciones de apnea.

5. Conclusiones

En este estudio se ha desarrollado un sistema para la detección de situaciones de apnea en recién nacidos. El sistema se basa en la medición de la variación del módulo de aceleración utilizando un dispositivo electrónico que incorpora una IMU (Unidad de Medición Inercial). Para facilitar la visualización de los datos y proporcionar alertas en caso de posibles situaciones de apnea, se ha diseñado una interfaz gráfica. Este sistema representa una herramienta importante para monitorear la respiración de los recién nacidos y brindar una detección temprana de posibles problemas respiratorios.

En líneas generales, los experimentos llevados a cabo con la IMU ubicada en el área abdominal del maniquí evidenciaron la capacidad del dispositivo para detectar el movimiento abdominal asociado a la respiración. No obstante, es importante desarrollar una versión más robusta del equipo de medición que pueda adaptarse al contacto con la piel del recién nacido. Esto permitirá realizar experimentos en un entorno real, lo cual será fundamental para validar el procesamiento de datos propuesto en este estudio y, por ende, la estrategia de detección de apneas.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la Agencia Nacional de Investigación con el proyecto RACE (ref. PID2019-111023RB-C32). El trabajo ha sido realizado en colaboración con el Campus Bio-Médico de Roma.

Referencias

- Cay, G., Solanki, D., Ravichandran, V., Hoffman, L., Laptook, A., Padbury, J., Salisbury, A. L., Mankodiya, K., 2021. Baby-guard: An iot-based neonatal monitoring system integrated with smart textiles. In: 2021 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP). IEEE, pp. 129–136.
- Gleichauf, J., Niebler, C., Koelpin, A., 2020. Automatic non-contact monitoring of the respiratory rate of neonates using a structured light camera. In: 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE, pp. 4118–4121.
- Herlenius, E., Kuhn, P., 2013. Sudden unexpected postnatal collapse of newborn infants: a review of cases, definitions, risks, and preventive measures. *Translational stroke research* 4 (2), 236–247.
- Qiu, C., Wu, F., Han, W., Yuce, M. R., 2022. A wearable bioimpedance chest patch for real-time ambulatory respiratory monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.