

PRUEBAS DE FUNCIÓN PULMONAR MEDIANTE PLETISMOGRAFÍA CORPORAL, CASO DE CUATRO SUJETOS DE ESTUDIO

*PULMONARY FUNCTION TEST BY
BODY PLETHYSMOGRAPHY,
FOUR SUBJECTS STUDY CASE*

Arturo Sotelo Orozco

Tecnológico Nacional de México / IT de Tijuana, México
asotelo@tectijuana.edu.mx

Flor Azucena Mosqueda Hernández

Tecnológico Nacional de México / IT de Tijuana, México
flor.mosqueda18@tectijuana.edu.mx

Recepción: 6/octubre/2023

Aceptación: 20/diciembre/2023

Resumen

Las pruebas de función pulmonar permiten analizar las condiciones en que se encuentran las vías aéreas permitiendo diagnosticar la presencia de enfermedades crónicas respiratorias. En este trabajo se propone realizar las pruebas de función pulmonar mediante pletismografía de volumen torácico usando una banda de respiración. Se realizaron pruebas de función pulmonar mediante espirometría, al mismo tiempo se registró la pletismografía de volumen torácico en cuatro individuos sanos de entre 18 y 24 años. Para extraer la información, equivalente a la función pulmonar, de los datos obtenidos de la banda, se empleó un autocodificador desarrollado con redes neuronales artificiales. Al comparar los valores rms de los datos de la espirometría con de los datos procesados correspondientes a la banda de respiración, se encontró una diferencia cercana a 0.1. Lo que es prometedor para la realización de las pruebas de función pulmonar, considerando que el flujo normalizado máximo es de 1.

Palabras Clave: Autocodificadores, Banda de respiración, Espirometría, Función pulmonar.

Abstract

Pulmonary function tests allow us to analyze the air ways conditions, permitting the possibility of diagnosing chronic respiratory disease presences. The proposal of this work is to perform pulmonary function tests using the volume plethysmography acquired using a respiration band. pulmonary function tests were done by means of spirometry at the same time with thoracic volume plethysmography on four study subjects between 18 and 24 years old. To extract the pulmonary function embedded in the data from the respiration band, an autoencoder was developed with artificial neural networks. When rms values from spirometry were compared against the processed one from the respiration band, a small difference close to 0.1 was found. Which is a promising result considering that the maximum normalized flow is 1.

Keywords: Autoencoders, Pulmonary function, Respiratory band, Spirometry.

1. Introducción

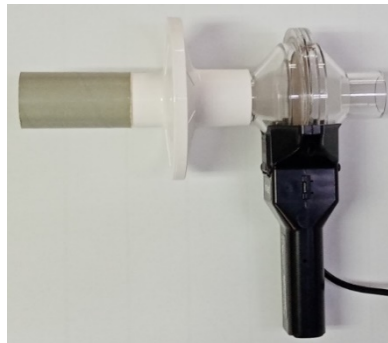
Tanto en condiciones fisiológicas saludables como en condiciones patológicas, el intercambio de gases exige que el aire sea movilizado periódicamente dentro y fuera de los pulmones. Tanto en respiración normal como forzada, el volumen de gas que ocupa los pulmones a lo largo del ciclo de la respiración entra y sale de ellos, dependiendo de las condiciones de los pulmones, de la caja torácica y de la interacción en entre ellos, así como de la función de los músculos respiratorios [Cienfuegos, 2011].

Las pruebas de capacidad pulmonar, también conocidas como de función respiratoria, o también función pulmonar; tienen aplicación clínica rutinaria en la neumología. Son de utilidad en el diagnóstico de enfermedades respiratorias, permiten evaluar la respuesta a tratamientos, así como cuantificar el deterioro en la salud pulmonar. Adicionalmente, es de utilidad en la valoración del riesgo preoperatorio y en el pronóstico de diversas enfermedades [Rivas, 2013].

En la clínica, por su relativa sencillez, las pruebas de capacidad pulmonar se realizan principalmente con la técnica de pletismografía de flujo mediante espirometría. La espirometría permite el cribado, diagnóstico y monitorización de las enfermedades respiratorias, de forma no invasiva, evitando así molestias

innecesarias en los sujetos de estudio. El espirómetro registra flujo volumétrico en litros sobre segundo (l/s); sin embargo, las pruebas se evalúan en litros (l). En una de estas pruebas es importante determinar el volumen expirado durante el primer segundo; en otra, es importante el volumen expirado durante los primeros seis segundos. Por lo que es necesario realizar la conversión de las lecturas del espirómetro a unidades de volumen.

En el protocolo para realizar la prueba en relajación el sujeto bajo estudio debe sentarse en postura ergonómica con la espalda recta y soplar con respiración de normal a través del espirómetro y de sus accesorios. En la figura 1 se muestra el arreglo del instrumento para espirometría, de izquierda a derecha se puede apreciar la boquilla de cartón, el filtro antimicrobiano y finalmente el espirómetro; también se coloca una pinza en la nariz para evitar que el aire escape. Con esto, se hace posible medir el flujo de aire que entra y sale de los pulmones durante el proceso ventilatorio de inspiración y espiración, permitiendo la estimación del volumen corriente (VC).



Fuente: elaboración propia.

Figura 1 Arreglo del instrumento para espirometría.

La espirometría permite, además de evaluar la capacidad de los pulmones para oxigenar eficientemente la sangre, diagnosticar la presencia de potenciales enfermedades respiratorias, así como diferenciar entre anomalías respiratorias y su posible origen, pulmonar, cardíaco, neurológico u otro [De Troyer, 1988]. Su utilidad trasciende el ámbito de la neumología, adquiriendo una creciente importancia en atención primaria e incluso se han descrito aplicaciones fuera del campo de las enfermedades respiratorias [García, 2013].

El método para la prueba de espirometría forzada es una prueba cronometrada, en la cual se mide el volumen de aire que un individuo inhala o exhala a lo largo de un intervalo de tiempo. La capacidad vital forzada (CVF), es el volumen expirado durante los primeros seis segundos de la prueba. El Volumen espiratorio forzado en un segundo (VEF1), es el volumen de aire exhalado durante el primer segundo de la maniobra de CVF y es el principal flujo espiratorio. Un adulto sano menor de 50 años puede exhalar 70% o más de su CVF durante el primer segundo (VEF1/CVF > 70%) [Vázquez, 2017]. Mediante esta relación se detecta obstrucción con alta sensibilidad y especificidad; por ejemplo, con este factor es posible clasificar la gravedad y la respuesta a broncodilatadores [Rivero, 2019].

El equipo espirométrico requiere cuidados específicos para un óptimo desempeño, tal como limpieza y desinfección de partes internas, y la calibración para asegurar que los flujos reales corresponden con lo que registra el instrumento [Rivero, 2019]. Respecto de los consumibles, un filtro antimicrobiano para un espirómetro de 30 milímetros el cual tiene un costo promedio de \$14.00 dólares americanos (USD, por sus siglas en inglés). El costo de la boquilla de cartón de 60 mm de largo en paquete de 100 piezas tiene un precio promedio de \$40.00 USD.

En el caso de la pinza nasal, esta ronda los \$200.00 USD en paquetes de 100 piezas. La variación en los costos depende de la marca, y origen de los materiales. Adicional a este costo está el del agente desinfectante, que dependiendo de la cantidad usada varía el costo por prueba. Por ejemplo, una botella de un litro de alcohol etílico se encuentra comercialmente con un precio promedio de \$8.00 USD. En el caso de las unidades de salud, por ejemplo, de atención a individuos con tuberculosis, hay que agregar el costo de manejo de los consumibles usados, que se consideran residuos peligrosos biológico-infecciosos (RPBI). Estas pruebas deben realizarse repetidamente mientras dure la afección, y en los casos de enfermedades autoinmunes o crónicas por el resto de sus vidas. Esto implica múltiples pruebas a lo largo del tiempo, que la mayor parte de las veces son básicas. Esto produce una carga económica importante para las instituciones de salud pública, que muchas veces no son capaces de cubrir, con la consecuencia de que las personas no tengan acceso a las pruebas para vigilar la evolución de su la salud.

Por otra parte, la técnica pletismografía corporal también se usa para realizar este tipo de pruebas; sin embargo, la mayoría de sus variantes resultan más complejas y algunas más costosas. Las lecturas de esta prueba se pueden considerar directamente en unidades de volumen, ya que las variaciones de las lecturas se deben directamente a las variaciones de volumen de la caja torácica y del abdomen, lo que se conoce como pletismografía de volumen [Mead, 1967].

La variación del volumen corporal depende del desplazamiento caudal de las costillas, generalmente se asocia con el decremento de los diámetros lateral y dorsoventral de la caja torácica. Este movimiento de las costillas implica que los músculos que elevan las costillas tienen un efecto inspiratorio en la caja torácica, y los músculos que bajan las costillas tiene un efecto espiratorio [De Troyer, 2011]. En la mecánica pulmonar influyen la pared torácica que incluye la caja torácica, constituida por las costillas, la columna vertebral y los músculos que la rodean, el diafragma, y también la pared abdominal, como un sistema bicompartimental separado por el diafragma [De Troyer, 1988]. Considerando la pletismografía corporal como alternativa para el estudio de la capacidad pulmonar, en [Mead, 1967], consiguen medir por separado el desplazamiento volumétrico de tórax y abdomen, mediante la colocación de transductores de desplazamiento longitudinal en abdomen y tórax, así como la respectiva participación relativa en el volumen corriente. La pletismografía corporal continúa siendo una prueba fundamental en el estudio de la función pulmonar, permitiendo la medición de volúmenes, capacidades y resistencias pulmonares [De Mir, 2015]. Existe una variedad de métodos para la estimación del volumen absoluto de los pulmones, de acuerdo con [Wagner, 2005] estas incluyen: dilución de gas, desplazamiento de nitrógeno, así como imagenología radiográfica e imagenología por resonancia magnética [Clausen, 1997]. Resultando más complicadas y costosas respecto de la relativa simplicidad de la espirometría.

Para realizar pletismografía corporal es posible hacer uso de bandas elásticas alrededor del tórax y abdomen [Marín, 1988]. La expansión y deflación del tórax y abdomen producen un cambio en los compartimientos de la banda que, con una adecuada calibración, estas variaciones pueden transformarse para dar un valor de

volumen relacionado al grado de desplazamiento toracoabdominal similar al obtenido mediante un espirómetro [Marín 1988], así como de la capacidad funcional residual durante una determinada actividad física [Gea, 2009]. La técnica de pletismografía seleccionada es conocida como banda de esfuerzo o banda de respiración, que particularmente se usa para monitorización del ciclo de respiración en cirugía y en algunas ocasiones en detectores de mentiras. No obstante, hasta nuestro conocimiento, no hay una relación cuantitativa establecida entre la pletismografía de flujo determinada por el espirómetro y la de volumen obtenida con la banda de respiración.

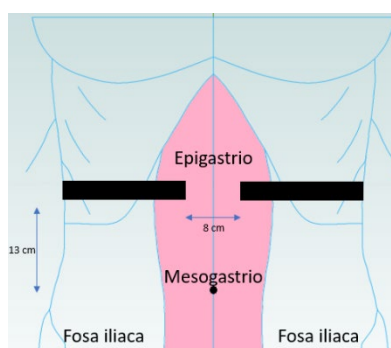
2. Métodos

Entre los equipos y materiales utilizados en el desarrollo se encuentran:

- Filtros antimicrobianos, uno por cada individuo
- Boquilla de cartón, uno por cada individuo
- Espirómetro Vernier modelo SPR-BTA
- Banda de esfuerzo piezoeléctrica BRAEBON modelo 0526-4
- Fisiógrafo BioRadio Great Lakes NeuroTechnologies, modelo 500
- Software de adquisición de señales BioCapture versión 500
- Python versión 3.9.13
- TensorFlow versión 2.9.1.7.

Para generar un banco de señales, se realizaron dos pruebas mediante los protocolos para pruebas de capacidad pulmonar: forzada y en relajación. En la prueba de capacidad pulmonar forzada (prueba forzada), se realiza la inhalación de todo el aire que sea posible, para después exhalarlo de forma brusca sin periodo de espera entre la inhalación y exhalación. Mientras que la prueba de capacidad pulmonar en relajación (prueba de relajación), consiste en inhalar y exhalar de forma normal. Al momento de realizar las pruebas se debe asegurar que la banda de respiración se coloque a 13 cm arriba de la región del mesogastrio con 8 cm de separación entre cada broche para asegurar que la variación en la elongación de la banda sea similar a pesar de las diferencias en diámetro del tórax, como se muestra

en la figura 2. Por otro lado, en el caso del espirómetro se debe asegurar que el filtro antimicrobiano, así como las boquillas de cartón que se empleen en cada uno de los sujetos sean nuevos. Para el acondicionamiento y digitalización de las señales provenientes de los sensores, se hace uso del fisiógrafo BioRadio 500. Para el almacenamiento de las series de tiempo correspondientes al espirómetro y la banda de esfuerzo, se emplea el software BioCapture, que trabaja en conjunto con el fisiógrafo. En este trabajo se realizaron dos pruebas de cada una de las mencionadas a 4 sujetos saludables de entre 18 y 24 años.



Fuente: elaboración propia.

Figura 2 Colocación anatómica de la banda de respiración.

Con el propósito de organizar las pruebas se tomaron datos de los cuatro sujetos, en la tabla 1 se muestran los datos de: género, edad, perímetro del tórax, si padeció COVID-19, si aplicó alguna de las vacunas COVID-19, peso y altura.

Tabla 1 Organización de los registros.

ID	Genero	Edad	Perímetro tórax (cm)	Padeció COVID	Aplicación de vacunas	Peso (kg)	Altura (cm)
1	F	20	83	SI	SI	50	164
2	M	23	86.5	SI	SI	70	175
3	F	24	78	NO	SI	65	165
4	M	24	91.1	NO	SI	80	182

Fuente: elaboración propia.

Los registros obtenidos, tienen una duración promedio de 10 segundos, realizados a una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Sin embargo, una prueba completa de inhalación y exhalación tiene una duración aproximada de 6 segundos, por lo que

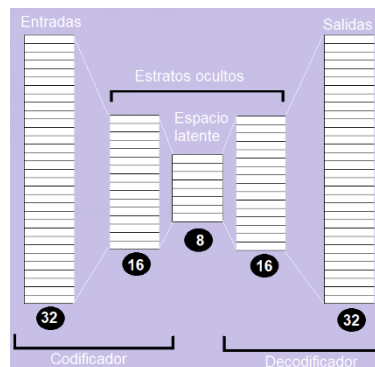
se proponen ventanas de análisis de 3200 muestras, lo que proporciona un margen adicional de 0.4 segundos.

Para modelizar la relación entre la banda de esfuerzo y el espirómetro, se usó un autocodificador basado en redes neuronales artificiales (ANN, por sus siglas en inglés). Los autocodificadores comúnmente suelen usarse para procesamiento en imágenes digitales, y están constituidos por una red codificadora y una red decodificadora. En estos, el número de entradas es igual al número de salidas, las cuales corresponden a la imagen por procesar y la imagen procesada, respectivamente; las imágenes digitales se representan con una matriz bidimensional compuesta de m renglones y n columnas. Por lo que, para cumplir con los requerimientos de la entrada al autocodificador, las series de tiempo unidimensionales obtenidas de los sensores, deben reorganizarse en una forma bidimensional. Para lograr esta forma, en este experimento se propuso arbitrariamente la relación de aspecto (*ancho: alto*) de 1:2.

Una ANN mejora la generalización del fenómeno bajo estudio conforme más ejemplos se le presentan y cuanta mayor variedad de ejemplos relacionados se le entregan, para ello se usó la técnica de aumento de datos, que consiste en generar variaciones de los ejemplos existentes. Este aumento de datos también permitirá compensar la falta de sincronismo en los registros entre diferentes pruebas. Para lograr el aumento de datos, se aplicó una ventana móvil sobre las series de tiempo a lo largo de 0.4 segundos, la cual se desplazó 6 ms cada vez, permitiendo obtener 300 ejemplos de cada registro. Logrando con los cuatro sujetos un total de 1200 ejemplos de la prueba forzada, y 1200 ejemplos de la prueba de relajación, con lo que se construye las tablas de atributos respectivas. El conjunto de datos en las tablas de atributos se normalizó entre 0 y 1, con la finalidad de homogenizar los registros de diferentes sujetos y lograr la modelización para obtener predicciones precisas.

El autocodificador empleado tiene el propósito de hacer una predicción de la respuesta equivalente de espirometría dependiendo del comportamiento de la extensión y contracción de la banda de respiración. Así que la entrada es la serie de tiempo de la banda de respiración y la salida será una predicción de la respuesta

de espirometría. Con el propósito de evaluar la viabilidad del método, en esta fase inicial se propone un autocodificador sencillo, arbitrariamente consistente en 5 estratos, los dos extremos simétricos entre el codificador y el decodificador y al centro el espacio latente. La figura 3 muestra una representación simplificada de la organización del autocodificador, que por el momento no es posible revelar más detalles de la arquitectura.



Fuente: elaboración propia.

Figura 3 Representación del autocodificador.

3. Resultados

En la figura 4 se muestran ejemplos de los registros obtenidos durante la prueba de relajación. Los registros están organizados en orden ascendente de acuerdo con el diámetro del tórax. En la figura 4 es posible apreciar un achatamiento en la amplitud del registro del espirómetro, que es atribuible a secuelas pulmonares considerando que los dos primeros sujetos declaran haber padecido de COVID-19 al menos una vez. En la figura 5 se muestran ejemplos de los registros obtenidos durante la prueba de esfuerzo. En la figura 5d, sujeto 4, puede observarse una inhalación deficiente, que es atribuible a falla en el seguimiento del protocolo, que puede resultar muy común en la realización de este tipo de pruebas, razón por la cual no se omitió este registro. Con estos pocos ejemplos es posible observar la variabilidad que puede presentar la misma prueba entre diferentes individuos debido a su condición física o a falta en el seguimiento de las instrucciones en la realización de la prueba, inclusive el estado emocional que imprime el hecho de realizar pruebas clínicas afecta potencialmente el desempeño del sujeto bajo estudio.

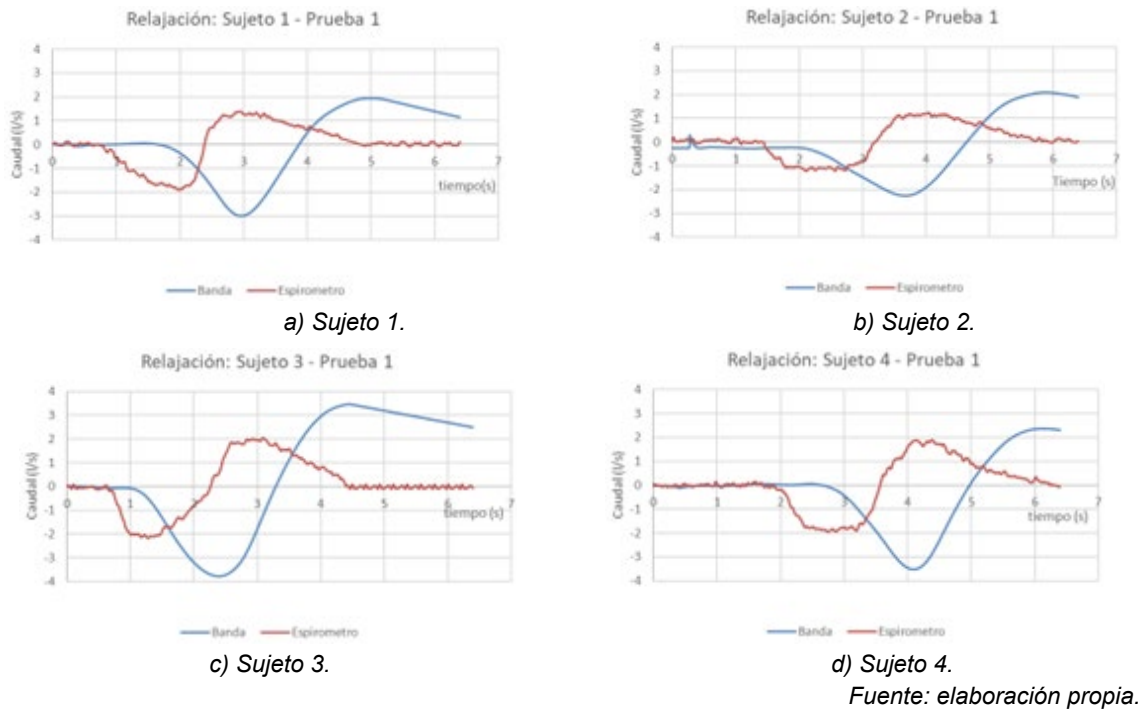


Figura 4 Gráfica de los registros de prueba de relajación.

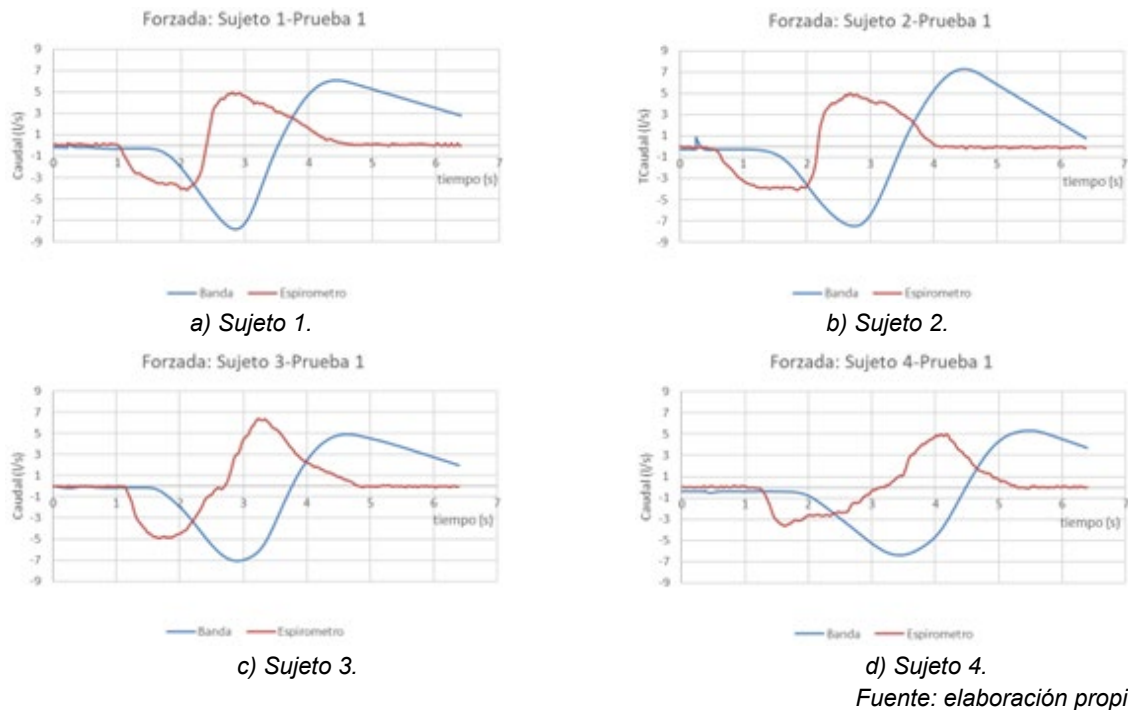


Figura 5 Gráfica de los registros de prueba de esfuerzo.

La tabla de atributos para entrenamiento de la ANN se generó usando los datos aumentados, redimensionados y normalizados; donde los ejemplos de entrada son

los registros de la banda de respiración y la salida esperada es el registro del espirómetro correspondiente. Para efecto entrenamiento/evaluación, se propuso un esquema de validación cruzada dividiendo la tabla de atributos en 5 grupos. Para entrenar los autocodificadores para ambas pruebas, arbitrariamente se sometieron a 100 ciclos del conjunto de datos de entrenamiento.

Para la prueba de respiración relajada, en la fase de entrenamiento se seleccionó el modelo que produjo la menor de las pérdidas, y fue de 0.0134. En la figura 6a se muestra la predicción del autocodificador graficado en color rojo (transformación), la gráfica del espirómetro en azul, en color rosa se muestra la diferencia entre las dos anteriores.

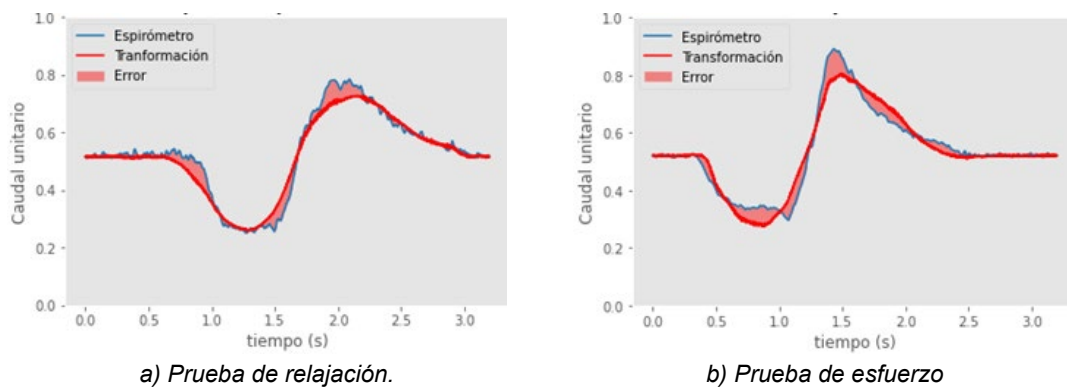


Figura 6 Respuesta generada por el autocodificador para la. Fuente: elaboración propia.

En el proceso de entrenamiento del autocodificador para la prueba de esfuerzo el modelo que generó la menor pérdida fue de 0.0138. En la figura 6b se muestra la predicción del autocodificador graficado en color rojo, la gráfica del espirómetro en azul, en color rosa se muestra la diferencia entre las dos anteriores.

Para determinar los índices de desempeño del método, exactitud y precisión, considerando que el comportamiento de las señales bajo estudio tiene una componente de corriente alterna, se empleó como parámetro el valor de la raíz cuadrática media (*rms*, por sus siglas en inglés), ecuación 1.

$$rms = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{n=0}^N f(nT_s)^2 T_s} \quad (1)$$

Donde:

- rms : valor de la raíz cuadrática media
- n : Índice de tiempo discreto
- T_s : Intervalo de muestreo
- T : Duración del intervalo de análisis

En el cálculo de la exactitud se comparará el valor rms de la predicción del autocodificador con el valor de referencia, que será el valor rms de la curva de espirometría. Entonces, para una ventana de duración de 6.4 segundos, la exactitud se definirá por la ecuación 2.

$$Exactitud = 1 - (rms_s - rms_p) / rms_s \quad (2)$$

Donde:

- $Exactitud$: Proximidad entre la predicción respecto del valor del espirómetro
- rms_s : Valor rms de la prueba de espirometría
- rms_p : Valor rms de la predicción del autocodificador

La precisión se calculó estimando el promedio de la variación del valor de rms de diferentes pruebas bajo las mismas condiciones, ecuación 3.

$$Precisión = \frac{\sum_{i=1}^N (rms_i - \overline{rms})^2}{N - 1} \quad (3)$$

Donde:

- $Precisión$: La cercanía entre los resultados de predicciones individuales
- rms_i : Valor rms i-ésimo
- \overline{rms} : Valor rms promedio
- N : Tamaño de la muestra

La amplitud de los registros depende de la edad, talla y estado de salud del sujeto bajo estudio, por lo que la exactitud se define en términos de la diferencia entre la lectura del espirómetro (referencia) y la predicción del autocodificador (predicción), a menor diferencia mayor exactitud. Para estimar el error se extrajeron aleatoriamente 100 observaciones de la tabla de atributos de evaluación, de acuerdo con la ecuación 1 se calculó el rms a cada una de las observaciones, de la referencia y de la predicción respectiva. Para determinar la *Exactitud* de la

predicción, se calculó la diferencia del *rms* de la referencia con el *rms* de la predicción, de acuerdo con la ecuación 2. De los valores de *rms* correspondientes a las 100 observaciones se determinó el promedio, obteniendo 0.806 para la prueba de relajación y 0.973 para la prueba forzada.

Para estimar la *Precisión*, se usaron 100 observaciones extraídas aleatoriamente, se calculó el *rms* para las respectivas predicciones. De estos se estimó la precisión, según la ecuación 3, obteniendo 0.0130 para la prueba de relajación y de 0.0099 para la prueba de esfuerzo.

4. Discusión

Los registros obtenidos en los cuatro sujetos bajo estudio muestran la variabilidad que se puede presentar durante el registro de la prueba de espirómetro. Desde el punto de vista del aprendizaje máquina, esta variabilidad enriquece la capacidad de general predicciones con mayor precisión y exactitud. En este trabajo el propósito fue determinar la viabilidad del empleo de autocodificadores en este campo, por lo que se empleó un autocodificador muy simple para no producir una carga computacional intensa. Los resultados obtenidos son relevantes a pesar de que es un conjunto reducido de sujetos de estudio, el aumento de datos amplió la tabla de atributos para generalizar el patrón contenido en estos datos. Los resultados de desempeño son alentadores, considerando lo reducido del tamaño de la población estudiada y la simplicidad del autocodificador. En términos de exactitud, considerando un conjunto de cien ejemplos, se obtuvo un promedio de 0.889 para ambos tipos de prueba y en términos de precisión, una variación promedio de 0.0114, son valores que resultan prometedores para la valoración de las pruebas básicas de función pulmonar.

5. Conclusiones

Es posible observar que en la evaluación de las pruebas de función pulmonar influyen diversos parámetros, algunos de ellos fuera del control del instrumentista, uno de ellos muy importante, el estado emocional del sujeto bajo estudio debido a su condición de salud. Estas alteraciones en los registros potencialmente afectarán

la toma de decisiones por parte del especialista de la salud. Sin embargo, en los resultados obtenidos en este trabajo, se observa que el uso de la banda presenta menos variabilidad para la misma prueba en el mismo sujeto e inclusive entre sujetos, sin perder la información correspondiente de la función pulmonar respecto de la prueba de espirometría, que es el estándar de oro de las pruebas de función pulmonar. De acuerdo con los resultados obtenidos en esta pequeña población, la prueba propuesta exhibe índices de exactitud cercana al 88% y de precisión promedio del 1.1%. Estas son evidencias de que la banda de respiración produce resultados prometedores de precisión en estos casos pertenecientes a una población específica y reducida. Lo que es una motivación para continuar el trabajo ampliando el banco de señales e involucrar parámetros adicionales que se usan en los estudios de función pulmonar. Esto permitirá incrementar la exactitud en la predicción de la curva equivalente a espirometría, y en consecuencia lograr un instrumento alternativo para realizar pruebas de función pulmonar. No se discute la comparación del desempeño con otros trabajos debido a que no se ha encontrado trabajos similares donde se proponga cuantificar la relación de la espirometría y la pletismografía de volumen.

Este trabajo es resultado parcial del proyecto financiado por el Tecnológico Nacional de México: Pruebas básicas de función pulmonar mediante pletismografía corporal, con número de registro 18296.23-P.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Cienfuegos, I., & De la Torre, S. Volúmenes pulmonares. Exploración funcional respiratoria. XVII, 31-44, Madrid, 2011.
- [2] Clausen, J. Measurement of absolute lung volumes by imaging techniques. *Eur Respir J* 10. 2427–2431, 1997.
- [3] De Mir Messa, I., & Sardón Prado, O., & Larramona, H., & Salcedo Posadas, A. & Villa Asensi, J.R. Pletismografía corporal (I): estandarización y criterios de calidad. *An Pediatr* 83, nº 2. 136.e1-136.e7, 2015.
- [4] De Troyer, A., & Boriek, A. M. Mechanics of the respiratory muscles. *Comprehensive physiology* 1. 1273-1300, 2011.

- [5] De Troyer, A., & Estenne. M. Functional Anatomy of the Respiratory Muscles. Clinics in Chest Medicine 9, nº 2. 175-193, 1988.
- [6] García Río, F. Espirometría. Archivos de Bronconeumología. 49, nº 9. 388-401, 2013.
- [7] Gea, J., & Orozco-Levi, M., & Martínez-Llorens, J. El patrón ventilatorio, un viejo amigo con mucha información. ¿Cómo obtenerla? Arch Bronconeumol 45, nº 7. 317–319, 2009.
- [8] Marín Trigo, J. M. Pletismografía inductiva en la monitorización respiratoria. Arch Bronconeumol 24, nº 2. 78-80, 1988.
- [9] Mead, J., & Peterson, N., & Grimby, G. Pulmonary ventilation measured from body surface movements. Science 156. 1383-1384, 1967.
- [10] Rivas, O. H. El tabaquismo: La epidemia del siglo XXI. Rev. Med. Honduras 81, nº 1, 2013.
- [11] Rivero-Yeverino, D. Spirometry: basic concepts. Rev Alerg Mex, 66, nº 1. 76-84, 2019.
- [12] Vázquez-García, J. C., & Tornero-Applebaum, F., & Toral-Villanueva, R., & Pérez-Padilla, R. Procedimientos propuestos para la evaluación de la deficiencia en enfermedades respiratorias ocupacionales. Neumología y cirugía de tórax 7, nº 3. 271-284, 2017.
- [13] Wanger, J. L., & Clausen, A., & Pedersen, O. F. Standardisation of the measurement of lung volumes. Eur Respir J 26, nº 3. 511–522, 2005.