

EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL ESFUERZO RESPIRATORIO MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE SENSORES DE SUPERFICIE

Abel Torres

Departamento ESAIL, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona
email: torres@creb.upc.es

José Antonio Fiz

Departamento de Neumología, Hospital Universitario Germans Trias i Pujol, Badalona, España
email: jafiz@ns.hugtip.scs.es

Bachi Galdiz

Departamento de Neumología, Hospital Cruces, Baracaldo, España

Joaquín Gea

Departamento de Neumología, Hospital del Mar, Barcelona, España

José Morera

Departamento de Neumología, Hospital Universitario Germans Trias i Pujol, Badalona, España

Raimon Jané

Departamento ESAIL, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona
email: jane@creb.upc.es

Resumen

El principal objetivo de este trabajo es desarrollar una nueva técnica no invasiva para evaluar el esfuerzo muscular respiratorio. Para ello se ha analizado la señal de movimiento diafragmático (MD) durante ventilaciones espontáneas. La señal MD fue adquirida mediante dos sensores de superficie (un sensor piezoeléctrico de contacto - SPC- y un acelerómetro piezoeléctrico -ACP) aplicados sobre la pared costal. Los experimentos se realizaron en un modelo animal: cuatro perros anestesiados mediante pentobarbital y 2 perros conscientes, realizando tests respiratorios de respiraciones espontáneas contra una carga inspiratoria. La señal MD fue descompuesta en dos componentes: una componente de baja frecuencia (menor de 5 Hz) debido al movimiento lateral global del músculo (componente MOV), y una componente de alta frecuencia (mayor de 5 Hz) debido a las vibraciones laterales de las fibras musculares activas durante la contracción (componente VIB). Se observa como el SPC adquiere principalmente la componente MOV de la señal MD, mientras que el ACP adquiere ambas componentes. Se han encontrado coeficientes de correlación positivos entre los parámetros de amplitud de la componente VIB de la señal MD adquirida mediante el ACP, y el esfuerzo muscular respiratorio durante la respiración, evaluado mediante las presiones inspiratorias.

Palabras Clave: Monitorización respiratoria, músculo diafragma, mecanomiografía, movimiento muscular, acelerómetro piezoeléctrico, sensor piezoeléctrico de contacto.

1 INTRODUCCIÓN

Durante la contracción muscular, además de acortamiento y/o fuerza, se produce un movimiento transversal, es decir, perpendicular a la dirección de las fibras musculares. Este movimiento es causado por la expansión lateral de las fibras musculares activas durante la contracción, y puede descomponerse en dos partes, en función del tipo de movimiento: (1) un movimiento de gran amplitud que se produce sobretodo al inicio y al final de la contracción en contracciones isométricas, y en general durante toda la contracción en contracciones dinámicas (componente MOV), (2) un movimiento de pequeña amplitud consistente en pequeñas oscilaciones o vibraciones que se producen a lo largo de toda la contracción (componente VIB); este segundo tipo de movimiento o vibración suele denominarse mecanomiograma (MMG) [5].

Ambos movimientos pueden ser registrados mediante el uso de micrófonos de acoplamiento de aire, sensores piezoeléctricos de contacto o acelerómetros, fijados sobre la superficie de la piel en la parte central del músculo. El segundo tipo de movimiento puede ser analizado de forma aislada mediante el estudio de contracciones isométricas de larga duración [5]. Durante contracciones dinámicas ambas señales se registran simultáneamente, siendo la contribución de cada una dependiente del tipo de contracción, músculo estudiado y sensor utilizado para su registro.

Los sensores piezoeléctricos de contacto (SPC) están basados en un material piezoeléctrico (elemento sensor) que de forma indirecta (mediante una pieza

de contacto) está en contacto con la superficie de la piel, en una parte cercana al músculo. Los movimientos musculares provocan que la pieza de contacto presione el material piezoeléctrico que produce una carga proporcional al desplazamiento producido [12].

Un acelerómetro piezoeléctrico (ACP) consiste en una lámina de material piezoeléctrico colocada sobre la base de montaje del acelerómetro, de la que está suspendida una masa sísmica. El movimiento del sensor colocado sobre el músculo crea una fuerza inercial en la masa sísmica que produce pequeñas deformaciones en el piezoeléctrico. En este caso, las deformaciones son proporcionales a la aceleración del movimiento [12].

De esta forma, los acelerómetros son más adecuados para estudiar la componente vibratoria del movimiento muscular, mientras que los sensores piezoeléctricos de contacto son más adecuados para estudiar la componente de movimiento muscular durante la contracción (especialmente en contracciones dinámicas).

En trabajos anteriores se ha estudiado la señal de movimiento del músculo diafragma registrada utilizando un SPC (HP21050A) colocado sobre la superficie de la caja torácica, entre el séptimo y el noveno espacio intercostal. En [2,8,9,10] se

presentaron y validaron algoritmos para realizar la identificación/detección de ciclos respiratorios y del periodo de contracción diafragmático en diferentes condiciones de ventilación. En [11] se estudiaron las características tiempo frecuencia de la señal DM, encontrando una correlación positiva entre la pendiente de contracción media (registrada en la señal DL) y la frecuencia instantánea media de la señal DM durante los 0.5 primeros segundos de contracción (coeficientes de correlación iguales a 0.58, 0.65 y 0.84 para los 3 perros analizados en dicho estudio).

En la Figura 1a se muestra un ejemplo de la señal DM registrada mediante el SPC (segunda fila). Las características de este sensor (HP21050A) han sido ampliamente analizadas en [12]. En un estudio previo, nuestro grupo de trabajo, ha comprobado que este SPC registra el desplazamiento de la superficie donde se coloca, filtrado paso-alto con una frecuencia de corte de 1 Hz, y que la amplitud de la componente MOV registrada es mucho mayor que amplitud de la componente VIB (o MMG), de tal forma que no pueden ser separadas mediante filtrado lineal (en las filas a3 y a4 de la Figura 1 se puede observar la señal DM filtrada 5 Hz paso-bajo y paso-alto, respectivamente).

Por otra parte, en estudios en diferentes músculos esqueléticos se ha comprobado que la señal de

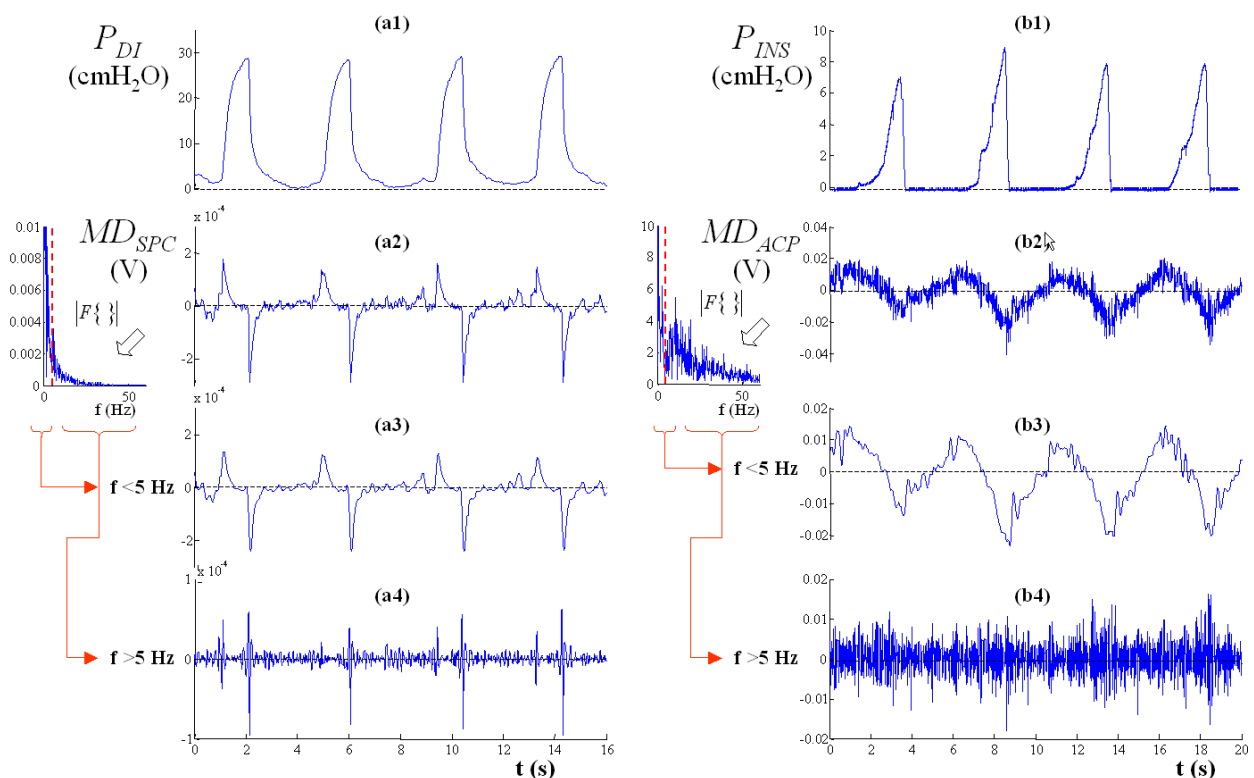


Figura 1: Ejemplo de las señales adquiridas en los dos protocolos

Protocolo 1: (a1) Presión transdiafragmática (P_{di}), (a2) movimiento diafragmático adquirido con el sensor piezoeléctrico de contacto (MD_{SPC}), (a3) señal MD_{SPC} filtrada paso-bajo 5 Hz, (a4) señal MD_{SPC} filtrada paso-alto 5 Hz
 Protocolo 2: (b1) Presión inspiratoria (P_{ins}), (b2) movimiento diafragmático adquirido con el acelerómetro piezoeléctrico (MD_{ACP}), (b3) señal MD_{ACP} filtrada paso-bajo 5 Hz, (b4) señal MD_{ACP} filtrada paso-alto 5 Hz

amplitud de la componente vibratoria del movimiento muscular (MMG) aumenta con la fuerza de contracción (de forma lineal [5,6,7,13] o no lineal [1,3,5]). En el presente estudio se pretende relacionar ambas componentes del movimiento del músculo diafragma con la fuerza muscular respiratoria. Para ello se estudiará la respuesta de un segundo sensor (un ACP) que permita obtener la componente VIB del movimiento del músculo diafragma.

2 MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 ADQUISICIÓN DE SEÑALES Y PROTOCOLOS RESPIRATORIOS

Se realizaron dos protocolos, utilizando distintos sensores para la adquisición de la señal de MD: en el primero se utilizó un SPC y en el segundo un ACP.

Para el primer protocolo se dispuso de señales registradas en una población de estudio formada por cuatro perros de raza mixta (15-20 kg) instrumentados quirúrgicamente bajo anestesia general vía un catéter femoral con pentobarbital sódico (25 mg/kg). El movimiento del músculo diafragma se registró mediante un sensor piezoeléctrico de contacto HP21050A (MD_{SPC}) colocado sobre la superficie de la caja torácica, a la altura del octavo espacio intercostal, en la línea axilar anterior. La presión transdiafragmática (P_{DI}) se obtuvo como la diferencia entre las presiones gástrica y esofágica, cada una registradas mediante la técnica convencional del catéter con globo de látex [4]. Todos los registros se realizaron con un nivel anestésico similar (hasta la supresión del reflejo corneal). Los animales fueron colocados en posición supina durante el estudio. Se aplicó anestesia espinal con la intención de eliminar la actividad de los músculos intercostales y, de esta forma aislar la función diafragmática. Todos los perros realizaron dos tests respiratorios con una carga inspiratoria resistiva progresiva (un test antes y otro después de aplicar la anestesia espinal).

En el segundo protocolo, se analizaron dos perros de raza mixta (15-20 kg) traqueotomizados crónicamente. El movimiento del músculo diafragma se registró mediante un acelerómetro piezoeléctrico Kistler 8302A (MD_{ACP}) colocado en el mismo lugar que en el primer protocolo. En este caso, se registró la presión inspiratoria (P_{INS}) utilizando un transductor de presión colocado en la tráquea. En este protocolo no se utilizó anestesia (ni general ni espinal). Los animales estuvieron conscientes y en posición a cuatro patas durante el estudio. Los dos perros realizaron un test respiratorio con una carga inspiratoria resistiva progresiva.

Todas las señales de este estudio fueron amplificadas y filtradas analógicamente, digitalizadas mediante una sistema A/D de 12 bits con una frecuencia de muestreo de 4 kHz, y diezmedas a una nueva frecuencia de muestreo (MD_{SPC} , MD_{ACP} : 200 Hz; P_{DI} , P_{INS} : 100 Hz).

La duración y el número de ciclos de los tests respiratorios realizados en los dos protocolos se muestran en la Tabla I.

TABLA I
NÚMERO DE CICLOS Y DURACIÓN DE LOS TESTS RESPIRATORIOS

Protocolo	Perro	Nº de ciclos	Duración (s)
1A	P1	102	240
	P2	204	260
	P3	35	120
	P4	41	100
1B	P1	182	420
	P2	202	600
	P3	78	240
	P4	118	280
2	P1	88	322
	P2	83	332

1A: Protocolo 1 antes de aplicar anestesia espinal, 1B: Protocolo 1 después de aplicar anestesia espinal, 2: Protocolo 2

2.2 ANÁLISIS DE DATOS

La identificación de los ciclos respiratorios, y la detección de los instantes de inicio y fin de la contracción del músculo diafragma se realizaron utilizando las señales de presión (P_{DI} o P_{INS} , respectivamente) en cada test respiratorio.

En cada ciclo respiratorio se estimaron cuatro parámetros respiratorios: dos parámetros extraídos de las señales de presión respiratoria (los valores medios y máximos alcanzados durante el ciclo respiratorio: P_m y P_M , respectivamente), y dos parámetros extraídos de las señales MD (el valor cuadrático medio y el valor máximo de amplitud de la señal durante el ciclo respiratorio). El valor cuadrático medio (VCM) se calculó de la siguiente manera:

$$VCM[i] = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N MD[n]^2}{N}} \quad (1)$$

donde $n=1,2,\dots,N$ son las muestras de la señal MD del ciclo i . El valor máximo de amplitud (A) se calculó como el valor máximo de la señal obtenida al aplicar una media móvil de 0.3 segundos sobre la señal MD.

La relación entre los parámetros estimados mediante las señales de presión (P_{DI-INS} : P_M y P_m) y los parámetros estimados mediante las señales MD ($MD_{SPC-ACP}$: VCM y A) fueron analizadas mediante el coeficiente de correlación lineal de Pearson:

$$r = \frac{\sum_{c=1}^C (P_c[c] - \mu_P)(MD_c[c] - \mu_{MD_c})}{\sqrt{\left(\sum_{c=1}^C (P_c[c] - \mu_P)^2\right) \left(\sum_{c=1}^C (MD_c[c] - \mu_{MD_c})^2\right)}} \quad (2)$$

donde $c=1,2,\dots,C$ son los ciclos analizados en un test respiratorio (los μ_* representan los valores medios correspondientes).

En la Figura 2 se presenta un ejemplo en el que se muestra la extracción de parámetros en 6 ciclos respiratorios del segundo perro del protocolo 2.

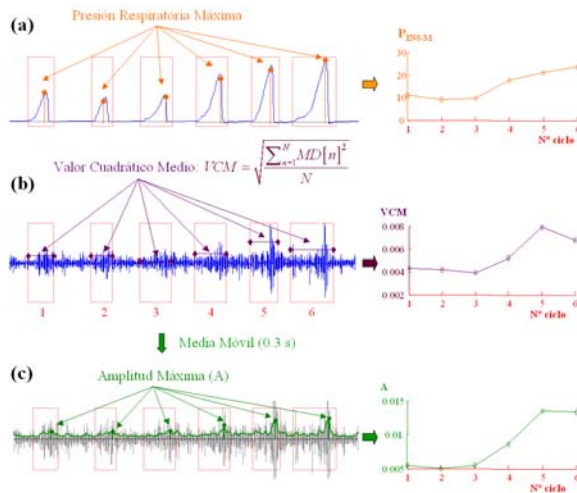


Figura 2: Ejemplo de la extracción de parámetros en 6 ciclos del segundo perro del protocolo 2 (a) Valor máximo de las señales de presión respiratoria, (b) valor cuadrático medio de las señales MD, (c) valor de amplitud máxima de la media móvil de 0.3 segundos aplicada sobre las señales MD.

3 RESULTADOS

En la Tabla II se muestran los coeficientes de correlación entre los parámetros de presión respiratoria y los parámetros de movimiento diafrágico obtenidos.

En el estudio realizado con el SPC (Protocolo 1, antes y después de aplicar anestesia espinal, y para altas y bajas frecuencias) se han obtenido coeficientes de correlación bajos y variables. En general, se encontraron índices de correlación mayores en la banda de baja frecuencia ($f < 5$ Hz) que en la banda de alta frecuencia.

En el estudio realizado con el ACP (Protocolo 2) se obtuvieron parámetros de correlación mayores y positivos. En la banda de alta frecuencia ($f > 5$ Hz) se encontraron parámetros mayores que en la banda de

TABLA II
COEFICIENTES DE CORRELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE PRESIÓN RESPIRATORIA Y LOS PARÁMETROS DE MOVIMIENTO DIAFRAGMÁTICO

r	Banda de baja frecuencia ($f < 5$ Hz)				Banda de alta frecuencia ($f > 5$ Hz)				
	A-		VCM		A-		VCM		
	P_m	P_m	$-P_m$	$-P_m$	P_m	P_m	$-P_m$	$-P_m$	
1A	P1	0.53	0.54	0.59	0.60	0.31	0.32	0.33	0.35
	P2	0.03	-0.07	-0.02	-0.08	-0.18	-0.10	-0.16	-0.06
	P3	0.45	0.48	0.34	0.37	0.30	0.32	0.29	0.31
	P4	-0.44	-0.38	-0.51	-0.43	0.49	0.31	0.53	0.36
1B	P1	0.43	0.20	0.48	0.26	0.60	0.40	0.48	0.32
	P2	0.51	-0.04	0.55	0.10	0.44	-0.02	0.44	-0.01
	P3	-0.47	-0.55	-0.43	-0.47	-0.03	-0.05	0.00	0.10
	P4	-0.22	-0.22	-0.20	-0.22	0.06	0.14	0.07	0.15
2	P1	0.05	0.09	0.17	0.21	0.52	0.55	0.51	0.66
	P2	0.53	0.59	0.61	0.67	0.71	0.75	0.73	0.77

1A: Protocolo 1 antes de aplicar anestesia espinal, 1B: Protocolo 1 después de aplicar anestesia espinal, 2: Protocolo 2. P_m : Presión respiratoria máxima, P_m : Presión respiratoria media, A: Valor máximo de la media móvil, RMS: Valor cuadrático medio

baja frecuencia ($f < 5$ Hz). El coeficiente de correlación mayor obtenido fue el correspondiente a la relación entre el VCM de la señal MD del ACP en la banda de alta frecuencia con el valor medio de la presión inspiratoria durante la contracción (P_m). En la Figura 3 se muestra la evolución de estos dos parámetros (a: P_m , b: RMS), y la relación entre ellos (c), para los dos tests analizados (2 columnas). En general, en los estudios de la señal MMG [1,3,5,6,7,12,13] la relación entre la fuerza y la amplitud de la señal MMG se determina agrupando los valores individuales en función de la fuerza desarrollada por el músculo. De esta forma, en la Figura 3 (d) se muestra esta relación representando los datos agrupados en cuatro grupos, de acuerdo con el valor de la presión inspiratoria máxima (P_m):

- Grupo 1: $0 < P_m < 10$ cmH₂O
- Grupo 2: $10 < P_m < 20$ cmH₂O
- Grupo 3: $20 < P_m < 30$ cmH₂O
- Grupo 4: $P_m > 30$ cmH₂O

Realizando esta agrupación se observa claramente una relación lineal positiva entre el VCM de la señal MD_{ACP} en la banda de alta frecuencia y la P_{INS-m} (aunque en el primer perro se detecta un ligero plateau inicial para valores de presión inspiratoria bajos).

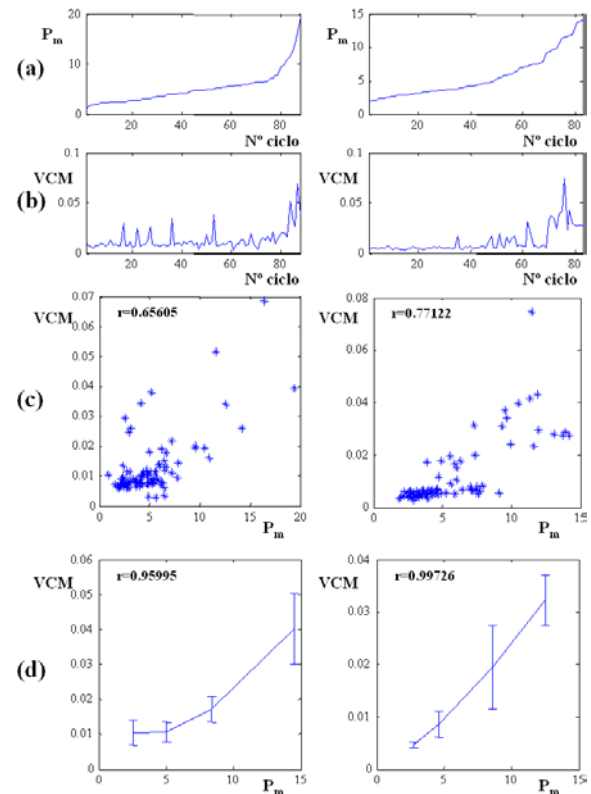


Figura 3: Evolución de la presión inspiratoria media durante la contracción (P_m) y del VCM de la banda de alta frecuencia de la señal MD_{ACP} (filas a y b, respectivamente), para los dos perros (2 columnas), y relaciones entre estos dos parámetros ciclo a ciclo (c) y agrupando en función del valor de la presión inspiratoria máxima (d).

4 DISCUSIÓN

Cuando un músculo se contrae produce dos tipos de movimientos transversales: un movimiento de gran amplitud que se produce principalmente al principio y al final de la contracción muscular, y un movimiento de pequeña amplitud que consiste en pequeñas oscilaciones o vibración que tienen lugar a lo largo de toda la contracción.

En el estudio de la contracción del músculo diafragma, se observa que el SPC HP21050A colocado sobre la pared costal (entre el séptimo y el noveno espacios intercostales), registra el desplazamiento de la pared costal causado por la contracción del músculo diafragma, filtrado 1 Hz paso-alto. En este trabajo se ha analizado la relación entre parámetros de amplitud de esta señal de desplazamiento filtrada y parámetros relacionados con la fuerza ejercida por el músculo (extraídos de las presiones respiratorias); los coeficientes de correlación obtenidos son heterogéneos (crecientes o decrecientes) y con valores absolutos relativamente pequeños. Probablemente el ruido de movimiento o el efecto del filtrado paso-alto del SPC afecta a la amplitud de la señal MD registrada de forma no lineal.

Los acelerómetros piezoeléctricos son sensores más adecuados que los SPC para el registro y estudio de la componente vibratoria (o MMG) de la señal MD, debido, entre otras posibles razones, a que la variable cinemática que registran es la aceleración de la superficie sobre la que se coloca el sensor, en lugar del desplazamiento. En este trabajo se han obtenido coeficientes de correlación siempre positivos entre los parámetros de amplitud de la señal MD registrada mediante un ACP y los parámetros de fuerza desarrollada por el músculo diafragma (tanto en la banda de baja frecuencia como en la banda de alta frecuencia). Esto podría ser debido a que el ruido de movimiento (que tiene la mayoría de su energía concentrada en una banda menor de 5 Hz) afecta poco a la componente vibratoria de la señal MD (de componentes mayores de 5 Hz).

5 CONCLUSIÓN

La técnica presentada en este trabajo proporciona un método indirecto para evaluar el esfuerzo respiratorio utilizando un acelerómetro piezoeléctrico colocado en la superficie de la pared costal. Este método ha sido evaluado en un modelo animal (perros). En un futuro esta técnica podría proporcionar un nuevo método para analizar las propiedades mecánicas de los músculos respiratorios, que sería potencialmente útil para la monitorización no invasiva del sistema respiratorio.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias a las ayudas de CICYT (TIC2001-2167-C02-01) y de la Red Científica RESPIRA del Instituto de Salud Carlos III.

Referencias

- [1] Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas A., Orizio, C., (1996) "Time and frequency domain analysis of electromyogram and soundmyogram in the elderly," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 73, pp.503–510
- [2] Fiz, J.A., Comptois, N., Salazkin, I., Galdiz, B., Morera, J., Grassino, A.E., (1995) "Non Invasive Respiratory Monitoring of Diaphragm Muscle with Surface Accelerometers," *Europ. Resp. J.*, vol. 8(19), pp. 1014.
- [3] Matheson, G.O., Maffey-Ward, L., Mooney, M., Ladly, K., Fung K., Zhang, Y. (1997) "Vibromyography as a quantitative measure muscle force production," *Scand. J. Rehabil. Med.*, 29, pp.29–35.
- [4] Milic-Emili, J., Turner J. M., Galuser, E.M., (1964) "Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons," *J. Appl. Physiol.*, 19, pp.207–211.
- [5] Orizio, C., (1993) "Muscle Sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, pp. 201–243.
- [6] Smith T.G., Stokes, M.J., (1993) "Technical aspects of acoustic myography (AMG) of human skeletal muscle; Contact pressure and force/AMG relationships," *J. Neurosci. Methods.*, 47, pp.85–92.
- [7] Stokes, M.J., Dalton, P.A., (1991) "Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle," *J. Neurol. Sci.*, 101, pp.163–167.
- [8] Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., Morera, J., Comptois, N., Salazkin, I., Grassino, A.E., (1999) "Measurement of Diaphragmatic Function with a Non-Invasive Piezoelectric Contact Sensor," 5th Conf. Europ. Soc. Eng. Med., pp. 571-572.
- [9] Torres, A., Fiz, J.A., Morera, J., Grassino, A.E., Jané, R., (2000) "Assessment of Diaphragmatic Contraction using a Non-Invasive Piezoelectric Contact Sensor," 22th Ann. Conf. IEEE-EMBS.
- [10] Torres, A., Fiz, J.A., Morera, J., Grassino, A.E., Jané, R., (2001) "Non-Invasive Measurement of Diaphragmatic Contraction Time in Dogs," 23th Ann. Conf. IEEE-EMBS.
- [11] Torres, A., Fiz, J.A., Morera, J., Grassino, A.E., Jané, R., (2003) "Time-Frequency representations of the diaphragmatic movement measured by a surface piezoelectric contact sensor in dogs," 25th Ann. Conf. IEEE-EMBS.
- [12] Watakabe, M., Itoh, Y., Mita K., Akataki, K., (1998) "Technical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 36, pp.557–561.
- [13] Zwarts, M.J., Keidel, M. (1991) "Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue," *Muscle Nerve*, 14, pp.756–761.