

# Caracterización de la actividad muscular respiratoria en señales de electromiografía de superficie adquiridas mediante electrodos anulares concéntricos

M. Ràfols-de-Urquía<sup>1,2</sup>, J. Estévez-Piorno<sup>1,2</sup>, L. Estrada<sup>1,2,3</sup>,

J. Garcia-Casado<sup>4</sup>, G. Prats-Boluda<sup>4</sup>, L. Sarlabous<sup>1,2,3</sup>, R. Jané<sup>1,2,3</sup>, A. Torres<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC), The Barcelona Institute of Science and Technology, Barcelona, España.

{mrafols, jestevez, atorres, lestrada, lsarlabous, rjane}@ibecbarcelona.eu

<sup>2</sup>Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) – Barcelona Tech, Barcelona, España

<sup>3</sup>Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), España

<sup>4</sup>Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería, (CI2B) – Universitat Politècnica de València (UPV), Valencia, España, {jgarciac, geprabo}@eln.upv.es

## Resumen

*La evaluación de la actividad muscular respiratoria mediante electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica no invasiva prometedora para el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. El diafragma es el músculo más importante en la respiración, aunque en inspiración forzada otros músculos, como el esternocleidomastoideo, se activan y contribuyen en el proceso respiratorio. La medida del sEMG en estos músculos (sEMGdi y sEMGscm, respectivamente) mediante dos electrodos en configuración bipolar convencional (EBs) es una práctica común para evaluar la actividad muscular respiratoria y permite cuantificar de forma indirecta el nivel de activación muscular o esfuerzo. No obstante, las señales resultantes suelen estar contaminadas por otras fuentes bioeléctricas, dificultando la evaluación de los músculos en cuestión. En este escenario, el objetivo de este proyecto es evaluar la aplicabilidad de electrodos anulares concéntricos en configuración bipolar (ECs) para el registro de sEMG de músculos respiratorios. Con este fin, se registraron señales sEMGdi y sEMGscm con los dos tipos de electrodos en sujetos sanos mientras realizaban un protocolo de carga inspiratoria. La interferencia de la actividad cardíaca y el ratio inspiración/expiration fueron evaluadas, así como también otros parámetros de amplitud y frecuencia. Se encontró una menor interferencia cardíaca y un contenido espectral más amplio en las señales adquiridas con ECs. Además, para la colocación de los ECs no es necesario contemplar la orientación de las fibras musculares, por lo que el uso de estos electrodos es una alternativa muy atractiva para la adquisición del sEMG en músculos poco accesibles desde la superficie, como el diafragma.*

## 1. Motivación

La Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) afecta actualmente a 64 millones de personas y se especula que, en los próximos años, se convertirá en la cuarta causa de muerte a nivel mundial (OMS 2011). Se trata de una enfermedad respiratoria que incrementa la resistencia en las vías aéreas al paso del aire, induciendo debilidad o disfunción en la musculatura respiratoria [1].

La evaluación de la musculatura respiratoria mediante la electromiografía de superficie (sEMG) es una práctica clínica complementaria a las rutinas clásicas para evaluar la musculatura respiratoria en pacientes con EPOC, ya que proporciona información indirecta útil sobre la función muscular respiratoria [2]. La sEMG refleja la actividad

global generada por las fibras musculares. Por eso, su uso en músculos no superficiales como el diafragma está limitado debido al efecto de las distintas capas de tejidos que actúan como un filtro, dando lugar a señales de baja resolución espacial [3] e interferidas por la actividad de músculos adyacentes. Por otro lado, el estudio del sEMG en músculos accesorios, como el esternocleidomastoideo (sEMGscm), también ofrece potencial para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con EPOC [4]. Aunque se trata de un músculo superficial y más accesible, el sEMGscm suele contaminarse por artefactos de movimiento y por la actividad de músculos adyacentes, como el escaleno [5]. Adicionalmente, el sEMG adquirido con electrodos superficiales bipolares (EBs) en zonas cercanas al tronco superior, se encuentra habitualmente solapado con la actividad electrocardiográfica (ECG).

En la actualidad, se han propuesto diferentes técnicas de procesamiento de señales para atenuar la interferencia del ECG, pero conllevan la pérdida de información en el rango solapado de frecuencias del sEMG. Recientemente, diversos estudios han revelado que el uso de electrodos anulares concéntricos (ECs), podría mejorar la adquisición del sEMG [6], [7]. Esta configuración permite estimar el Laplaciano del potencial de superficie, que es proporcional a la densidad de corriente ortogonal al punto de registro y por tanto es capaz de atenuar las interferencias en puntos más alejados, ofreciendo una mayor resolución espacial [3] y reduciendo la interferencia del ECG [7].

En este estudio, se implementó un protocolo respiratorio en ocho sujetos sanos, para el registro de señales sEMGdi y sEMGscm mediante EBs y ECs de forma simultánea. Los registros con ECs fueron comparados con los obtenidos utilizando EBs mediante la extracción de parámetros de amplitud y frecuencia, con el objetivo de evaluar si el uso de ECs permite una mejora en las técnicas de diagnóstico, rehabilitación y tratamiento a través de las señales sEMG.

## 2. Materiales y métodos

Ocho voluntarios sanos (5 hombres y 3 mujeres, media  $\pm$  desviación estándar: edad  $22.38 \pm 1.19$  años, altura  $170 \pm 8.49$  cm, peso  $64.75 \pm 3.53$  kg), participaron en un protocolo respiratorio, realizado en el Institut de

Bioingeniería de Catalunya y previamente aprobado por el *Institutional Review Board* de la institución. Se informó del propósito del estudio a todos los sujetos, quienes firmaron un consentimiento de participación de acuerdo con los métodos experimentales empleados.

## 2.1. Protocolo respiratorio

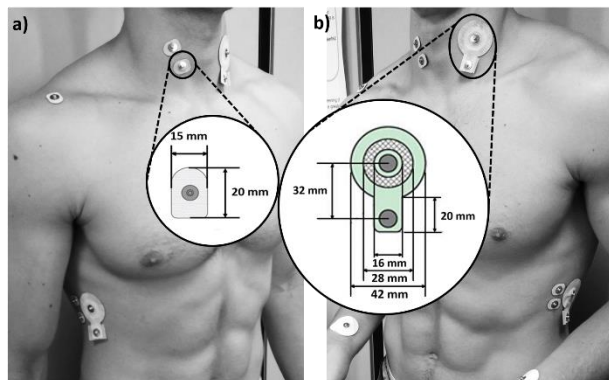
Los sujetos iniciaron el protocolo realizando un test de presión inspiratoria máxima (PIM). A continuación, fueron sometidos a un test de carga incremental (TCI), que consistió en respirar 15 ciclos a volumen corriente (VC) seguido de 15 ciclos a diferentes niveles de carga inspiratoria, al 20%, 40% y 60% de la PIM alcanzada previamente. Después de cada carga, los sujetos descansaron 5 minutos. La presión en boca impuesta para lograr un esfuerzo inspiratorio adicional se generó con un dispositivo para el entrenamiento de la musculatura respiratoria (Power Breathe™ KH2, IMT Technologies Ltd., Birmingham, England). Durante el protocolo los sujetos permanecieron sentados, manteniendo una postura cómoda y erguida, y se les proporcionó una pinza para evitar la respiración nasal [8].

## 2.2. Adquisición de las señales

Todas las señales fueron adquiridas y muestreadas a 2000 Hz con un equipo de adquisición estándar de 24 bits de resolución (Biopac™ MP150, Biopac Systems, Santa Barbara, CA, USA), visualizadas en tiempo real en un monitor y guardadas en un PC con el software del equipo (AcqKnowledge software v.3.2 Biopac Systems Inc.).

Para la adquisición de señales de sEMG durante el TCI, se emplearon 3 pares de EBs (DENIS01520, Spes Medica, Battipaglia, Italy) y 3 ECs (CODE5000S0, Spes Medica), conectados a distintos módulos acondicionadores de EMG (EMG100, Biopac Systems Inc.), con una ganancia de 1000 y un filtro analógico paso-banda de 1 a 500 Hz. Para el registro del sEMGdi, se colocaron dos pares de EBs en ambos lados del sujeto a lo largo de la línea axilar media, entre el 7.º y 8.º espacio intercostal [9]. Adyacente a cada par (a 5 cm), se posicionó un EC. Por otro lado, para obtener las señales de sEMGscm, se utilizó un par de EBs posicionados el lado derecho del cuello y un EC en el lado opuesto Figura 1. El electrodo de referencia fue posicionado en la zona del acromion. Previamente a la colocación de los electrodos, se preparó la piel con una crema abrasiva (Nuprep, Weaver and Company, Aurora CO, USA) y se limpió con alcohol isopropílico con el fin de reducir la impedancia.

Adicionalmente, se registró el ECG empleando la primera derivación mediante dos electrodos convencionales Ag/AgCl (EL501, Biopac Systems, Inc.) conectados a un módulo acondicionador de ECG (ECG100, Biopac Systems Inc.) con una ganancia de 1000 y un filtro analógico paso-bajo de 35 Hz. También se registró la presión en boca (Presión) mediante un transductor de presión diferencial (TSD160A, Biopac Systems, conectado a amplificador modular general (DA100C, Biopac Systems, Inc.) con un filtro analógico paso-bajo fijado a 300 Hz y una ganancia de 1000.



**Figura 1.** Colocación y dimensión de los (a) electrodos en configuración bipolar y (b) electrodo anular concéntrico en configuración bipolar empleados en el protocolo respiratorio.

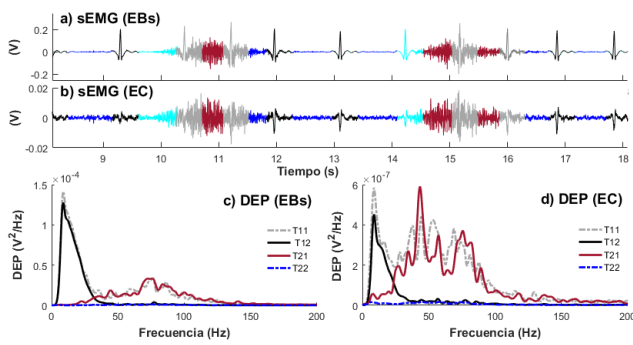
## 2.3. Pre-procesado y procesamiento de las señales

Las señales fueron exportadas y tratadas mediante el software MATLAB (The MathWorks, Inc., v. R2016b, Natick, MA, USA). Se filtraron las señales de sEMG y ECG con un filtro Butterworth de fase nula, 4.º orden y paso banda entre 5 y 400 Hz, y entre 0.5 y 35 Hz, respectivamente. Adicionalmente, se aplicaron tres filtros notch de 2.º orden para eliminar la interferencia de la red eléctrica a 50 Hz, y sus armónicos a 100 Hz y 150 Hz. La señal Presión fue filtrada usando un filtro Butterworth, de fase nula y 4.º orden, paso-bajo con una frecuencia de corte de 5 Hz.

Para el estudio de la actividad muscular inspiratoria se segmentó el sEMG en 4 tipos de segmentos: T11 - segmentos inspiratorios con ECG, T12 - segmentos espiratorios con ECG, T21 - segmentos inspiratorios sin ECG y T22 - segmentos espiratorio sin ECG (Figura 2). Los ciclos inspiratorios y espiratorios se detectaron a partir de la señal Presión, mientras que los segmentos sin ECG se seleccionaron entre compiel final de la onda T y el inicio de la onda P del ECG, siendo segmentos con ECG los comprendidos entre el tramo restante. A continuación, se cuantificó la densidad espectral de potencia (DEP) en cada tipo de segmento de señal mediante el periodograma modificado utilizando una ventana Hamming y la transformada discreta de Fourier calculada con 4096 puntos (NFFT = 4096). Seguidamente, se promediaron los periodogramas de todos los segmentos de un mismo tipo (Figura 2 c y d) y se obtuvo la potencia espectral media (Pm) de cada tipo de segmento, en cada carga y para cada sujeto. A partir de estas potencias, se calcularon dos ratios: Rcardio, diseñado para cuantificar la influencia del ECG en la señal de sEMG (Ecuación 1) y Rins/esp, para valorar el nivel de ruido y la evolución de la actividad muscular a medida que la carga aumenta (Ecuación 2).

$$R_{cardio} = \frac{P_m(T21)}{P_m(T12)} \quad (1) \quad R_{ins/esp} = \frac{P_m(T21)}{P_m(T22)} \quad (2)$$

Por otro lado, para evaluar el contenido frecuencial de las señales, se estimó la frecuencia media (Fmedia) y la dispersión frecuencial de la DEP (Fdisp), que corresponde al rango de frecuencia que contiene el 5 % y el 95 % de la energía de la señal.



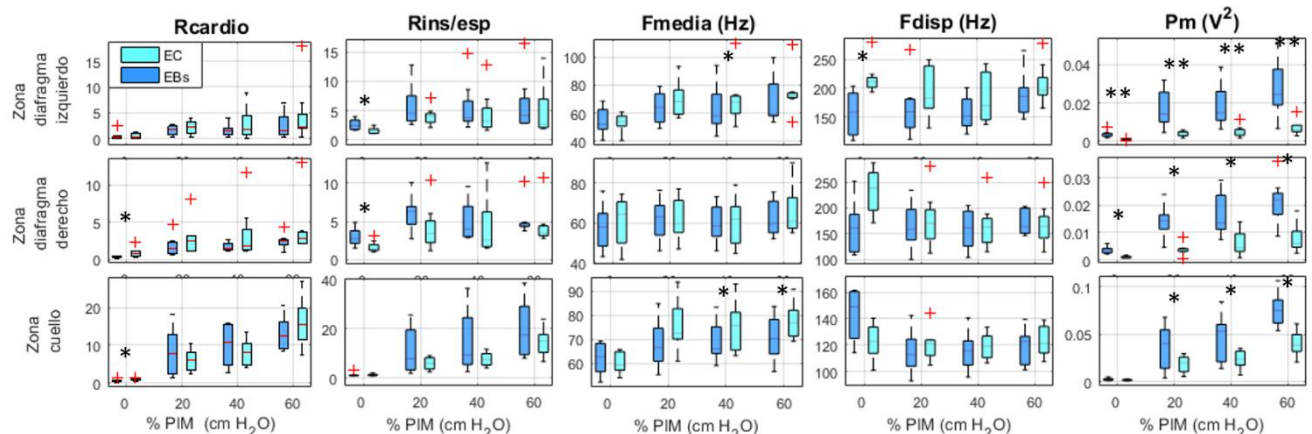
**Figura 2.** Análisis y comparación de las señales adquiridas con EBs y el EC, en el diafragma izquierdo del sujeto 1 durante la tercera carga del TCI. (a) Señal de sEMGdi segmentada en los distintos tramos adquirida con EBs y (b) con el EC. (c) Comparación de la DEP media de los distintos tipos de segmento de las señales obtenidas con EBs y (d) con el EC.

## 2.4. Análisis de datos

Los parámetros y ratios resultantes de las señales adquiridas con ECs fueron comparados a los obtenidos a partir de señales registradas con EBs en cada una de las tres zonas de registro: cuello, diafragma izquierdo, diafragma derecho. Se representó la distribución de los valores obtenidos para Rcardio, Rins/esp, Fmedia, Fdisp y Pm mediante gráficos Box-plot. Además, se realizó un análisis estadístico de Wilcoxon por medio del IMB SPSS Statistcs (IBM Corp, v. 23, Armonk, N.Y., USA), con el fin de evaluar diferencias significativas entre los parámetros obtenidos a partir de las señales registradas por los dos tipos de electrodos.

## 3. Resultados

En general, los valores de Rcardio obtenidos fueron superiores en las señales de ECs que en las de EBs, con diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) en las señales registradas a VC en dos de las zonas de registro. A mayor Rcardio, mayor es la diferencia entre la amplitud del ECG respecto al sEMG inspiratorio, por lo que existe más rechazo de ECG. Por otro lado, los valores de Rins/esp fueron inferiores en ECs que en EBs, con diferencias estadísticamente significativas en las zonas diafragmáticas ( $p < 0.05$ ). Cuanto mayor es el Rins/esp, mayor es la diferencia entre la actividad del sEMG inspiratoria y el nivel de ruido o actividad basal.



**Figura 3.** Distribución de los resultados por carga y tipo de electrodos de todos los sujetos. (\*\*)  $p$ -valor inferior a 0.0005; (\*)  $p$ -valor inferior a 0.05.

En la zona diafragmática, se obtuvo una frecuencia media ligeramente superior en las señales de sEMG adquiridas con ECs que con EBs, y una mayor diferencia en los valores de Fdisp, con diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) en las señales adquiridas a VC. En la zona del cuello, los valores de Fmedia fueron muy superiores ( $p < 0.05$ ), a excepción de las señales a VC, que fueron inferiores ( $p < 0.05$ ). La Fdisp tuvo un comportamiento similar (Figura 3).

Finalmente, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.0005$  en el lado izquierdo del diafragma y  $p < 0.05$ , en las otras zonas) entre los valores de Pm (T21) de las señales registradas por los dos tipos de electrodos, siendo la Pm del EC superior en todos los casos.

## 4. Discusión y conclusión

En el presente estudio los EC han demostrado atenuar la actividad cardíaca que interfiere en los registros de señales musculares respiratorias. Esta propiedad del EC está relacionada con la resolución espacial que ofrece esta configuración, cuyas medidas permiten un rechazo mayor de la actividad bioeléctrica proveniente de otras fuentes alejadas de la zona de registro. Este comportamiento ha sido confirmado en otros estudios que evaluaron el sEMG registrado en el bíceps [6] y en el esternocleidomastoideo [10]. En efecto, el Rcardio fue generalmente superior en los registros con EBs adquiridos en la misma zona y de forma simultánea.

Cabe mencionar que, en la zona diafragmática, los electrodos se colocaron adyacentes, aunque a una distancia de 5 cm. Esto implica que un electrodo se encontrará más cercano al corazón, por tanto, será más susceptible al ruido cardíaco. En el presente estudio, el EB estuvo más alejado del corazón, y por ello en alguna de las cargas pudo ser menos afectado por la señal ECG. Estudios futuros, podrían evaluar el efecto que tiene la posición de los electrodos sobre los registros de señales, así como tener en cuenta la variabilidad entre sujeto o su postura.

El Rins/esp fue significativamente menor en las señales de registradas con ECs que en las provenientes de EBs, sugiriendo que presentan un nivel de ruido basal mayor. Aunque este ruido no ha sido estudiado en este trabajo su origen puede ser debido a que las señales registradas con

ECs tienen una menor amplitud en comparación con los registros con EBs, ya que se encontró una Pm (T21) menor y estadísticamente significativa en todos los casos. Además al ser la señal del EC calculada a partir de la derivada de su potencial, aumenta tanto la resolución de la señal como la del ruido [11]. También como los electrodos se adhieren en la piel de la zona inferior del torso, inevitablemente pueden doblarse según la postura del sujeto, perturbando el efecto Laplaciano e introduciendo ruido por artefactos de movimiento a la señal sEMGdi. En efecto, la curvatura de la piel se contempla como un problema para el uso de los ECs [12]. En algunos estudios, se propone una etapa preamplificadora cerca del electrodo, para mejorar el SNR de las adquisiciones [13], [11]. Igualmente, el diafragma es un músculo no periférico y la distancia óptima entre los anillos del EC aún no está establecida.

En este estudio, las frecuencias de las señales de sEMGdi fueron mayores en las señales de ECs que en las señales EBs. Esto puede ser debido a la función de transferencia espacial del filtro asociado su estructura [6]. En cuanto al sEMGscm, los parámetros frecuenciales también fueron superiores en ECs cuando se aplicó carga a los sujetos, pero fueron iguales o incluso inferiores en señales registradas a VC. Este comportamiento es debido a que el EB tiene una componente mayor de baja frecuencia ya que están más afectados a la vibración muscular. Esta vibración, aunque es menor a VC, es mucho más significativa en comparación con la activación muscular (prácticamente nula a VC para este músculo).

En conclusión, se ha demostrado que los ECs presentan ventajas respecto los EBs ya que atenúan las interferencias bioeléctricas como el ECG, y tienen un ancho de banda mayor que permite estudiar mejor las altas frecuencias [6]. Además, los sistemas Laplacianos son isotrópicos, y por ello la colocación es más sencilla, ya que el electrodo no debe orientarse de acorde con las fibras musculares, que en muchos casos son complejas de identificar. Los ECs tienen un gran potencial para la mejora de la práctica clínica en el seguimiento y evaluación de la actividad muscular respiratoria, pero es necesario estudiar nuevos diseños de electrodos y mejorar la arquitectura de los sistemas de adquisición para reducir el efecto del ruido basal.

## Agradecimientos

Este trabajo fue financiado en parte por el programa CERCA (Generalitat de Catalunya) y el Ministerio de Economía y Competitividad, ref. DPI2015-68820-R (MINECO/FEDER). Luis Estrada ha sido financiado por parte del Instituto para la Formación y Aprovechamiento de Recursos Humanos y de la Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (Programa IFARHU-SENACYT, beca 270-2012-27).

## Referencias

- [1] T. Similowski and J. P. H. Derenne, Inspiratory muscle testing in stable COPD patients, *European Respiratory Journal*, vol 7, no 10, 1994, pp 1871–1876 (ISSN: 09031936).
- [2] G. J. Gibson *et al.*, ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing, *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol 166, no 4, 2002, pp 518–624 (ISSN: 1073449X).
- [3] W. Besio and T. Chen, Tripolar Laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping, *Physiological Measurements*, vol 28, no 5, pp 515–529, 2007 (ISSN: 0967-3334).
- [4] M. A. Mañanas, R. Jané, J. A. Fiz, J. Morera, and P. Caminal, Study of myographic signals from sternomastoid muscle in patients with chronic obstructive pulmonary disease, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 47, no 5, 2000, pp 674–681 (ISSN: 0018-9294).
- [5] A. De Troyer, R. Pêche, J. C. Yernault, and M. Estenne, Neck muscle activity in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease, *The American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol 150, no 1, 1994, pp 41–47 (ISSN: 1073-449X).
- [6] L. Estrada, A. Torres, J. Garcia-Casado, G. Prats-Boluda, and R. Jané, Characterization of laplacian surface electromyographic signals during isometric contraction in biceps brachii, *Proceeding of the 35th Annual International Conference of IEEE Engineering Medicine and Biology Society (EMBC'13). Osaka, Japan, 2013*, pp 535–8 (ISSN: 1557-170X).
- [7] L. Estrada, A. Torres, J. Garcia-Casado, G. Prats-Boluda, Yiyao Ye-Lin, and R. Jané, Evaluation of Laplacian diaphragm electromyographic recording in a dynamic inspiratory maneuver, *Proceedings of the 36th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'14), Chicago, Illinois, USA, 2014*, pp 2201–2204 (ISSN: 1557170X).
- [8] L. Estrada, A. Torres, L. Sarlabous, and R. Jané, Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation From Diaphragm Electromyographic Signals Using Fixed Sample Entropy, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol 20, no 2, 2016, pp 476–485 (ISSN: 21682194).
- [9] Y. Deng, W. Wolf, R. Schnell, and U. Appel, New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: An application of the method in diaphragmatic EMG signals, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 47, no 9, 2000, pp 1177–1184 (ISSN: 00189294).
- [10] L. Estrada, A. Torres, L. Sarlabous, and R. Jané, Evaluation of sternocleidomastoid muscle activity by electromyography recorded with concentric ring electrodes, *XXXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2015)*, no 1, 2015, pp 183–186 (ISBN: 9788460833543).
- [11] J. Lian, S. Srinivasan, H.-C. Tsai, D. Wu, B. Avitall, and B. He, Estimation of noise level and signal to noise ratio of laplacian electrocardiogram during ventricular depolarization and repolarization, *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol 25, no 10, 2002, pp 1474–1487 (ISSN: 01478389).
- [12] D. B. Geselowitz and J. E. Ferrara, Is accurate recording of the ECG surface Laplacian feasible?, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 46, no 4, 1999, pp 377–381 (ISSN: 00189294).
- [13] G. Prats-Boluda, Y. Ye-Lin, E. Garcia-Breijo, J. Ibañez, and J. Garcia-Casado, Active flexible concentric ring electrode for non-invasive surface bioelectrical recordings, *Measurement Science and Technology*, vol 23, no 12, 2012, p 125703 (ISSN: 0957-0233).