

Contribución al diseño de sensores vestibles y ambientales para medir respiración y salto vertical

Erik Vanegas

*Departamento de Ingeniería Eléctrica/Electrónica
Tecnológico Nacional de México, IT Durango
Durango, México
ORCID: 0000-0002-2876-1499*

Raul Igual

*Departamento de Ingeniería Electrónica y Com./EduQTech
EUP Teruel, Universidad de Zaragoza
Teruel, España
ORCID: 0000-0002-1561-0536*

Inmaculada Plaza

*Departamento de Ingeniería Electrónica y Com./EduQTech
EUP Teruel, Universidad de Zaragoza
Teruel, España
ORCID: 0000-0001-7550-6688*

Abstract—En el presente trabajo se desarrolla un sistema vestible capaz de monitorizar la respiración y un sistema ambiental que mide la altura de saltos verticales ejecutados sobre él. Estos sistemas se desarrollaron para utilizarse con adultos mayores y adultos frágiles, como herramientas auxiliares para dar seguimiento al estado de salud de las personas. Ambos sistemas se sometieron a protocolos de validación ante referencias comerciales ampliamente utilizadas en la literatura. En ambos casos, los resultados obtenidos con los sistemas propuestos indican que éstos son tan confiables como los sistemas comerciales. Finalmente los sistemas desarrollados se publicaron como fuente abierta (open-source).

Index Terms—Sistemas vestibles, Sistemas ambientales, Adultos mayores, Frecuencia respiratoria, Salto vertical.

I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, con el avance de la tecnología, se ha popularizado entre la población el uso de dispositivos para medir su estado de salud. Hay diferentes formas en las que las personas pueden hacer esto. Para visualizar sus señales fisiológicas como el ritmo cardiaco, el ritmo respiratorio, la temperatura corporal, entre otros, se utilizan dispositivos vestibles (wearable devices) tales como los smartwatch o smartband [1].

De igual forma también se utilizan los sensores ambientales, aunque en menor medida. Los sensores ambientales son aquellos que se encuentran embebidos en los lugares en los que las personas pueden interactuar. Por ejemplo, pueden encontrarse en una silla para detectar si una persona está sentada en ella, o incluso para, a su vez, medir la respiración o el ritmo cardiaco [2].

La monitorización continua de señales fisiológicas es muy utilizada por los profesionales de la salud, sobre todo con pacientes de hospital. Por ejemplo, el monitoreo del ritmo respiratorio se usa habitualmente para evaluar la salud del paciente. Con esto se pueden diagnosticar enfermedades respiratorias tales como asma, apnea del sueño o enfermedades pulmonares obstructivas crónicas [3].

En los adultos mayores, los desórdenes de respiración al dormir están reconocidos como problemas de salud comunes entre esta población. Además, el envejecimiento se ha asociado con un empeoramiento de la calidad del sueño, estando la apnea obstructiva del sueño asociada con un incremento en la mortalidad de los adultos mayores [4].

Por otra parte, la altura del salto vertical se ha utilizado para evaluar el desempeño general del cuerpo humano, más específicamente para evaluar la fuerza de los grupos musculares de los miembros inferiores, que serían los cuádriceps, femorales (o isquiotibiales) y gemelos (o gastrocnemius) [5], [6]. El salto vertical usualmente se mide en atletas, como jugadores de baloncesto [7]–[9], fútbol [10] o nadadores [11], entre otros. No obstante, el salto vertical también puede ofrecer información importante de personas sin antecedentes deportivos relevantes. La fuerza de las piernas tiene una relación directa con fracturas asociadas a caídas en los adultos mayores [12].

Para ambos escenarios, monitorizar el ritmo respiratorio y medir la altura del salto vertical, este trabajo recoge soluciones mediante sistemas vestibles y ambientales. A su vez, para cada tipo de sistema, se utilizan diferentes métodos y sensores para abordar el problema en cuestión [13].

II. OBJETIVOS DEL TRABAJO

El objetivo principal de este trabajo es el desarrollo de sistemas que ayuden a los profesionales de la salud a monitorizar, día a día, el estado salud de sus pacientes de una forma más práctica. Estos sistemas estarán enfocados a ser utilizados en adultos mayores y adultos frágiles. De igual manera, estos sistemas serán de bajo coste y de fuente abierta (Open Source) para que sean fáciles de replicar e incluso mejorar. Siendo así, este trabajo cuenta con dos objetivos específicos, uno para cada línea de trabajo:

- Desarrollar un sistema vestible capaz de medir las señales de respiración en adultos mayores y adultos frágiles de forma precisa, y validar su funcionamiento utilizando

dispositivos de referencia. Diseñar el sistema para que sea de bajo coste y ofrecer su diseño como fuente abierta para que sea fácil de replicar por futuros investigadores.

- Desarrollar un sistema ambiental capaz de medir la altura de los saltos de los usuarios para así evaluar la fuerza media de los músculos de las extremidades inferiores de adultos y adultos mayores, y validar el funcionamiento de dicho sistema utilizando un dispositivo de referencia. Diseñar el sistema de tal manera que sea de bajo coste en comparación con los sistemas comerciales.

III. DESARROLLO

Para los sistemas de respiración se realizó una exhaustiva búsqueda en el estado del arte para lograr identificar áreas de oportunidad y de mejora para proponer nuevas alternativas. Derivado de esta revisión se realizó un artículo de revisión que analiza 198 artículos relacionados con sistemas vestibles y ambientales para la monitorización de la respiración [1]. Partiendo de aquí, se propuso un sistema vestible para la monitorización de la respiración cuyo funcionamiento se basa en un sensor resistivo sensible a la fuerza (FSR); este sistema se coloca alrededor del pecho y mide la señal de respiración mediante la presión que ejerce el pecho sobre el sensor al inhalar y exhalar. Finalmente este sistema logró validarse satisfactoriamente mediante un protocolo de investigación adecuado [14].

En cuanto al sistema ambiental para medir el salto vertical, se realizó una revisión en el estado del arte, y pudo constatar que no existen muchos trabajos que abarquen esta temática, por lo que fue más sencillo encontrar un área de oportunidad. Este sistema mide el salto vertical mediante el contacto sobre una plataforma, es decir, al calcular el tiempo transcurrido entre que una persona deja de hacer contacto sobre la plataforma y el momento en que vuelve a estar en contacto con ella. Esto se realizó mediante una matriz de sensores sensibles a la fuerza (FSR); la matriz fue construida con dimensiones de 16 filas y 16 columnas distribuidas a lo largo de un área de 30x30cm. El funcionamiento de este sistema también logró validarse satisfactoriamente [2].

A continuación se explicará con más detalle el desarrollo de cada una de las líneas de trabajo.

A. Sistema vestible de respiración

1) *Construcción del sistema:* Se optó por desarrollar un sistema vestible cuyo sensor fuera resistivo sensible a la fuerza (FSR), ya que se observó que solo el trabajo de Hesse et al. [15] utilizó este tipo de sensores con un enfoque parecido al planeado para nuestra propuesta, por lo que se encontró un área de oportunidad para mejorar lo existente. Entre las características del sistema se incorporó un microcontrolador con frecuencia de operación de 20MHz y un convertidor analógico a digital (ADC) de 10 bits, un módulo Bluetooth para comunicación inalámbrica y un módulo de carga para la batería integrada de polímero de litio (LiPo) de 3.7V y 150mAh. Todos estos componentes fueron integrados en una placa de circuito impreso (PCB), y embebidos en un armazón

impreso en 3D. La PCB fue diseñada con unas dimensiones de 36mm x 36mm y un espesor de 1.5mm. En la Figura 1 se muestra un diagrama de bloques del funcionamiento de este sistema.

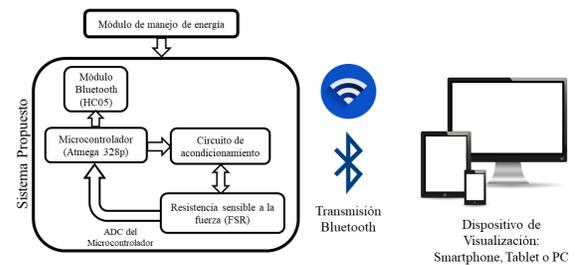


Fig. 1. Diagrama de bloques del funcionamiento general del sistema desarrollado [13].

Los datos pueden visualizarse en tiempo real en una aplicación móvil, y a su vez los datos en crudo se van almacenando en un archivo de texto para su posterior análisis. En este trabajo los datos en crudo se analizan "offline" mediante MATLAB, aunque cualquier otro software para procesamiento numérico puede ser utilizado.

El armazón construido para el sistema fue diseñado con el software SolidWorks, y construido mediante impresión 3D. Se utilizaron dos materiales diferentes para su impresión, ácido poliláctico (PLA) rígido y PLA flexible. La parte que contiene todos los elementos del sistema (microcontrolador, módulo Bluetooth, módulo de carga, batería, y sensor FSR) fue impresa con PLA rígido. Para lograr transmitir hacia el sensor FSR los movimientos de la caja torácica debidos a la respiración, se utilizó PLA flexible. Dicha capa flexible se conectó al sensor FSR mediante un pivote encargado de transmitir los movimientos del pecho al sensor. En la Figura 2 se muestra el dispositivo construido derivado de estos diseños.



Fig. 2. Sistema vestible construido [16].

2) *Procesado de datos:* Para poder predecir correctamente el ritmo respiratorio de las señales obtenidas en crudo, en este

trabajo los datos son procesados mediante MATLAB. Primero se utiliza un filtro paso-bajo digital con frecuencia de corte $F_c = 0,5Hz$ para eliminar todo el ruido de alta frecuencia. Esta frecuencia de corte fue seleccionada ya que ritmos respiratorios superiores a 30BPM son raros en actividades de la vida cotidiana [17], [18].

En las señales obtenidas, al representarlas se observó un incremento o decremento sistemático en la señal (denominado "Bias" de aquí en adelante) ocasionado por el propio sensor o por movimientos de los usuarios. Para minimizar el efecto que este Bias puede ocasionar sobre el desempeño del cálculo del ritmo respiratorio, se realizó un ajuste lineal a cada señal obtenida, tal y como se muestra en la Figura 3.

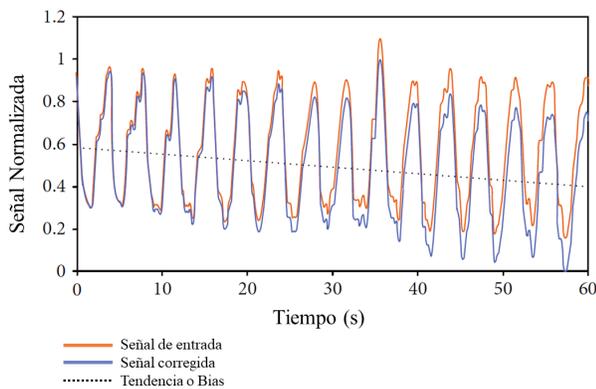


Fig. 3. Comparación entre la señal original junto al efecto del Bias y la señal ajustada [16].

Para calcular el ritmo respiratorio de la señal, se proponen dos algoritmos que funcionan basados en el método de cruces por cero o cruces por el origen. El primer algoritmo (Algoritmo 1) se basa en calcular el ritmo respiratorio de una señal según la diferencia de tiempos entre cruces por cero consecutivos [19], [20]. El segundo algoritmo (Algoritmo 2) simplemente calcula el ritmo respiratorio en base al número de cruces por cero detectados [21]. Posteriormente se comparó el desempeño de ambos algoritmos. Una descripción más a detalle de estos algoritmos se realiza en un trabajo publicado anteriormente [16].

3) *Marco experimental:* Para validar el funcionamiento del sistema propuesto y el cálculo acertado de los algoritmos, se propuso el marco experimental que se detalla en el siguiente apartado. En este experimento participaron 21 voluntarios, de los que quince fueron hombres y seis fueron mujeres, cuyas edades se encontraban en el rango de 19 a 55 años, con un promedio de 39.95 años y una desviación estándar de ± 10.5 años; mientras que el peso promedio variaba de 42 a 95kg, con un promedio de 70.76kg y una desviación estándar de ± 14.83 kg. En cuanto a sus estaturas, estas se encontraban en el rango de 152 a 183cm, con un promedio de 172cm y una desviación estándar de ± 7.51 cm.

Otra medida corporal que fue tomada en cuenta es el diámetro del pecho, que se encontraba en el rango de 68 a 103cm, con un promedio de 87.9cm y una desviación estándar

de ± 12.36 cm. En cuanto a su estado de salud, 16 voluntarios declararon no tener dolencia alguna, 5 sufrieran de algún tipo de alergia respiratoria y 2 de ellos también padecían asma. No obstante, los voluntarios declararon que estos padecimientos no suponían problema alguno con el protocolo a realizar en este estudio. Todos los voluntarios dieron su consentimiento escrito.

Para el protocolo de evaluación del sistema, lo primero que se hizo fue colocar el sistema desarrollado alrededor del pecho a cada voluntario. El sistema se colocó debajo de los pectorales, justo frente al diafragma, como se muestra en la Figura 4. Una vez hecho esto, el sistema fue conectado via Bluetooth a un ordenador y la captura de datos en crudo se realizó mediante una aplicación desarrollada en el entorno de desarrollo Processing.



Fig. 4. Dos voluntarios portando alrededor del pecho el sistema desarrollado [16].

En cuanto al protocolo realizado por los voluntarios, a cada uno se le pidió respirar durante un minuto a diferentes ritmos determinados mediante un metrónomo. En concreto, el metrónomo se ajustó para ritmos respiratorios de 10, 12.5, 15, 17.5, 20, y 22.5BPM. En la literatura hay varios trabajos previos que utilizan un metrónomo como sistema de referencia [20], [22]–[24]. Estos valores de ritmo respiratorio fueron propuestos ya que se encuentran dentro del rango de respiración normal en los seres humanos [25]. Se pidió a los voluntarios repetir estos seis ritmos respiratorios en cinco posiciones diferentes, que fueron: sentados sin movimiento, sentados con movimiento, parados sin movimiento, parados con movimiento y caminando. Se otorgó un periodo de descanso de un minuto entre experimentos.

Para cada experimento, se creó un archivo de texto con los datos en crudo de las señales de respiración obtenidas, dando lugar a un total de 30 archivos diferentes por voluntario (6 ritmos respiratorios por 5 posiciones). En la Figura 5 se muestran dos ejemplos de las señales obtenidas de los datos en crudo.

De esta manera, un total de 630 archivos de respiración se obtuvieron de los experimentos realizados. Los datos fueron procesados "offline" mediante MATLAB y con cada uno de los algoritmos descritos anteriormente.

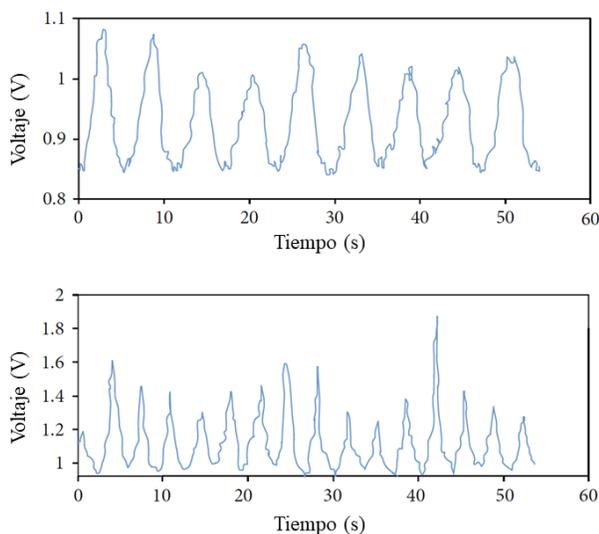


Fig. 5. Ejemplo de dos señales diferentes obtenidas por medio del sistema vestible, la gráfica superior se obtuvo de un ritmo respiratorio de 10BPM en una posición sentada y sin movimiento, mientras que la gráfica inferior se obtuvo a 17.5BPM mientras el sujeto caminaba [16].

4) *Validación de los experimentos:* Una vez obtenidas todas las señales de respiración, estas fueron evaluadas con los dos algoritmos mencionados en la sección 3.1.2. Cada algoritmo calcula el ritmo respiratorio medio de la señal completa. La respuesta obtenida de cada algoritmo se ve influenciada por el tamaño de la ventana de tiempo elegida. Es por esto que el análisis de las señales se hizo con 25 ventanas de tiempo diferentes, variando desde 6 hasta 30 segundos, en pasos de 1 segundo. Ventanas de tiempo menores a 6 segundos no fueron consideradas ya que el ritmo respiratorio con la menor frecuencia obtenida tiene un periodo de 6 segundos. Ventanas de tiempo mayores a 30 segundos no fueron consideradas ya que, como se mencionó anteriormente, como el ritmo respiratorio calculado por los algoritmos se actualiza dependiendo del tamaño de la ventana de tiempo, actualizaciones con tiempo mayor a 30 segundos sería excesivo para muchas aplicaciones [26], [27]. Por lo tanto, se realizaron un total de 15.750 cálculos de ritmo respiratorio con cada uno de los algoritmos.

En base a los resultados obtenidos también se determinó qué algoritmo dio mejores resultados y qué ventana de tiempo de las propuestas fue la óptima. Esto puede verse más a detalle en el trabajo previo [16].

B. Sistema ambiental para el salto vertical

1) *Construcción del sistema:* La idea de utilizar una malla resistiva para registrar el salto vertical en adultos mayores resultó tanto de un trabajo previo realizado en el grupo de investigación en el que se desarrolló una malla resistiva sensible a la presión [28] como de la propuesta de un médico del deporte para desarrollar un sistema para medir el salto vertical.

Considerando el prototipo desarrollado y al investigar en la literatura, se observó el potencial de utilizar esta malla para

dichos fines, ya que la malla posee una mayor resolución y velocidad de muestreo que otros sistemas en la literatura [6], [7], [29]. Además, esta malla presenta una ventaja competitiva para este fin ya que muchos estudios optan por utilizar alternativas comerciales de alto coste [8], [10], [30]–[32].

El sistema desarrollado está compuesto de dos partes: una alfombra resistiva sensible a la presión construida con un arreglo de sensores FSR, a través del material piezorresistivo velostat, y el sistema electrónico. La alfombra se compone de tres capas. Una capa contiene tiras de cobre planas distribuidas en un arreglo de columnas a lo largo de una superficie cuadrículada flexible impresa en 3D; de la misma manera, otra capa está compuesta de tiras de cobre planas distribuidas en un arreglo de filas también sobre una superficie cuadrículada flexible. Una tercera capa de material Velostat se coloca entre ambas capas. El Velostat es un material sensible a la presión y se comporta como una resistencia cuyo valor baja cuando se ejerce presión sobre el material. De esta manera, las intersecciones de filas y columnas se comportan como sensores FSR individuales cuando se ejerce presión sobre la alfombra. Algunos problemas característicos del Velostat son su falta de repetibilidad, no-linealidad e histéresis. No obstante, estas cualidades del material no afectan al propósito de esta aplicación en específico, ya que en principio solo se necesita detectar cuerpos pesados sobre la alfombra (peso humano promedio).

El área total de medición de la alfombra utilizada para este estudio es de 30x30cm, y se compone de 16 columnas y 16 filas, cada una de 1cm de espesor. De esta manera, el área total de cada sensor FSR individual es de 1cm^2 . En la Figura 6 se muestra una de las alfombras desarrolladas en el grupo de investigación.



Fig. 6. Ejemplo de una de las alfombras desarrolladas por el grupo de investigación [33].

Para el procesado de datos, debido al número de operaciones necesarias para hacer un barrido completo de la alfombra, se necesita utilizar un microcontrolador de alta frecuencia, ya que el tiempo de procesado va asociado a la complejidad de dichas operaciones y crece en orden exponencial [34]. Por lo tanto, el microcontrolador STM32F103C8T6 fue elegido debido a su CPU con frecuencia de operación de 72MHz, con el cual se logró alcanzar una frecuencia de muestreo de 200Hz. De igual forma, se utilizaron dos multiplexores 16-1 (74HC4067) para

un barrido eficiente de la alfombrilla. Para la transmisión de datos se eligió hacerlo mediante tecnología Bluetooth, siendo el módulo HC05 el utilizado. Otros componentes electrónicos del sistema son: un módulo de carga de batería TP4056, y una batería LiPo con capacidad de 3.7V y 150mAh, permitiendo un uso continuo del sistema por dos horas aproximadamente. Como este es un sistema ambiental, la portabilidad no es un elemento crucial, por lo que la batería puede ser sustituida por una de mayor capacidad para así prolongar el tiempo de funcionamiento continuo. Un diagrama de bloques del funcionamiento de este sistema se muestra en la Figura 7.

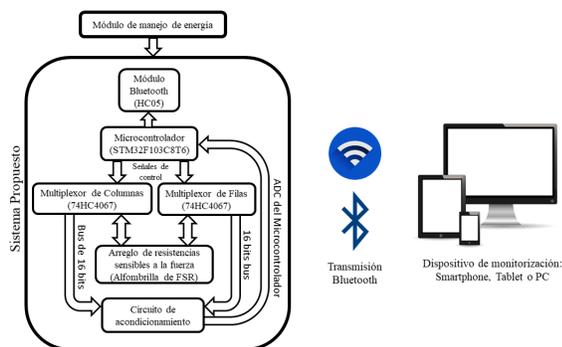


Fig. 7. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema propuesto [33].

2) *Procesado de datos*: El algoritmo utilizado por el sistema se basa en calcular el sumatorio de cada uno de los valores obtenidos por los sensores FSR individuales de la alfombrilla. De cada sensor FSR se obtiene un valor de voltaje, que es medido por el ADC del microcontrolador en forma de bits (de 0 a 4095 bits), y dicho valor obtenido es utilizado para realizar los cálculos correspondientes. Se utiliza un umbral para determinar si una persona se encuentra parada sobre la alfombrilla. Para proponer un valor apropiado para este umbral, se recolectaron los datos de 16 voluntarios (5 mujeres y 11 hombres), con un peso promedio de $74,81 \pm 15,25 \text{ kg}$ y un tamaño de pies de $26,93 \pm 1,94 \text{ cm}$. Se pidió a los voluntarios que se pararan sobre la alfombrilla descalzos y en cuatro posturas diferentes: parados con ambos pies, de puntillas con ambos pies, parados con un solo pie y de puntillas con un solo pie. Los datos obtenidos se normalizaron considerando el porcentaje de sensores FSR activados. Para este estudio, se utilizó un umbral del 9% de activación de sensores FSR. Se puede consultar más a detalle la elección de este umbral en un trabajo realizado previamente [33].

Finalmente, el cálculo de la altura alcanzada por los voluntarios durante el salto vertical se realiza del siguiente modo: cuando el voluntario salta y deja de estar en contacto con la alfombrilla, el sistema comienza a contar el tiempo que transcurre hasta que el voluntario aterriza de nuevo (tiempo de vuelo o FT), y una vez calculado este tiempo, se utiliza la fórmula de FT para predecir la altura alcanzada [7], [29], [30], [35], [36]. Dicha fórmula se define como $h = g \cdot \Delta t / 8$, donde g es la constante de la fuerza de gravedad $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ y Δt es el valor del FT medido por el sistema. Una vez que el sistema ha calculado el valor de la altura alcanzada por el

usuario, este valor se envía por Bluetooth al dispositivo de seguimiento elegido por el profesional de la salud.

3) *Marco experimental*: Se propusieron dos experimentos para validar el funcionamiento del sistema. El primer experimento se propuso para validar la precisión en la medida del salto vertical por parte del sistema, en el cual participaron 38 voluntarios. El segundo experimento se realizó para ver los efectos sobre las alturas calculadas por el sistema al variar la frecuencia de muestreo. En este experimento participaron 15 voluntarios. En ambos experimentos se realizó el mismo protocolo para capturar los datos. La diferencia entre ambos es que, en el primer experimento, el sistema calcula directamente la altura alcanzada por el voluntario, y ese valor se envía a la estación de monitorización seleccionada. En el segundo experimento el sistema envía directamente a la estación de control los datos en crudo obtenidos de la alfombrilla de sensores FSR, y de esta forma se realiza un submuestreo de dichos datos "offline", para así emular diferentes frecuencias de muestreo.

Para la realización de estas pruebas se trabajó en colaboración con un "Centro de Salud y Deportes" en el que se practican diversas actividades como musculación, entrenamiento funcional, ciclismo indoor y Taekwondo (dependiendo de la actividad realizada es el requisito mínimo de edad). Todos los voluntarios dieron su consentimiento escrito para realizar el protocolo propuesto. En cuanto al tipo de salto realizado durante el protocolo se eligieron dos técnicas, el salto con contramovimiento (CMJ) y el salto con contramovimiento y braceo (CMJAS). Estas técnicas de salto se suelen utilizar para evaluar la fuerza en general y la fuerza explosiva en los músculos de las piernas en particular [37], y a su vez éstas se consideran las pruebas más confiables para dicho propósito [38].

El protocolo propuesto a los voluntarios fue el siguiente. Se les pidió que se pararan sobre la alfombrilla en una marca colocada en el centro, y una vez parados ahí, efectuaran tres saltos CMJ con sus manos fijas en la cintura y con un esfuerzo medio-máximo. Entre cada salto, se otorgó un descanso de 5 a 10 segundos. Después de esto, a los voluntarios se les pidió realizar saltos CMJAS, siguiendo el mismo esquema.

Como sistema de referencia durante los experimentos, se grabaron todos los saltos mediante una cámara de alta velocidad (120fps). La cámara se colocó a 1.3m de distancia de la alfombrilla, perpendicular al plano sagital del voluntario, y a 20cm del suelo sostenida sobre un trípode.

4) *Validación de los experimentos*: Para medir la altura alcanzada por los sujetos utilizando la cámara de referencia, se utilizó el método validado por Balsalobre-Fernández et al. [39], [40], en el que deben seleccionarse de manera manual los cuadros de despegue y aterrizaje de cada salto efectuado. De esta forma, se calcula el tiempo transcurrido entre ambos cuadros y mediante la fórmula de FT se obtiene la altura alcanzada. Posterior a esto se calcula el error relativo entre el sistema propuesto y la referencia de cada salto ejecutado.

Para el primer experimento se calcula el error relativo medio de todos los saltos y de cada técnica individualmente (CMJ

y CMJAS). Para el segundo experimento se calcula el error relativo medio así como los valores máximo y mínimo de error obtenidos de cada frecuencia de muestreo evaluada.

IV. RESULTADOS

A. Sistema vestibular para respiración

1) *Resultados generales:* Se realizó la prueba-t para muestra única entre los conjuntos de datos (sistema de respiración y metrónomo) y se observó que la ventana de tiempo de 27 segundos es aquella que podemos considerar como la óptima, ya que los valores obtenidos entre los cálculos de los algoritmos y la referencia se pueden considerar iguales. También se realizó una prueba-t emparejada entre los dos algoritmos propuestos, pero no pudo concluir cuál de los dos resultó mejor, ya que ambos muestran un comportamiento similar. Un análisis más detallado se puede encontrar en el trabajo publicado anteriormente [16].

Cabe destacar que la ventana de tiempo óptima (27 segundos) muestra valores pequeños de desviación estándar, lo que indica bajos niveles de dispersión entre los datos. Sin embargo, a pesar de que una ventana de 27 segundos indica ser la óptima para un cálculo más acertado del ritmo respiratorio, existen otras ventanas de tiempo que ofrecen un desempeño similar y un menor tiempo de actualización de los cálculos obtenidos (i.e. ventanas de 16 a 20 segundos).

Para el algoritmo 1 se puede destacar que las ventanas de tiempo más cortas tienen mayores errores relativos, y esto se debe al propio error estructural que introducen las ventanas que no son múltiplo entero del número de respiraciones por minuto evaluadas, así como al propio error de muestreo. Este error está cuantificado en este artículo [16]. Por otra parte, las ventanas de tiempo entre 20 y 30 segundos muestran un desempeño similar.

De los resultados obtenidos se puede observar que el sistema vestibular desarrollado puede calcular el ritmo respiratorio con un error medio del 3,40%. Sin embargo, esto se puede concluir en base a los algoritmos utilizados para calcular dicho ritmo respiratorio. Si se utilizaran otros algoritmos para este fin, el error medio obtenido de todas mediciones bien podría incrementarse o disminuir. Por lo tanto, podemos concluir que las señales respiratorias obtenidas tienen suficiente calidad y resolución como para aplicar algoritmos de procesamiento sobre ellas.

2) *Efecto de las tendencias o "Bias":* Ya que se contaba con la base de datos de las diferentes señales de respiración [41], se dispuso a hacer una comparativa en los ritmos respiratorios calculados por ambos algoritmos una vez que se retiraron las "tendencias" de las señales [42].

Se utilizaron dos métodos para eliminar las tendencias de la señal original. En el primer método se realizó el ajuste lineal a la señal de respiración completa, mientras que con el segundo método la señal de respiración se segmentó en ventanas desde 6 hasta 30 segundos, y a cada segmento de manera individual se le realizó el ajuste lineal. En la Figura 8 se muestra de forma gráfica cómo funciona cada método.

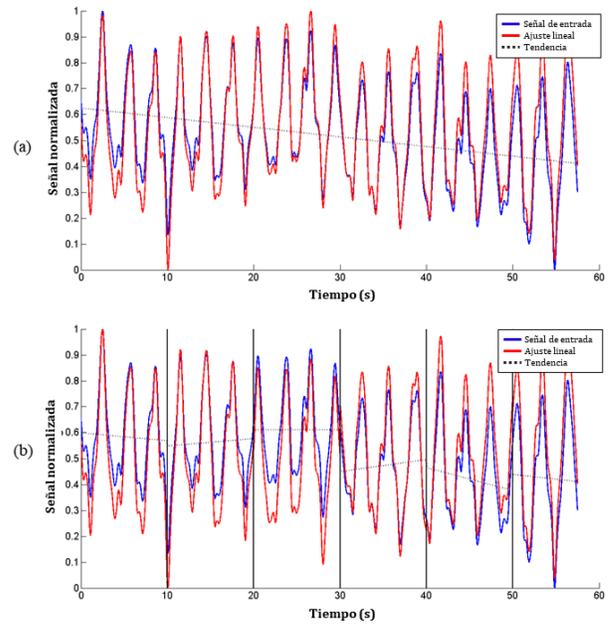


Fig. 8. Técnicas de ajuste lineal utilizadas: (a) Método 1: Ajuste lineal aplicado a la señal completa; (b) Método 2: Ajuste lineal aplicado de forma individual a cada ventana de tiempo segmentada [42].

Tras eliminar las tendencias de las señales de respiración se utilizaron los mismos algoritmos descritos anteriormente para calcular el ritmo respiratorio.

Se pudo observar que ambos métodos de ajuste lineal, en promedio, mejoran el ritmo respiratorio calculado de las señales de respiración. Sin embargo, el segundo método de ajuste lineal muestra un mejor desempeño al obtener una mejora promedio más alta con los dos algoritmos aplicados. En la Tabla I se observa en promedio, para cada algoritmo y cada método de ajuste lineal, cómo mejoró la señal, y los casos en los que hubo algún deterioro (incremento en el error relativo) o mejora (disminución del error relativo) de las señales con respecto a la señal original.

TABLE I
MEJORA (+) O EMPEORAMIENTO (-) DEL ERROR RELATIVO EN EL CÁLCULO DEL RITMO RESPIRATORIO DESPUÉS DEL AJUSTE LINEAL REALIZADO A LA SEÑAL RESPIRATORIA ORIGINAL, CON AMBOS MÉTODOS DE AJUSTE Y PARA AMBOS ALGORITMOS [33].

	Algoritmo 1			Algoritmo 2		
	Promedio	MM ¹	MD ²	Promedio	MM ¹	MD ²
Método 1	1.08	2.52	-5.46	0.48	1.78	-0.55
Método 2	1.54	3.19	-3.58	1.28	2.88	-2.35

¹ Máxima mejora, ² Máximo deterioro.

B. Sistema ambiental para salto vertical

1) *Primer experimento: Validación del sistema:* En este experimento se realizaron un total de 228 saltos (114 CMJ y 114 CMJAS), comparando el sistema desarrollado con la referencia utilizada. Para evaluar el desempeño del sistema desarrollado, se calculó el error relativo medio (MRE) y el error absoluto medio (MAE) para todos los saltos efectuados,

y para cada una de las técnicas (CMJ y CMJAS). El MRE obtenido de todos los 228 saltos fue de 1,98 %, mientras que para cada técnica de salto, CMJ y CMJAS, el MRE obtenido fue de 2,17% y 1,78 %, respectivamente. El MAE para todos los saltos fue de 0,38cm, y para el CMJ y el CMJAS fue de 0,34cm y 0,42cm, respectivamente.

Se realizaron análisis de correlación y de Bland-Altman para comparar ambos métodos. El análisis de correlación muestra un coeficiente de determinación igual a $R^2 = 0,996$. De estos dos análisis no solo se muestra un alto coeficiente de correlación, si no que también se observa que la diferencia entre cada medición emparejada es baja, y que ambos métodos producen sistemáticamente los mismos resultados.

Se calcularon el error relativo medio (MRE) y error absoluto medio (MAE) de los saltos registrados a diferentes alturas: menor a 10cm, de 10 a 20cm, de 20 a 30cm y mayor a 30cm. Para estos rangos de altura, los valores de MRE obtenidos fueron de 2,38%, 2,07%, 1,90% y 1,54% respectivamente, mientras que los valores del MAE fueron de 0,18cm, 0,31cm, 0,46cm y 0,50cm respectivamente. De estos datos, no se pueden apreciar diferencias relevantes entre los diferentes rangos de altura alcanzada. Sin embargo, se logra apreciar que el MAE se incrementa conforme aumenta la altura alcanzada, mientras que el MRE disminuye.

2) *Segundo experimento: Análisis de la frecuencia de muestreo:* En este experimento se analizaron los efectos de diferentes frecuencias de muestreo sobre la respuesta del sistema. Se obtuvieron datos en crudo para un total de 90 saltos (45 CMJ y 45 CMJAS). Se realizó de manera “offline” una emulación de diferentes frecuencias de muestreo al realizar un submuestreo de los datos en crudo. Esto quiere decir que se fueron eliminando muestras para estudiar diferentes frecuencias de muestreo. Con el periodo de muestreo base del sistema igual a 5ms, se lograron emular las siguientes frecuencias de muestreo: 200Hz, 100Hz, 66.6Hz, 50Hz, 40Hz, 33.3Hz, 28.5Hz, 25Hz, 22.2Hz y 20Hz.

Al igual que en el primer experimento, se utilizó la misma cámara de alta velocidad como referencia. Para este análisis, sólo se analizó el MRE de cada frecuencia propuesta, para así evaluar cuáles eran capaces de mantener un error relativo por debajo del 5%. Los resultados mostraron que las frecuencias de 200Hz, 100Hz y 66,6Hz tienen un desempeño similar, con valores de MRE de 1,88%, 2,22% y 2,88% respectivamente.

Además se puede destacar que las frecuencias de muestreo de 200Hz y 100Hz logran mantener el 95% de las alturas calculadas con un error relativo menor al 5%. Frecuencias de muestreo menores a 50Hz incrementan notoriamente el porcentaje de alturas calculadas con un error relativo mayor al 5%. Estos resultados sugieren que las frecuencias de muestreo de 200Hz y 100Hz son las más confiables para esta aplicación; las frecuencias de 66,6Hz y 50Hz tienen un desempeño aceptable, y el resto de frecuencias emuladas no ofrecen resultados confiables para esta aplicación en concreto.

3) *Discusión:* A pesar de las ventajas que ofrece el sistema desarrollado y la referencia utilizada, ambos sistemas tienen un error inherente de la misma frecuencia de muestreo que

poseen, o más específicamente del periodo de muestreo. El sistema ambiental desarrollado cuenta con una frecuencia de muestreo de 200Hz, por lo tanto su periodo de muestreo es de 5ms. De igual manera, la cámara de alta velocidad al tener una frecuencia de muestreo de 120Hz(fps) su periodo de muestreo es de 8,3ms. Esto quiere decir que cada sistema actualiza sus lecturas cuando transcurre un tiempo igual a su respectivo periodo de muestreo, lo que conlleva un periodo de incertidumbre entre cada actualización.

En otras palabras, existe una incertidumbre inherente en cada sistema durante las lecturas de la fase de despegue y la fase de aterrizaje del salto vertical, periodo de tiempo utilizado para calcular la altura alcanzada. Entre ambas fases del salto, el sistema ambiental propuesto posee un error de muestreo de 10ms, mientras que la cámara de referencia posee un error de muestreo de 16,6ms. Este error sistemático es inherente en cualquier dispositivo electrónico que sirva para medir el cambio de alguna magnitud frente al tiempo, y se encuentra directamente relacionado con la frecuencia de muestreo. Métodos no-electrónicos para medir el salto vertical tales como el salto Sargent [43] o el dispositivo Vertec [9], [36], [44], a pesar de no poseer este tipo de error, tienden a sobreestimar las mediciones obtenidas de cada salto, son menos precisos, y además los errores que poseen no son consistentes [44].

En el protocolo propuesto para este estudio, la inclusión de dos técnicas de salto fue de utilidad para lograr incrementar el rango dinámico de los datos obtenidos de cada voluntario. El incremento en la altura alcanzada por los voluntarios fue notoria al agregar el braceo, ya que en el primer experimento en promedio hubo un incremento del 44,84% de la altura, mientras que el incremento en el segundo experimento fue de 34,86%.

V. CONCLUSIONES PRINCIPALES

Se logró hacer aportaciones de valor a la comunidad científica con dispositivos cuyo propósito es la monitorización de variables físicas y fisiológicas en los seres humanos, especialmente en adultos mayores y frágiles. Estos sistemas desarrollados, en las manos de un profesional de la salud, pueden guiar a las personas bajo su cuidado en la mejora de su estilo y calidad de vida. Además, a pesar de que estos sistemas fueron desarrollados para utilizarse con adultos mayores y adultos frágiles, su uso no se limita a esta población. A continuación, se exponen las conclusiones para cada uno de los sistemas desarrollados.

A. Sistema vestibular para respiración

En este trabajo se han presentado los resultados obtenidos tras desarrollar una revisión del estado del arte comprendiendo 198 artículos relacionados con los sistemas que monitorizan la respiración, para finalmente desarrollar un sistema basado en un sensor resistivo sensible a la fuerza (FSR), aportando una solución que tan solo se había mencionado en uno de los artículos consultados en la literatura. Frente a ella, el sistema desarrollado integra en un mismo encapsulado el

elemento sensor y la electrónica necesaria para el procesado y transmisión de la señal de respiración en tiempo real.

Además, también se han aportado mejoras frente a dispositivos similares encontrados en la literatura, entre otros, las dimensiones del dispositivo, una mayor velocidad de muestreo y la utilización de tecnología inalámbrica Bluetooth, obteniéndose señales respiratorias de calidad.

El dispositivo finalmente implementado puede utilizarse tanto encima de la ropa como directamente en contacto con la piel, no suponiendo ningún riesgo para la integridad de los usuarios.

Gracias a la utilización de tecnología Bluetooth para la comunicación, puede gestionarse tanto a través de tecnologías móviles, como teléfonos inteligentes o tabletas digitales, como a través de ordenadores, logrando así una visualización de datos en tiempo real.

De las pruebas realizadas, se determinó cuál era la ventana de tiempo óptima a utilizar para predecir el ritmo respiratorio con cada uno de los algoritmos propuestos. Se concluyó que la ventana de tiempo igual a 27 segundos podría considerarse como la óptima. Sin embargo, las ventanas de tiempo entre 20 y 30 segundos ofrecen un desempeño similar, por lo tanto, el elegir una sobre otra puede basarse simplemente en el tiempo deseado para la actualización de las predicciones obtenidas.

También, ya que se contaba con la base de datos de las señales de respiración, se optó por realizar un pequeño estudio sobre los efectos de eliminar las tendencias de estas señales. A pesar de que, en promedio, la mejora de las señales no fue tan grande, se muestra siempre una mejora en los resultados del ritmo respiratorio calculado, y que este análisis adicional con las señales de respiración resulta relevante ya que logra mejorar los resultados obtenidos al calcular el ritmo respiratorio.

Las posibles aplicaciones de este sistema desarrollado pueden ser la monitorización ambulatoria, el control de pacientes de hospital, el seguimiento en estudios específicos de respiración, la predicción y prevención de estados de salud peligrosos o el análisis de emociones humanas, entre otros. El sistema desarrollado se encarga de obtener una señal de respiración con buena resolución entre las muestras, por lo que las diversas aplicaciones mencionadas dependen principalmente de la interpretación de dicha señal respiratoria.

Finalmente, el sistema desarrollado es más económico que los existentes en el mercado [16], y se ha ofrecido la opción de que cualquier investigador interesado en este trabajo pueda desarrollar su propio sistema, ya que los diseños del armazón desarrollado, el circuito esquemático, y materiales utilizados para este sistema han sido publicados de forma abierta [16] para que la comunidad científica pueda utilizarlos libremente y, potencialmente, mejorar este sistema realizando versiones nuevas. Sumado a esto, se han dejado accesibles la base de datos de las señales de respiración obtenida de los experimentos realizados, los ficheros con el cálculo de errores, el código fuente del cálculo del ritmo respiratorio con los dos algoritmos propuestos y el código fuente de las pruebas estadísticas.

B. Sistema ambiental para salto vertical

Frente a otros sistemas basados en presión, el área del sistema desarrollado y su resolución son mayores, logrando distribuir 256 sensores en la totalidad de su área mediante una malla de 16 filas y 16 columnas, frente a otros sistemas que utilizan un único sensor.

Si comparamos el sistema desarrollado frente a sistemas vestibles, una de las mayores ventajas que ofrece es que no se necesita de un ajuste en función de las características físicas del usuario (como peso, altura, talla del calzado, etc.).

El sistema diseñado presenta un error sistemático menor al de la cámara utilizada como referencia. Frente a dispositivos no electrónicos que miden el salto vertical y que no presentan este tipo de error, el sistema ambiental propuesto presenta la ventaja de ser más preciso. Además, los dispositivos no electrónicos tienden a sobreestimar las mediciones obtenidas en cada salto y los errores que poseen no son consistentes entre usuarios.

Al evaluar el desempeño del sistema desarrollado, con el primer experimento se demuestra que el sistema es capaz de mantener el error relativo por debajo del 5% para los 228 saltos analizados, utilizando una frecuencia de muestreo de 200Hz. Por otro lado, en el segundo experimento se logró apreciar que una frecuencia de muestreo de 100Hz muestra un desempeño muy parecido a la frecuencia propuesta de 200Hz. Asimismo, se demuestra que las frecuencias de muestreo de 200Hz y 100Hz logran mantener el error relativo por debajo del 5% en el 98,89% y 94,44% de los saltos analizados, respectivamente.

La fórmula de FT es un método validado para calcular la altura del salto vertical. Del primer experimento, los análisis de correlación y de Bland-Altman sugieren que el sistema desarrollado en el trabajo de esta tesis ofrece sistemáticamente los mismos resultados que la cámara de alta velocidad utilizada como referencia, la cuál ha sido validada como método confiable para medir el salto vertical.

Del segundo experimento realizado se concluye que las frecuencias de muestreo de 200Hz y 100Hz tienen un desempeño parecido, y ambas frecuencias ofrecen resultados confiables. Por lo tanto, se puede concluir que si no se tiene acceso a desarrollar un sistema cuyo hardware pueda ofrecer una frecuencia de muestreo igual o mayor a 200Hz, entonces puede utilizarse un hardware que pueda ofrecer una frecuencia de muestreo de al menos 100Hz. Sin embargo, siempre que puedan utilizarse frecuencias mayores, debería hacerse.

Todos estos resultados demuestran que el sistema ambiental desarrollado es tan confiable como un sistema comercial. El sistema propuesto ofrece una alternativa a los profesionales de la salud de utilizar cualquier estación de visualización de las mediciones de su elección, desde un ordenador hasta un smartphone, lo que ofrece una ventaja en cuanto a su portabilidad, sin mencionar que su precio de mercado podría llegar a ser hasta 10 veces menor que el de un dispositivo comercial [33].

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Departamento de Ciencia, Universidad y Sociedad del Conocimiento del Gobierno de Aragón la financiación de este trabajo a través del grupo de investigación de Referencia EduQTech, Ref. T49_20R. Asimismo, también se ofrecen agradecimientos al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT-México), así como al Consejo de Ciencia y Tecnología del Estado de Durango (COCYTED) por el apoyo financiero otorgado. De igual manera se agradece al grupo de investigación EduQTech, así como a todos sus integrantes, por la oportunidad de trabajar en conjunto y de esta forma haber obtenido todos los resultados descritos en este artículo.

REFERENCES

- [1] S. Park and S. Jayaraman, "Wearables: Fundamentals, advancements, and a roadmap for the future," in *Wearable sensors*, pp. 3–27, Elsevier, 2021.
- [2] N. Noury, R. Picard, M.-N. Billebot, F. Durand-Salmon, M. Lewkowicz, and H. Noat, "Challenges and limitations of data capture versus data entry," in *Connected Healthcare for the Citizen*, pp. 85–97, Elsevier, 2018.
- [3] Z. Cao, R. Zhu, and R.-Y. Que, "A wireless portable system with microsensors for monitoring respiratory diseases," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 11, pp. 3110–3116, 2012.
- [4] J. Janssens, S. Pautex, H. Hilleret, and J. Michel, "Sleep disordered breathing in the elderly," *Aging Clinical and Experimental Research*, vol. 12, no. 6, pp. 417–429, 2000.
- [5] C. Rodrigues, M. Correia, J. M. Abrantes, J. Nadal, and M. A. B. Rodrigues, "Consistency of surface electromyography assessment at lower limb selected muscles during vertical countermovement," in *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 402–405, IEEE, 2017.
- [6] M. R. Garcia, L.-J. M. Guzmán, J.-S. B. Valencia, and V. M. Henao, "Portable measurement system of vertical jump using an inertial measurement unit and pressure sensors," in *2016 XXI Symposium on Signal Processing, Images and Artificial Vision (STSIVA)*, pp. 1–5, IEEE, 2016.
- [7] J. F. Drazen, H. Danielsen, M. Vercelletto, A. Loya, J. Davis, and R. Eglash, "A case study for integrated stem outreach in an urban setting using a do-it-yourself vertical jump measurement platform," in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3027–3030, IEEE, 2016.
- [8] N. Casartelli, R. Müller, and N. A. Maffiuletti, "Validity and reliability of the myotest accelerometric system for the assessment of vertical jump height," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 24, no. 11, pp. 3186–3193, 2010.
- [9] U. Yahya, S. A. Senanayake, and A. G. Naim, "Intelligent integrated wearable sensing mechanism for vertical jump height prediction in female netball players," in *2017 Eleventh International Conference on Sensing Technology (ICST)*, pp. 1–7, IEEE, 2017.
- [10] N. Mijailovic, R. Radakovic, A. Peulic, I. Milankovic, and N. Filipovic, "Using force plate, computer simulation and image alignment in jumping analysis," in *2015 IEEE 15th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, pp. 1–4, IEEE, 2015.
- [11] A. García-Ramos, I. Štirn, P. Padijal, J. Argüelles-Cienfuegos, B. De la Fuente, V. Strojnik, and B. Ferlic, "Predicting vertical jump height from bar velocity," *Journal of sports science & medicine*, vol. 14, no. 2, p. 256, 2015.
- [12] B. K. Chan, L. M. Marshall, K. M. Winters, K. A. Faulkner, A. V. Schwartz, and E. S. Orwoll, "Incident fall risk and physical activity and physical performance among older men: the osteoporotic fractures in men study," *American journal of epidemiology*, vol. 165, no. 6, pp. 696–703, 2007.
- [13] E. A. V. Vásquez, *Contribución al diseño de sensores vestibles y ambientales para medir la respiración y el salto vertical en adultos mayores y frágiles*. PhD thesis, Universidad de Zaragoza, 2021.
- [14] K. Anderson, O. Burford, and L. Emmerton, "Mobile health apps to facilitate self-care: a qualitative study of user experiences," *PloS one*, vol. 11, no. 5, p. e0156164, 2016.
- [15] M. Hesse, P. Christ, T. Hörmann, and U. Rückert, "A respiration sensor for a chest-strap based wireless body sensor," in *SENSORS, 2014 IEEE*, pp. 490–493, IEEE, 2014.
- [16] E. Vanegas, R. Igual, and I. Plaza, "Piezoresistive breathing sensing system with 3d printed wearable casing," *Journal of Sensors*, vol. 2019, 2019.
- [17] D. L. Schriger, "Approach to the patient with abnormal vital signs," in *Goldman's Cecil Medicine*, pp. 27–30, Elsevier, 2012.
- [18] W. Q. Lindh, M. Pooler, C. D. Tamparo, B. M. Dahl, and J. Morris, *Delmar's comprehensive medical assisting: administrative and clinical competencies*. Cengage Learning, 2013.
- [19] Mathworks, "Lowpass function." <https://es.mathworks.com/help/signal/ref/lowpass.html>, 2021. [Online; consultado 23-Enero-2021].
- [20] G. Dan, J. Zhao, Z. Chen, H. Yang, and Z. Zhu, "A novel signal acquisition system for wearable respiratory monitoring," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 34365–34371, 2018.
- [21] J. Mann, R. Rabinovich, A. Bates, S. Giavedoni, W. MacNee, and D. Arvind, "Simultaneous activity and respiratory monitoring using an accelerometer," in *2011 International Conference on Body Sensor Networks*, pp. 139–143, IEEE, 2011.
- [22] C. Massaroni, D. L. Presti, P. Saccomandi, M. A. Caponero, R. D'Amato, and E. Schena, "Fiber bragg grating probe for relative humidity and respiratory frequency estimation: assessment during mechanical ventilation," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 5, pp. 2125–2130, 2017.
- [23] Y. Nam, B. A. Reyes, and K. H. Chon, "Estimation of respiratory rates using the built-in microphone of a smartphone or headset," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 20, no. 6, pp. 1493–1501, 2015.
- [24] N. Patwari, J. Wilson, S. Ananthanarayanan, S. K. Kasera, and D. R. Westenskow, "Monitoring breathing via signal strength in wireless networks," *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 13, no. 8, pp. 1774–1786, 2013.
- [25] K. E. Barrett, S. Boitano, S. M. Barman, and H. L. Brooks, "Ganong's review of medical physiology twenty," 2010.
- [26] W. Karlen, A. Garde, D. Myers, C. Scheffer, J. M. Ansermino, and G. A. Dumont, "Estimation of respiratory rate from photoplethysmographic imaging videos compared to pulse oximetry," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 4, pp. 1331–1338, 2015.
- [27] M. H. Li, A. Yadollahi, and B. Taati, "Noncontact vision-based cardiopulmonary monitoring in different sleeping positions," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 21, no. 5, pp. 1367–1375, 2016.
- [28] C. Medrano-Sánchez, R. Igual-Catalán, V. H. Rodríguez-Ontiveros, and I. Plaza-García, "Circuit analysis of matrix-like resistor networks for eliminating crosstalk in pressure sensitive mats," *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 18, pp. 8027–8036, 2019.
- [29] S. Boukhenous and M. Attari, "A vertical jumping performance with and without arms swing by using a dynamometric platform," in *International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications, WOSSPA*, pp. 17–20, IEEE, 2011.
- [30] J. A. Dias, J. Dal Pupo, D. C. Reis, L. Borges, S. G. Santos, A. R. Moro, and N. G. Borges Jr, "Validity of two methods for estimation of vertical jump height," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 25, no. 7, pp. 2034–2039, 2011.
- [31] S. Zihajehzadeh, T. J. Lee, J. K. Lee, R. Hoskinson, and E. J. Park, "Integration of mems inertial and pressure sensors for vertical trajectory determination," *IEEE transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 64, no. 3, pp. 804–814, 2014.
- [32] J. S. Leard, M. A. Cirillo, E. Katsnelson, D. A. Kimiatek, T. W. Miller, K. Trebincevic, and J. C. Garbalosa, "Validity of two alternative systems for measuring vertical jump height," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 21, no. 4, p. 1296, 2007.
- [33] E. Vanegas, Y. Salazar, R. Igual, I. Plaza, et al., "Force-sensitive mat for vertical jump measurement to assess lower limb strength: Validity and reliability study," *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 9, no. 4, p. e27336, 2021.
- [34] M. Sipser, "Introduction to the theory of computation," *ACM Sigact News*, vol. 27, no. 1, pp. 27–29, 1996.
- [35] R. Howard, R. Conway, and A. J. Harrison, "Estimation of force during vertical jumps using body fixed accelerometers," 2014.
- [36] T. D. Whitmer, A. C. Fry, C. M. Forsythe, M. J. Andre, M. T. Lane, A. Hudy, and D. E. Honnold, "Accuracy of a vertical jump contact mat

- for determining jump height and flight time,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 29, no. 4, pp. 877–881, 2015.
- [37] W. Young, “Laboratory strength assessment of athletes,” *New studies in athletics*, vol. 10, pp. 89–89, 1995.
- [38] G. Markovic, D. Dizdar, I. Jukic, and M. Cardinale, “Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 18, no. 3, pp. 551–555, 2004.
- [39] C. Balsalobre-Fernández, M. Glaister, and R. A. Lockey, “The validity and reliability of an iphone app for measuring vertical jump performance,” *Journal of sports sciences*, vol. 33, no. 15, pp. 1574–1579, 2015.
- [40] C. Balsalobre-Fernández, C. M. Tejero-González, J. del Campo-Vecino, and N. Bavaresco, “The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 28, no. 2, pp. 528–533, 2014.
- [41] E. Vanegas, R. Igual, and I. Plaza, “Breathing data from a piezoresistive breathing sensor.” <https://dx.doi.org/10.21227/zcqc-3h94>, 2019. [Cargado 25-Octubre-2019].
- [42] E. Vanegas, R. Igual, and I. Plaza, “The effect of measurement trends in belt breathing sensors,” in *Presented at the 8th International Symposium on Sensor Science*, vol. 17, p. 26, 2021.
- [43] H. T. Bui, M.-I. Farinas, A.-M. Fortin, A.-S. Comtois, and M. Leone, “Comparison and analysis of three different methods to evaluate vertical jump height,” *Clinical physiology and functional imaging*, vol. 35, no. 3, pp. 203–209, 2015.
- [44] J. L. Nuzzo, J. H. Anning, and J. M. Scharfenberg, “The reliability of three devices used for measuring vertical jump height,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 25, no. 9, pp. 2580–2590, 2011.