



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

CARACTERIZACIÓN DE ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA DE LOS MÚSCULOS RESPIRATORIOS DURANTE SU ACTIVACIÓN EN UNA PRUEBA DE CARGA DE LARGA DURACIÓN

TRABAJO FINAL DEL

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

REALIZADO POR

PICORNELL BOIGUES, Andreu

TUTORIZADO POR

YE LIN, Yiyao

PRATS BOLUDA, Gema

CURSO ACADÉMICO: 2019/202

Resumen

La medición de la actividad respiratoria es una de las maneras más comunes para el diagnóstico de pacientes con problemas respiratorios. La fatiga en los músculos respiratorios puede ser un indicativo de algunas enfermedades respiratorias, como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. La detección prematura de estas enfermedades es de vital importancia para el éxito de un posterior tratamiento. La prueba más extendida para valorar la actividad respiratoria es la espirometría. Sin embargo, la espirometría no ofrece una gran información alrededor de la actividad muscular, para obtener una mayor información entorno a la actividad muscular se recurre a la electromiografía.

En el presente TFG se ha realizado un estudio comparativo de los electrodos bipolares y electrodos concéntricos anulares para la evaluación de la fatiga de los músculos respiratorios.

Los electrodos bipolares, generalmente se ven influenciados por otras fuentes bioeléctricas como puede ser la actividad cardíaca. Por otro lado, los electrodos concéntricos tienen una resolución espacial más alta y se ven menos influenciados por otras fuentes bioeléctricas por ello su uso para tomar medidas en músculos específicos como el diafragma a priori se supone mejor.

Para el análisis de la fatiga se ha realizado una prueba a treinta sujetos con una carga del 60% respecto a la prueba inspiratoria máxima. Para cada sujeto se han utilizado un total de seis canales, cuatro que captan la señal diafragmática, de los cuales dos son concéntricos y dos bipolares y dos en el esternocleidomastoideo, de los cuales uno es concéntrico y otro bipolar.

Para el posterior análisis se ha segmentado el registro en contracciones y se ha eliminado la actividad basal. Para comprobar si se ha producido fatiga se han analizado un total de 12 parámetros, entre ellos seis parámetros temporales, dos espectrales y cuatro no lineales. En los parámetros temporales se puede comprobar que se ha producido fatiga si los parámetros aumentan en el tiempo. Por otro lado, los parámetros no lineales tienden a disminuir en el tiempo si se produce fatiga. En los parámetros espectrales, la frecuencia tiende a disminuir y el Spectral Moment Ratio a aumentar en el caso de que se produzca fatiga. A partir de las tendencias de los parámetros indicados anteriormente se ha procedido a realizar diferentes comparativas como comparativas entre los canales, la configuración de electrodo, la lateralidad o el músculo.

Palabras clave: actividad respiratoria, fatiga, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, espirometría, electrodos bipolares, electrodos concéntricos, prueba inspiratoria máxima, diafragma, esternocleidomastoideo.

Resum

El mesurament de l'activitat respiratòria és una de les maneres més comuns per al diagnòstic de pacients amb problemes respiratoris. La fatiga en els músculs respiratoris pot ser un indicatiu d'algunes malalties respiratòries, com la enfermetat pulmonar obstructiva crònica. La detecció prematura d'aquestes malalties és de vital importància per a l'èxit d'un posterior tractament. La prova més estesa per a valorar l'activitat respiratòria és l'espirometria. No obstant això, l'espirometria no ofereix una gran informació al voltant de l'activitat muscular, per a valorar l'activitat muscular es recorre a l'ús de l'electromiografia.

En el present TFG s'ha realitzat un estudi comparatiu dels elèctrodes bipolars i elèctrodes concèntrics anulars per a l'avaluació de la fatiga dels músculs respiratoris.

Els elèctrodes bipolars, generalment es veuen influenciats per altres fonts bioelèctrics com pot ser l'activitat cardíaca. D'altra banda, els elèctrodes concèntrics tenen una resolució espacial més alta i es veuen menys influenciats per altres fonts bioelèctrics per això el seu ús en músculs específics com el diafragma se suposa millor.

Per a l'anàlisi de la fatiga s'ha realitzat una prova a trenta subjectes amb una càrrega del 60% respecte a la prova inspiratòria màxima. Per a cada subjecte s'han utilitzat un total de sis canals, quatre que capten el senyal diafragmàtica, dels quals dos són concèntrics i dos bipolars i dos al esternoclidomastoïdal, dels quals un és concèntric i un altre bipolar.

Per al posterior anàlisi s'ha segmentat el registre en contraccions i s'ha eliminat l'activitat basal. Per comprovar si s'ha produït fatiga s'han analitzat un total de 12 paràmetres, entre ells sis paràmetres temporals, dos espectrals i quatre no lineals. En els paràmetres temporals es pot comprovar que s'ha produït fatiga si els paràmetres augmenten en el temps. D'altra banda, els paràmetres no lineals tendeixen a disminuir en el temps si es produeix fatiga. En els paràmetres espectrals, la freqüència tendeix a disminuir i el Spectral Moment Ratio a augmentar si es produeix fatiga. A partir de les tendències dels paràmetres indicats anteriorment s'ha procedit a realitzar diferents comparatives com comparatives entre els canals, entre les diferents configuracions d'elèctrodes, la lateralitat o el múscul respiratori.

Paraules clau: activitat respiratòria, fatiga, enfermetat pulmonar obstructiva crònica, espirometria, elèctrodes bipolars, elèctrodes concèntrics, prova inspiratòria màxima, diafragma, esternoclidomastoïdal.

Abstract

Measuring respiratory activity is one of the most common ways to diagnose patients with respiratory problems. Fatigue in the respiratory muscles can be an indication of some respiratory diseases, such as chronic obstructive pulmonary disease. Early detection of these diseases is of vital importance for the success of subsequent treatment. The most widespread test to assess respiratory activity is spirometry. However, spirometry does not provide much information about muscle activity, for this purpose, electromyography is used.

In the present final project a comparative study of bipolar electrodes and concentric ring electrodes for the evaluation of respiratory muscle fatigue has been carried out.

Bipolar electrodes are generally influenced by other bioelectric sources such as cardiac activity. On the other hand, concentric electrodes have a higher spatial resolution and are less influenced by other bioelectric sources so their use to take measurements on specific muscles such as the diaphragm is assumed to be better.

For the analysis of fatigue, thirty subjects were tested with a load of 60% with respect to the maximum inspiratory test. A total of six channels were used for each subject, four of which captured the diaphragmatic signal, of which two were concentric and two bipolar, and two in the sternocleidomastoid, of which one was concentric and one bipolar.

For the subsequent analysis the recording has been segmented into contractions and basal activity has been eliminated. To check whether fatigue has occurred, a total of 12 parameters have been analysed, including six temporal parameters, two spectral and four non-linear. In the temporal parameters it can be checked that fatigue has occurred if the parameters increase in time. On the other hand, non-linear parameters tend to decrease in time if fatigue occurs. In the spectral parameters, the frequency tends to decrease and the Spectral Moment Ratio to increase in the case of fatigue. Based on the trends of the parameters indicated above, different comparisons have been made such as comparisons between channels, electrode configuration, laterality or muscle.

Keywords: respiratory activity, fatigue, chronic obstructive pulmonary disease, spirometry, bipolar electrodes, concentric electrodes, peak inspiratory test, diaphragm, sternocleidomastoid.

Agradecimientos

A mis dos tutoras Gema y Yiyao, a Javier García por su ayuda durante la elaboración del TFG, a mi compañero Joan Ochoa por su ayuda, a mis amigos Ricardo y Cristina por su apoyo, a mis padres y a mi hermano.

MEMORIA

TABLA DE CONTENIDOS

1. MARCO TEÓRICO	1
1.1. ANATOMÍA DEL APARATO RESPIRATORIO	1
1.2. FISIOLÓGÍA	2
1.3. MÚSCULOS REPIRATORIOS	4
1.4. ENFERMEDAD EPOC Y SU RELEVANCIA	6
1.5. MÉTODOS PARA CAPTAR LA RESPIRACIÓN	7
1.6. ELECTROMIOGRAFÍA	8
1.7. FATIGA MUSCULAR	10
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	12
3. MÉTODOS Y MATERIALES	13
3.1. PROTOCOLO	13
3.2. PROCESADO Y SEGMENTACIÓN	15
3.3. ANÁLISIS DE DATOS	16
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	23
4.1. REGISTRO TEMPORAL DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LOS MÚSCULOS DIAFRAGMÁTICOS Y ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO EN SUPERFÍCIE	23
4.2. EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LOS PARÁMETROS TEMPORALES, ESPECTRALES Y NO LINEALES DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DEL DIAFRAGMA Y DEL ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE UNA PRUEBA DE CARGA ..	24
4.3. ANÁLISIS DE LA EVOLUCIÓN DE LOS PARÁMETROS TEMPORALES, ESPECTRALES Y NO LINEALES DURANTE UNA PRUEBA DE CARGA EN REGISTROS DEL ELECTROMIOGRAMA DIAFRAGMÁTICO Y DEL ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO CON ELECTRODOS BIPOLARES Y CONCÉNTRICOS	30
4.3.1. Comparativa de las tendencias en la evolución de los diferentes parámetros durante la prueba de carga en las diferentes configuraciones de registro.....	30
4.3.2. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la configuración de registro	34
4.3.3. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular por tipo de electrodo (bipolar vs concéntrico)	35

4.3.4. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la lateralidad en la colocación de los electrodos de registro	36
4.4. IDENTIFICACIÓN DE SUJETOS CON POSIBLE FATIGA DEL MÚSCULO DIAFRAGMÁTICO Y/O ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE LA PRUEBA DE CARGA.....	37
5. CONCLUSIÓN.....	39
6. LINEAS FUTURAS.....	40
7. BIBLIOGRAFÍA.....	41
ANEXO 1. CÁLCULO	43

ÍNDICE FIGURAS

Figura 1. Estructura del árbol bronquial y de los alveolos pulmonares. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)	2
Figura 2. Proceso de respiración (inspiración y expiración). (Lechtzin, 2017)	3
Figura 3. Neurona motora y unidad motora. (Bonilla Ocampo, 2014).....	4
Figura 4. Esquema de los músculos respiratorios. (Pictoeduca, s.f.)	6
Figura 5. Registro de los volúmenes y capacidades pulmonares de una espirometría. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)	8
Figura 6. Electrodo bipolar. (Rafols de Urquia, 2017).....	9
Figura 7. Electrodo concéntrico. (Rafols de Urquia, 2017)	10
Figura 8. Proceso de reclutamiento de fibras. (estudio, s.f.).....	10
Figura 9. Línea media de la axila, protocolo de colocación de los electrodos. (Rafols de Urquia, 2017).....	14
Figura 10. Esternocleidomastoideo, protocolo de colocación de los electrodos (Rafols de Urquia, 2017)	14
Figura 11. Sujeto momentos antes de captar el registro. (Rafols de Urquia, 2017)	15
Figura 12. Poncairé plot. (Piskorski & Guzik, 2007)	18
Figura 13. Excel con los datos después de la inspección visual	19
Figura 14. Excel con las tendencias de cada familia de parámetros	21
Figura 15. Excel con el resultado de los músculos fatigados	22
Figura 16. Registro simultáneo de 6 señales es EMG en el músculo diafragma y ECM, flujo, presión y ECG adquirido en el sujeto 6.	23
Figura 17. Los 6 canales EMG, el flujo y presión segmentados (en rojo actividad contráctil).....	24
Figura 18. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 4 canales diafragmáticos donde hay indicios de fatiga en el diafragma.	26
Figura 19. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo. .	26
Figura 20. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 4 canales diafragmáticos donde no hay indicios fatiga en el diafragma.	27
Figura 21. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo. .	27
Figura 22. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 4 canales diafragmáticos donde hay indicios de fatiga en el diafragma.	28
Figura 23. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde no hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo.	28
Figura 24. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 4 canales diafragmáticos donde no hay indicios de fatiga en el diafragma.	29
Figura 25. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo. .	29
Figura 26. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar diafragmático izquierdo	30
Figura 27. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar diafragmático derecho.	31
Figura 28. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico diafragmático izquierdo.	32
Figura 29. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico diafragmático derecho.....	32

Figura 30. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar esternocleidomastoideo derecho.	33
Figura 31. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico esternocleidomastoideo izquierdo	33
Figura 32. Porcentaje de sujetos por familia de parámetros que sigue la tendencia esperada en cada canal diafragmático.	34
Figura 33. Porcentaje de sujetos por familia de parámetros que sigue la tendencia esperada en caso de fatiga en cada canal del esternocleidomastoideo.	35
Figura 34. Porcentaje de sujetos registrados con cada tipo de electrodo (bipolar o concéntrico) que sigue la tendencia esperada en cada una de las familias de parámetros.	36
Figura 35. Porcentaje de sujetos para cada familia de parámetros en los que se sigue la tendencia esperada en función del lado de registro (derecho o izquierdo).	37
Figura 36. Porcentaje de sujetos en los que se aprecian indicios de fatiga.	38
Figura 37. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los canales diafragmáticos.	43
Figura 38. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	43
Figura 39. Gráficas de los parámetros del sujeto 2 de los canales diafragmáticos.	43
Figura 40. Gráficas de los parámetros del sujeto 2 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	44
Figura 41. Gráficas de los parámetros del sujeto 3 de los canales diafragmáticos.	44
Figura 42. Gráficas de los parámetros del sujeto 3 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	44
Figura 43. Gráficas de los parámetros del sujeto 4 de los canales diafragmáticos.	45
Figura 44. Gráficas de los parámetros del sujeto 4 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	45
Figura 45. Gráficas de los parámetros del sujeto 5 de los canales diafragmáticos.	45
Figura 46. Gráficas de los parámetros del sujeto 5 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	46
Figura 47. Gráficas de los parámetros del sujeto 6 de los canales diafragmáticos.	46
Figura 48. Gráficas de los parámetros del sujeto 6 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	46
Figura 49. Gráficas de los parámetros del sujeto 8 de los canales diafragmáticos.	47
Figura 50. Gráficas de los parámetros del sujeto 8 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	47
Figura 51. Gráficas de los parámetros del sujeto 9 de los canales diafragmáticos.	47
Figura 52. Gráficas de los parámetros del sujeto 9 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	48
Figura 53. Gráficas de los parámetros del sujeto 10 de los canales diafragmáticos.	48
Figura 54. Gráficas de los parámetros del sujeto 10 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	48
Figura 55. Gráficas de los parámetros del sujeto 11 de los canales diafragmáticos.	49
Figura 56. Gráficas de los parámetros del sujeto 11 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	49
Figura 57. Gráficas de los parámetros del sujeto 12 de los canales diafragmáticos.	49
Figura 58. Gráficas de los parámetros del sujeto 12 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	50
Figura 59. Gráficas de los parámetros del sujeto 13 de los canales diafragmáticos.	50
Figura 60. Gráficas de los parámetros del sujeto 13 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	50
Figura 61. Gráficas de los parámetros del sujeto 14 de los canales diafragmáticos.	51

Figura 62. Gráficas de los parámetros del sujeto 14 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	51
Figura 63. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los canales diafragmáticos....	51
Figura 64. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	52
Figura 65. Gráficas de los parámetros del sujeto 16 de los canales diafragmáticos....	52
Figura 66. Gráficas de los parámetros del sujeto 16 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	52
Figura 67. Gráficas de los parámetros del sujeto 17 de los canales diafragmáticos....	53
Figura 68. Gráficas de los parámetros del sujeto 17 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	53
Figura 69. Gráficas de los parámetros del sujeto 19 de los canales diafragmáticos....	53
Figura 70. Gráficas de los parámetros del sujeto 19 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	54
Figura 71. Gráficas de los parámetros del sujeto 20 de los canales diafragmáticos....	54
Figura 72. Gráficas de los parámetros del sujeto 20 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	54
Figura 73. Gráficas de los parámetros del sujeto 21 de los canales diafragmáticos....	55
Figura 74. Gráficas de los parámetros del sujeto 21 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	55
Figura 75. Gráficas de los parámetros del sujeto 22 de los canales diafragmáticos....	55
Figura 76. Gráficas de los parámetros del sujeto 22 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	56
Figura 77. Gráficas de los parámetros del sujeto 23 de los canales diafragmáticos....	56
Figura 78. Gráficas de los parámetros del sujeto 23 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	56
Figura 79. Gráficas de los parámetros del sujeto 24 de los canales diafragmáticos....	57
Figura 80. Gráficas de los parámetros del sujeto 24 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	57
Figura 81. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los canales diafragmáticos....	57
Figura 82. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	58
Figura 83. Gráficas de los parámetros del sujeto 26 de los canales diafragmáticos....	58
Figura 84. Gráficas de los parámetros del sujeto 26 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	58
Figura 85. Gráficas de los parámetros del sujeto 27 de los canales diafragmáticos....	59
Figura 86. Gráficas de los parámetros del sujeto 27 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	59
Figura 87. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los canales diafragmáticos....	59
Figura 88. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	60
Figura 89. Gráficas de los parámetros del sujeto 30 de los canales diafragmáticos....	60
Figura 90. Gráficas de los parámetros del sujeto 30 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	60
Figura 91. Gráficas de los parámetros del sujeto 31 de los canales diafragmáticos....	61
Figura 92. Gráficas de los parámetros del sujeto 31 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	61
Figura 93. Gráficas de los parámetros del sujeto 33 de los canales diafragmáticos....	61
Figura 94. Gráficas de los parámetros del sujeto 33 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.	62
Figura 95. Gráficas de los parámetros del sujeto 34 de los canales diafragmáticos....	62

Figura 96. Gráficas de los parámetros del sujeto 34 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo	62
---	----

ÍNDICE TABLAS

Tabla 1. Equivalencia de señales.....	15
Tabla 2. Tendencias esperadas en las gráficas de cada uno de los parámetros.....	18
Tabla 3. Familias de parámetros.....	20
Tabla 4. Equivalencia entre el electrodo y su representación en las gráficas.	25
Tabla 5. Porcentaje de sujetos que han fatigado cada uno de los músculos y sus tiempos medios de registro.	37
Tabla 6. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar diafragmático izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	63
Tabla 7. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico diafragmático izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	64
Tabla 8. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar diafragmático derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	65
Tabla 9. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico diafragmático derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	66
Tabla 10. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar esternocleidomastoideo derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	67
Tabla 11. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico esternocleidomastoideo izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).....	68
Tabla 12. Resumen de las tendencias de los parámetros agrupados por familias.	69

GLOSARIO

ECG

Electrocardiograma

ECM

Esternocleidomastoideo

EMG

Electromiografía

EPOC

Enfermedad Pulmonar Obstructiva

ERC

Electrodos concéntricos

LZindex

Lempel Ziv

PIM

Presión inspiratoria máxima

SampleEn

Entropía Muestral

SD1

Desviación Estandard 1 de Poncaire

SD2

Desviación Estandard 2 de Poncaire

sEMG

Electromiograma de superficie

SMR

Spectral moment ratio

Spent

Entropía espectral

Vrms

Voltaje eficaz

1. MARCO TEÓRICO

1.1. ANATOMÍA DEL APARATO RESPIRATORIO

El sistema respiratorio es el encargado de suministrar oxígeno y eliminar del organismo el dióxido de carbono. El sistema respiratorio se compone de:

- **Fosas nasales.** Es el órgano que comunica el aparato respiratorio con el exterior.
- **Faringe.** Es el conducto que comunica el aparato digestivo y el aparato respiratorio.
- **Laringe.** Comunica la faringe y la tráquea.
- **Tráquea.** Es un conducto que transporta el aire desde la laringe hasta los bronquios.
- **Bronquios.** Su estructura es similar a la de la tráquea. Los bronquios se ramifican formando los bronquiolos, que siguen ramificándose hasta terminar en los sacos alveolares.
- **Pulmones.** Los pulmones son el órgano principal que interviene en la respiración, facilitan la captación y distribución del aire y el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono en los capilares alveolares.
- **Músculos respiratorios.** Intervienen en la captación y eliminación del aire. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

En la Figura 1 se puede ver como la tráquea se divide en los dos bronquios principales el derecho y el izquierdo. Cada bronquio principal se divide en ramas de menor calibre al entrar a los pulmones (bronquios lobulares) que a su vez se dividen en bronquios más pequeños (bronquios segmentarios), que se ramifican formando los bronquiolos. Los bronquiolos se ramifican hasta terminar en los sacos alveolares, que están formados por un conjunto de alveolos de tamaño microscópico. En los alveolos es donde tiene lugar el intercambio del oxígeno a la sangre. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

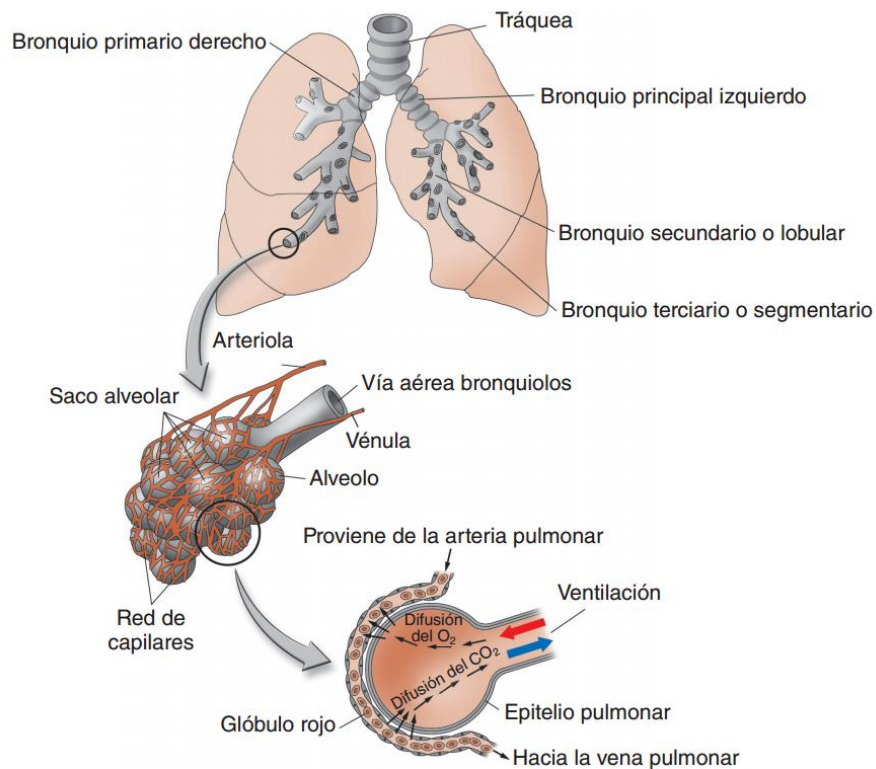


Figura 1. Estructura del árbol bronquial y de los alveolos pulmonares. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

1.2. FISIOLÓGÍA

La respiración es el proceso de transporte de oxígeno de la atmósfera hasta los alveolos pulmonares y la eliminación del dióxido de carbono de los alveolos al exterior. Este proceso se divide en diferentes fases: (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

- **Ventilación pulmonar**
- **Intercambio de gases**
- **Transporte de gases**
- **Regulación de la ventilación**

La **ventilación pulmonar** es el proceso mediante el cual sale y entra aire del sistema. Consta de dos fases: inspiración y expiración.

- **Inspiración.** Durante la inspiración el aire entra en los pulmones debido a la diferencia de presión entre los pulmones y la atmósfera. En el proceso interviene el diafragma y los músculos intercostales. Cuando el diafragma se contrae se expande el tórax y cuando se contraen los músculos intercostales se expanden las costillas. Este aumento de tórax y costillas produce una diferencia de presión que permite la entrada de aire.

- **Expiración.** Es un proceso pasivo, debido a la relajación de los músculos, que se inicia cuando la presión pulmonar es mayor que la atmosférica. La relajación de los músculos da lugar a una disminución del volumen del tórax. La disminución del volumen del tórax aumenta la presión en el interior de los pulmones respecto al exterior que produce la emisión del dióxido de carbono a la atmosfera.

En la Figura 2 se puede ver como durante la inspiración, el diafragma se contrae dejando entrar el aire a los pulmones y expandiendo el tórax. Durante la expiración el diafragma se relaja liberando aire de los pulmones y contrayendo el tórax.

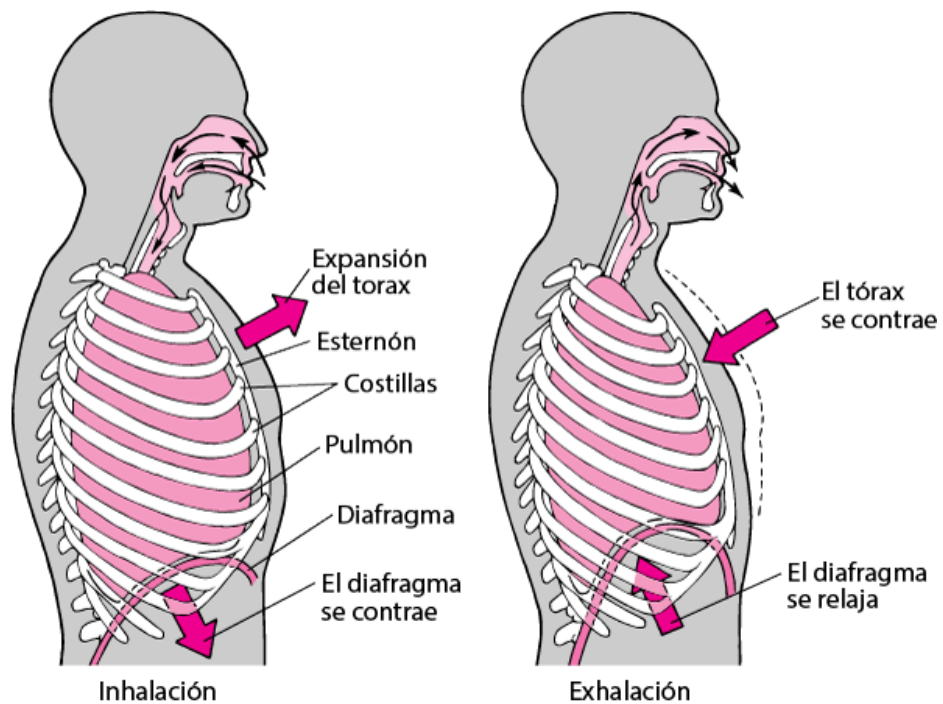


Figura 2. Proceso de respiración (inspiración y expiración). (Lechtzin, 2017)

El **intercambio de gases** se produce entre los alveolos y los capilares sanguíneos de los alveolos, a través de la membrana alveolocapilar. El intercambio se produce por la diferencia de presión entre el oxígeno en el alveolo y los capilares pulmonares. El oxígeno pasa a través de la membrana alveolocapilar hasta igualar la presión a ambos lados de la membrana. La difusión del dióxido de carbono se produce de la misma forma, pero en sentido contrario. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

El **transporte de gases** se produce a través de la sangre, mediante la unión del oxígeno con la hemoglobina. Por otro lado, la difusión del oxígeno a las células se produce por la diferencia de presión entre las células tisulares y las células sanguíneas.

La **regulación de la ventilación** se realiza mediante estímulos químicos. El centro respiratorio, controla las neuronas del bulbo raquídeo para que la respiración se produzca de forma rítmica. Este centro se activa al detectar un aumento de presión parcial de dióxido de carbono en la sangre arterial.

1.3. MÚSCULOS RESPIRATORIOS

El cuerpo humano está constituido por músculos esqueléticos, músculos lisos y el corazón. Los músculos respiratorios son músculos de tipo esquelético. Los músculos esqueléticos están controlados por neuronas motoras, que conducen impulsos eléctricos desde el cerebro y la médula espinal hasta el receptor. La unión de una neurona motora y fibras musculares forma una unidad motora. El axión de una neurona motora se ramifica para controlar varias fibras musculares. Cada vez que una neurona motora genera un potencial de acción contrae las fibras musculares que inerva. La contracción de las fibras musculares produce a su vez una contracción de los músculos que constituye (Mañanas Villanueva, 1999). En la Figura 3 se puede ver las partes que constituyen una neurona motora. Además, en la parte inferior de la imagen se ve como la neurona motora transporta los impulsos eléctricos de la médula espinal a las fibras de un músculo esquelético.

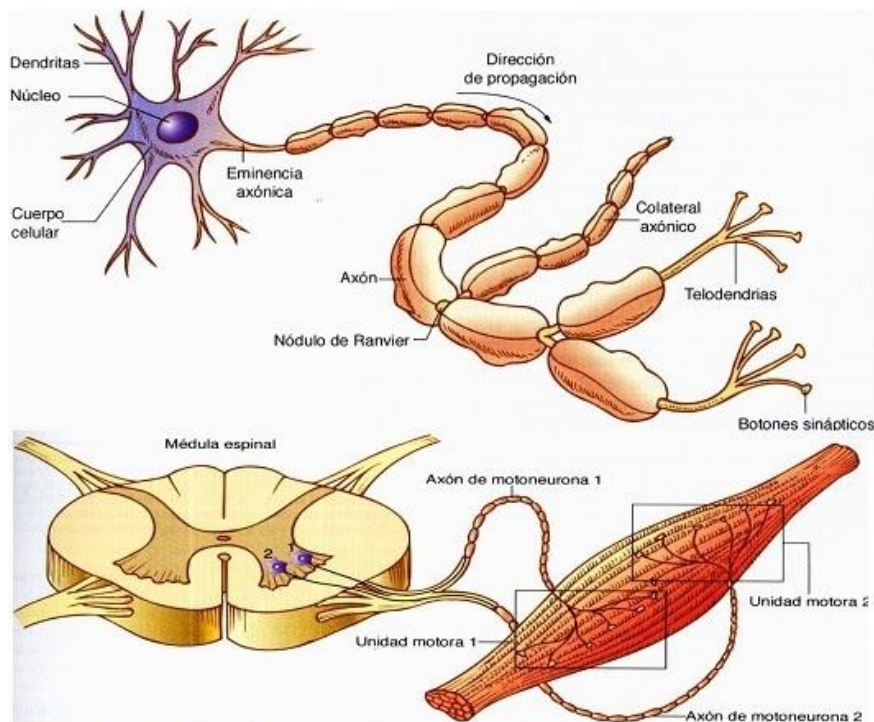


Figura 3. Neurona motora y unidad motora. (Bonilla Ocampo, 2014)

Todos los músculos están compuestos por tres tipos diferentes de fibras musculares:

- **Fibras tipo I.** Son fibras inervadas por pequeñas neuronas motoras. Están destinadas a movimientos lentos, continuos y prolongados en el tiempo.
- **Fibras tipo IIa.** Son fibras inervadas por neuronas motoras de tamaño intermedio. Generan más fuerza que las tipo I pero no son capaces de generarla durante largos periodos.
- **Fibras tipo IIb.** Son fibras inervadas por grandes neuronas motoras. Están destinadas a movimientos rápidos, de gran esfuerzo y cortos. Las fibras IIa se fatigan mucho antes que las tipo I y IIa. Además, las fibras tipo IIb producen una gran tensión y unas velocidades de conducción elevadas. (Rafols de Urquia, 2017)

Según la cantidad de fibras de cada tipo que componga un músculo tendrá una función más asociada a actividades de gran esfuerzo, rápidas y de corta duración o actividades de poco esfuerzo y prolongadas en el tiempo.

Durante la respiración intervienen cantidad de músculos. Estos músculos son diferentes según intervengan en la inspiración o la expiración. Los músculos que intervienen principalmente en la inspiración son:

- **Diafragma.** Es el principal músculo involucrado en la inspiración. Su activación expande el tórax.
- **Intercostales externos.** Expanden las costillas.

Además, en niveles altos de ventilación intervienen algunos músculos llamados músculos accesorios. Los músculos accesorios son: (García-Talavera, Díaz Lobato, Bolado, & C., 1992)

- **Escalenos.** Aumenta ligeramente las dimensiones del tórax.
- **Esternocleidomastoideo.** Eleva el esternón aumentando las dimensiones del tórax.
- **Serrato.** Eleva ligeramente las costillas.

La expiración se realiza mediante la relajación de los músculos anteriores, sin embargo, en niveles altos de expiración intervienen algunos músculos:

- **Intercostales internos.** Desciende las costillas
- **Abdominales.** Empuja el tórax.
- **Oblicuos.** Produce una presión intrabdominal que permite la espiración.

En la Figura 4, se puede ver un esquema de los músculos respiratorios. En la parte izquierda se pueden ver los músculos involucrados en la inspiración mientras que en el lado derecho los músculos respiratorios que intervienen en niveles altos de expiración.

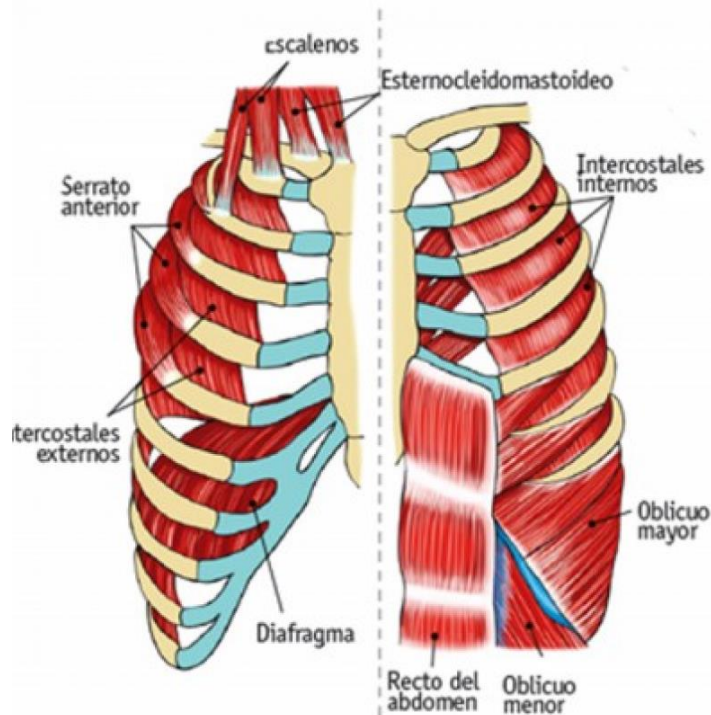


Figura 4. Esquema de los músculos respiratorios. (Pictoeduca, s.f.)

1.4. ENFERMEDAD EPOC Y SU RELEVANCIA

La enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) es una enfermedad crónica inflamatoria de los pulmones que obstruye el flujo de aire desde los pulmones. Esta causada principalmente por la exposición prolongada a gases y partículas. Las personas que padecen EPOC tienen mayor riesgo de contraer enfermedades cardíacas, cáncer de pulmón u otras afecciones.

Los síntomas de la EPOC suelen aparecer cuando ya se ha producido un daño significativo, y por lo general empeoran en el tiempo si se sigue expuesto a la fuente de la enfermedad. Por ello es importante una detección prematura.

Algunos de los síntomas más frecuentes en la EPOC son la dificultad al respirar, en concreto durante un esfuerzo físico, tos crónica, silbido al respirar o infecciones respiratorias frecuentes.

Los pulmones dependen de la elasticidad de sus bronquios y de sus alveolos para que el aire salga del organismo. A causa de la EPOC pierden su elasticidad provocando que se estiren en exceso y quedando aire atrapado al exhalar. La enfermedad engloba las siguientes patologías: (Mañanas Villanueva, 1999)

- **Enfisema.** Dilatación anormal de los alveolos
- **Bronquitis crónica.** Sobreproducción de esputos

- **Enfermedades de las pequeñas vías.** Inflamación de las vías respiratorias pequeñas siendo el prelude del enfisema.
- **Asma.** Causa por una alta sensibilidad a sustancias extrañas en suspensión en el aire.

Existen dos tipos de EPOC:

- **Predominio de enfisema.** Se tiene un gran historial de dificultad para respirar y se puede comprobar fácilmente como el sujeto utiliza músculos accesorios para respirar.
- **Predominio de bronquitis.** Se tiene un gran historial de tos y producción de esputos, muchas veces acompañados de fuertes consumos de tabaco. Cuando la obstrucción de las vías es alta se sufre de dificultad para respirar.

En los pacientes con EPOC suele existir una fatiga de los músculos inspiratorios debido a la sobreactividad del músculo. El uso excesivo del esternocleidomastoideo en pacientes puede indicar un principio de EPOC y mediante su estudio se puede saber el grado de obstrucción. (Mañanas Villanueva, 1999) (Rafols de Urquia, 2017)

1.5. MÉTODOS PARA CAPTAR LA RESPIRACIÓN

Actualmente, no existe una sola prueba que pueda medir de forma fiable y completa la respiración. Existen diferentes pruebas que conjuntamente pueden aportar datos para un posterior diagnóstico. Algunas de estas pruebas son:

- **Espirómetros**
- **Medidores electromagnéticos**
- **Medidores extensiométricos**
- **Neumotacómetro de Freisch**
- **Medidor de flujo ultrasónico**
- **Neumotacómetro de Lilli**

Actualmente, la espirometría es la práctica clínica más adoptada para el diagnóstico de enfermedades respiratorias. La espirometría es una prueba utilizada para medir los volúmenes de aire inspirado y espirado y los cambios de flujo aéreo. Para realizar una espirometría se deben tener en cuenta los siguientes volúmenes:

- **Volumen residual.** Es el volumen de aire que permanece en los pulmones después de realizar una espiración forzada.
- **Volumen de reserva espiratorio.** Es el volumen de aire que se espira cuando se realiza una espiración forzada tras haber realizado una espiración normal.
- **Volumen corriente.** Es el aire que se inspira y espira durante una respiración normal.

- **Volumen de reserva inspiratorio.** Es el volumen máximo de aire que puede inspirarse después de una respiración forzada. Durante una prueba inspiratoria máxima se comprueba cual es el volumen de reserva inspiratorio. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

En la Figura 5, se puede ver representado los volúmenes pulmonares durante respiraciones normales y durante respiraciones forzadas.

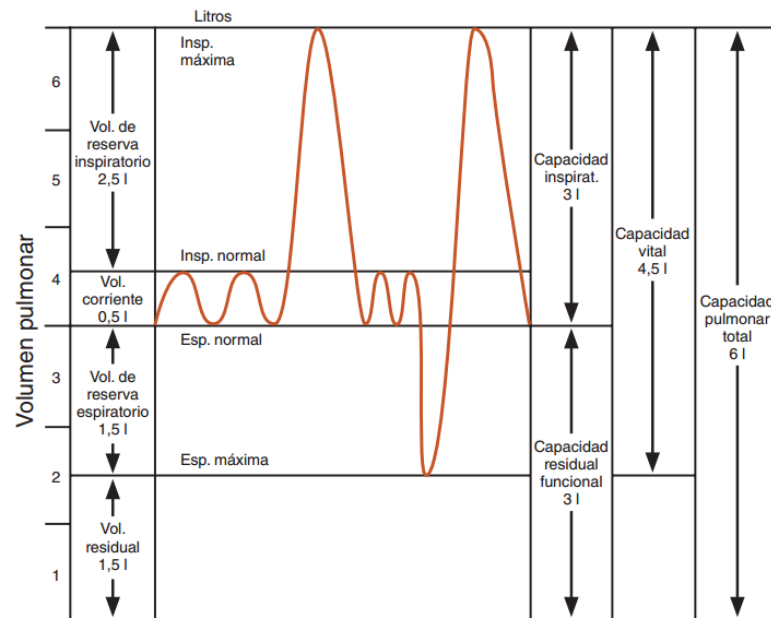


Figura 5. Registro de los volúmenes y capacidades pulmonares de una espirometría. (Pérez De La Plaza & Fernández Espinosa, 2011)

El volumen junto a la presión pulmonar nos permite evaluar la función de los músculos respiratorios. Sin embargo, si se quiere tener un análisis más exhaustivo y completo de la función respiratoria muscular se debe hacer uso de la electromiografía. En los últimos años, se ha mejorado la electromiografía de superficie abriendo nuevas posibilidades para el diagnóstico de enfermedades principalmente tipo neuromuscular.

1.6. ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es la técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. Registrando las señales eléctricas procedentes de los músculos se puede saber el nivel de contracción, fuerza y tipo de fibras de los músculos. Estudiando los cambios de la actividad muscular se puede realizar un diagnóstico del grado de actividad y fatiga de los músculos. Existen dos técnicas de electromiografía:

- **Electromiografía invasiva.** La electromiografía invasiva utiliza electrodos de aguja que se puede insertar en una unidad motora concreta, por esta razón otorga una ventaja y es que puede medir el potencial de acción de una sola unidad motor. Sin embargo, esta técnica es dolorosa y puede causar daños si no se usa adecuadamente. (Rafols de Urquia, 2017)

- **Electromiografía de superficie.** La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva que utiliza electrodos de superficie, estos electrodos se colocan sobre la piel y captan varias unidades motoras. Esta técnica es indolora y no daña los tejidos. Se utiliza para registrar la actividad eléctrica promedio de varias fibras musculares. (Loureiro Casalderrey, 2019) (Makeyev & G. Besio, 2016)

La electromiografía de superficie puede utilizar diferentes tipos de electrodos, según el músculo que se pretende medir es más adecuado un electrodo u otro.

- **Bipolar.** Se pone dos electrodos de disco para obtener un registro bipolar. En general, el registro no invasivo de la actividad EMG se realiza mediante electrodos de superficie en una configuración bipolar. La principal ventaja de utilizar una configuración bipolar radica en la capacidad de detectar la actividad miográfica en la superficie colocando dos electrodos en el músculo estudiado y luego encontrar la diferencia entre las señales registradas del EMG. La configuración bipolar también tiene un efecto de filtrado espacial asociado que, además del efecto de filtrado de paso bajo del conductor de volumen de los tejidos, conduce a un alisamiento de la señal de sEMG. Por lo tanto, el uso de una configuración bipolar para la evaluación de un músculo interno específico como el diafragma es limitado, ya que da lugar a una resolución espacial deficiente. Además, la actividad de los músculos respiratorios adyacentes y las fuentes bioeléctricas distantes, como la actividad electrocardiográfica, interfieren en la señal de sEMG adquirida, lo que dificulta su estudio. (Torres, y otros, 2020) (Rafols de Urquia, 2017). Otro inconveniente de los electrodos bipolares es la orientación de los electrodos que depende de la orientación de las fibras. En la Figura 6, se puede ver un electrodo bipolar.

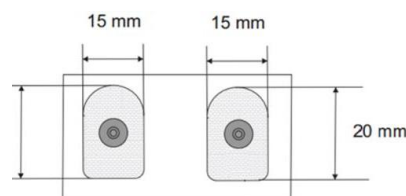


Figura 6. Electrodo bipolar. (Rafols de Urquia, 2017)

- **Concéntrico.** Los electrodos anulares concéntricos son electrodos de tipo Laplaciano que estiman la segunda derivada espacial de los potenciales de superficie. Este tipo de electrodos otorga más peso a las fuentes eléctricas más cercanas actuando como un filtro con las fuentes bioeléctricas más alejadas. Los electrodos concéntricos tienen una resolución espacial más alta y se ven menos influenciados por otras fuentes bioeléctricas por ello su uso para tomar medidas en músculos específicos como el diafragma a priori se supone mejor. Además, los electrodos concéntricos no requieren una orientación en función de la dirección de las fibras musculares para tomar medidas, lo cual es una gran ventaja en músculos como el diafragma, el cual tiene una gran

dificultad para identificar la dirección de sus fibras musculares. (Torres, y otros, 2020) (Makeyev & G. Besio, 2016). En la Figura 7 se puede ver un electrodo anular concéntrico.

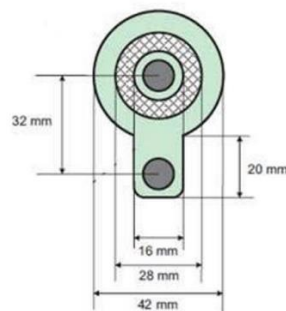


Figura 7. Electrodo concéntrico. (Rafols de Urquia, 2017)

1.7. FATIGA MUSCULAR

El sistema nervioso central tiene dos formas para regular la fuerza ejercida por el músculo durante una actividad muscular. Las dos maneras de regular la fuerza son mediante:

- **Reclutamiento.** En un mismo músculo existen diferentes tamaños de unidades motoras. Las unidades motoras pequeñas son más excitables y suelen activarse durante esfuerzos musculares pequeños. Si el esfuerzo a realizar es grande se activan progresivamente las unidades motoras hasta activar las unidades motoras grandes. En la Figura 8 se puede ver como entra en funcionamiento cada tipo de fibra según el nivel de carga del ejercicio. Las fibras de tipo I entran en funcionamiento cuando el nivel de carga es bajo si el nivel de carga es más pronunciado entran en funcionamiento las fibras tipo IIa y finalmente si el ejercicio requiere del 100% de las fibras musculares en funcionamiento se recluta las fibras musculares de tipo IIb. En este gráfico solamente se ve el proceso de reclutamiento de las fibras, no su posterior desactivación debido a la fatiga.

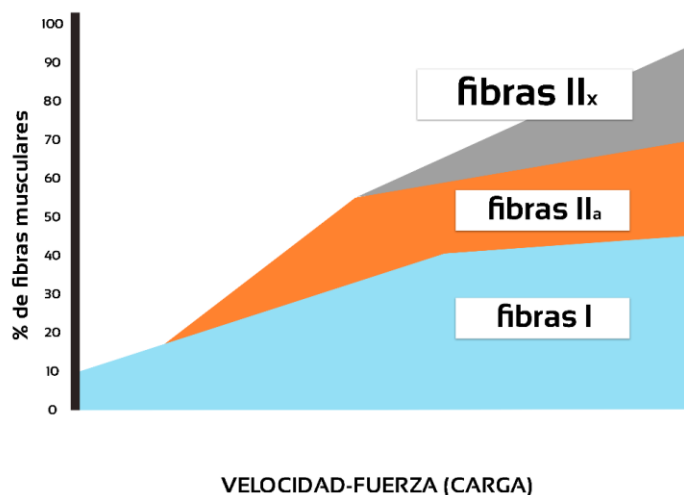


Figura 8. Proceso de reclutamiento de fibras. (estudio, s.f.)

- **Frecuencia de activación.** La frecuencia de activación es el inverso del intervalo de interimpulsos. La frecuencia de activación suele estar entre 0Hz y 500Hz. Cuanto mayor sea la frecuencia de activación mayor fuerza se conseguirá en el músculo. La frecuencia crítica es la frecuencia de activación en la que dos contracciones sucesivas no se pueden distinguir. A partir de la frecuencia crítica los incrementos de fuerza son muy pequeños. Es la inversa de la velocidad de conducción. (Mañanas Villanueva, 1999)

En el dominio temporal podemos distinguir cuatro fases de la contracción del músculo.

- **Principio de contracción.** Primero se activan las unidades motoras más pequeñas, es decir, las fibras tipo I con tensiones bajas.
- **Contracción entre el 30% y el 50% de la máxima.** Aumenta el reclutamiento de unidades motoras más grandes y aumenta la frecuencia de activación. Además, se activan las fibras tipo II.
- **Contracción entre el 50% y el 75% de la máxima.** La frecuencia de activación aumenta y el reclutamiento ya no es el factor dominante.
- **Contracción superior al 75% de la máxima.** Aumenta la frecuencia de activación y no hay prácticamente reclutamiento.

Cuando aparece fatiga muscular la amplitud de la señal aumenta, ya que se necesita el reclutamiento de más fibras para soportar el ejercicio. Por otro lado, en la misma situación la frecuencia de activación decrece. Si existe fatiga disminuye la velocidad de conducción produciendo un descenso de la frecuencia. Después de un descanso la frecuencia vuelve a aumentar.

El contenido de fibras de tipo II en un músculo y la fatiga están directamente relacionadas con la velocidad de conducción. Este tipo de fibras producen una gran tensión y unas velocidades de conducción elevadas, cuando las fibras rápidas se desactivan producen esta caída de frecuencias pudiendo medir de esta forma la fatiga. En actividades de bajo esfuerzo este cambio podría no ser significativo, ya que pueden activarse solamente fibras tipo I.

El esternocleidomastoideo está compuesto mayormente por fibras de tipo II por lo que se fatigará en esfuerzos grandes de corta duración. El esternocleidomastoideo en sujetos sanos se activa cuando la ventilación requiere de un gran esfuerzo. Sin embargo, en sujetos con EPOC el esternocleidomastoideo es uno de los músculos más utilizados durante la inspiración y con una gran tendencia a fatigarse. Por lo tanto, los sujetos con EPOC tienden a usar el esternocleidomastoideo en actividades que un sujeto sano no utilizaría. Por todo ello, la fatiga en músculos como el esternocleidomastoideo hace indicar que existen trastornos obstructivos. (Mañanas Villanueva, 1999)

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

La enfermedad pulmonar obstructiva crónica actualmente afecta a 64 millones de personas en el mundo, siendo una de las enfermedades pulmonares más habituales (Organización Mundial de la Salud, 2004). La detección prematura de esta enfermedad facilita su posterior tratamiento mejorando la calidad de vida de los afectados, en cambio, si no es tratada conduce de forma progresiva hacia la muerte. No obstante, la detección de la enfermedad ha sido uno de los grandes inconvenientes. La espirometría es la práctica clínica más adoptada para el diagnóstico de enfermedades respiratorias, que permite medir el volumen pulmonar y los cambios de flujo aéreo. El volumen junto a la presión pulmonar posibilita la evaluación de la función de los músculos respiratorios. Sin embargo, si se quiere tener un análisis más exhaustivo y completo de la función respiratoria muscular se debe hacer uso de la electromiografía (Torres, y otros, 2020). La fatiga de los músculos diafragma y esternocleidomastoideo es una prueba de gran esfuerzo es de gran utilidad para el diagnóstico y evaluación de pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica.

La electromiografía de superficie es una práctica atractiva debido a su facilidad de uso. Durante los últimos años ha tenido grandes avances abriendo nuevos caminos para el diagnóstico de enfermedades. Actualmente, la configuración de electrodos más utilizada en los registros sEMG es la configuración bipolar. El uso de una configuración bipolar para la evaluación de un músculo interno específico como el diafragma es limitada, ya que da lugar a una resolución espacial deficiente. (Torres, y otros, 2020)

A pesar de ello, la adquisición de su señal electromiográfica con electrodos bipolares produce interferencias del ECG, debido a la proximidad del corazón y a su gran intensidad eléctrica. Por otro lado, electrodos de tipo concéntrico otorgan más peso a las fuentes eléctricas más cercanas actuando como un filtro con las fuentes bioeléctricas más alejadas.

El objetivo de este TFG es estudiar y comparar la fatiga muscular diafragmática y esternocleidomastoideo en una prueba de gran esfuerzo 60% de la PIM mediante la sEMG captada con electrodos de discos y electrodos concéntricos anulares con el fin de mejorar la técnica de detección de enfermedades respiratorias, como la EPOC.

3. MÉTODOS Y MATERIALES

La base de datos sobre las que se ha realizado este trabajo es una base de datos registrada por la Universidad Politécnica de Barcelona en el Instituto de Bioingeniería de Catalunya. La base de datos consta de un total de 30 sujetos, de los que se han obtenido 6 canales EMG, un canal para el flujo aéreo, un canal para la presión y un noveno canal para el ECG. Los seis canales EMG captan las señales mioeléctricas del diafragma y el esternocleidomastoideo.

3.1. PROTOCOLO

Primero se realizó una prueba de presión inspiratoria máxima (PIM) como una medida de la fuerza de los músculos respiratorios. El PIM implica el reclutamiento de todos los músculos respiratorios y refleja su capacidad de generar fuerza. Cada sujeto exhaló hasta un volumen residual y a continuación realizó un esfuerzo inspiratorio máximo. La prueba fue realizada 5 veces descansando entre cada uno de los intentos y se incluyó el valor más alto alcanzado.

A continuación, se sometió a los sujetos a una prueba con carga inspiratoria. Las cargas se normalizaron con relación a la capacidad máxima del sujeto del 60% de la PIM realizada. La carga se realizó aumentando la presión en la boca mediante un dispositivo de entrenamiento muscular inspiratorio (Power Breathe™ KH2, IMT Technologies Ltd., Birmingham, Inglaterra). Este dispositivo aumenta la presión en la boca siendo necesario realizar un esfuerzo inspiratorio mayor. Los sujetos se sentaron en una silla con postura recta y brazos relajados sobre una mesa y se cubrió la nariz con una pinza nasal para que la inspiración fuera solamente por la boca. Seguidamente, se pidió a los sujetos a realizar ciclos respiratorios con la carga inspiratoria hasta haber fatigado. (Torres, y otros, 2020)

La piel de los sujetos se preparó utilizando un gel abrasivo (Nuprep, Weaver and Company, Aurora CO, USA). Posteriormente, se limpió la piel con alcohol isopropílico para mejorar la impedancia entre el electrodo y la piel. Para poder comparar ambos electrodos de forma objetiva se utilizaron electrodos de dimensiones similares. En el caso de los bipolares de 20 x 15 mm de superficie (DENIS01520, Spes Medica, Battipaglia, Italia). (Rafols de Urquia, 2017)

Durante la prueba con carga respiratorio se colocó sobre los sujetos electrodos de superficie para medir la actividad eléctrica del diafragma y el esternocleidomastoideo. Se colocaron dos configuraciones de electrodos diferentes: tres pares de electrodos de superficie (DENIS01520, Spes Medica, Battipaglia, Italia) con una distancia entre electrodos de 20 mm, y tres electrodos concéntricos (CODE5000S0, Spes Medica, Battipaglia, Italia).

El EMG de superficie del músculo del diafragma fue medido en ambos lados del tórax, en la línea media y anterior de la axila y sobre el séptimo y octavo espacio intercostal. La posición se puede ver en la Figura 9:

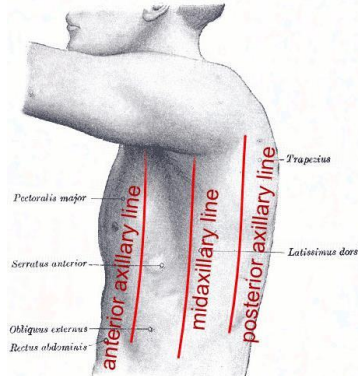


Figura 9. Línea media de la axila, protocolo de colocación de los electrodos. (Rafols de Urquia, 2017)

El EMG de superficie del diafragma se captó mediante una configuración bipolar y de electrodos concéntricos. En el lado izquierdo, la configuración bipolar se colocó en la línea axilar anterior, mientras que la configuración concéntrica sobre la línea axilar media, como se muestra en la Figura 9. Por otro lado, en el lado derecho, el electrodo concéntrico se situó sobre la línea anterior y la configuración bipolar sobre la línea axilar media. (Rafols de Urquia, 2017)

El EMG de superficie del músculo del esternocleidomastoideo se ha colocado sobre la mitad inferior del esternocleidomastoideo basándose en la palpación del músculo. En la Figura 10 se puede ver el músculo ECM en la parte izquierda y el lugar donde se coloca el electrodo en la parte derecha de la figura.



Figura 10. Esternocleidomastoideo, protocolo de colocación de los electrodos (Rafols de Urquia, 2017)

La actividad eléctrica del músculo esternocleidomastoideo se midió utilizando un par de electrodos bipolares y un concéntrico. Dado que este músculo es más pequeño y no es posible adquirir ambas configuraciones al mismo tiempo en el mismo lado del cuello, se colocó en el lado izquierdo del cuello un electrodo concéntrico y la configuración bipolar se ha colocado en el lado derecho. El electrodo de referencia (DENIS01520, Spes Medica, Battipaglia, Italia) se ha puesto sobre el acromion derecho de la escápula, la cual es una zona eléctricamente neutra. Las señales se han digitalizado con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz y han sido guardadas con el programa (AcqKnowledge software v.3.2 Biopac Systems Inc.).

Además, para registrar el ECG se colocaron dos electrodos de disco de Ag/AgCl (11 mm de diámetro, pregelado, electrodo de espuma 50/PK - EL501, BIOPAC Systems, Santa Bárbara, CA, EE.UU.) en las muñecas. Se tomaron medidas bioeléctricas de superficie en relación con el mismo electrodo de referencia, colocado cerca del acromión derecho.

La Tabla 1 muestra las equivalencias entre las iniciales de los nombres de los electrodos que han sido usadas durante la programación en Matlab y sus nombres enteros.

BDIiz	Bipolar diafragmático izquierdo
CDIiz	Concéntrico diafragmático izquierdo
BDIde	Bipolar diafragmático derecho
CDIde	Concéntrico diafragmático derecho
BESde	Bipolar esternocleidomastoideo derecho
CESiz	Concéntrico esternocleidomastoideo izquierdo

Tabla 1. Equivalencia de señales.

En la Figura 11 se puede ver un sujeto momentos antes de tomar el registro. Con un par de electrodos bipolares y un electrodo concéntrico colocados en cada uno de los lados de la línea axilar media. Además, se puede ver los electrodos colocados en el músculo ECM y por último los electrodos para tomar el ECG en cada una de las muñecas.

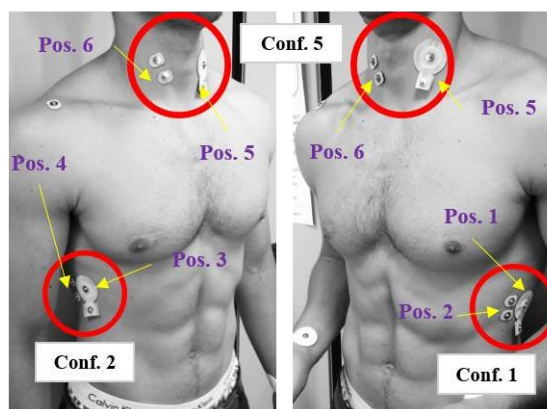


Figura 11. Sujeto momentos antes de captar el registro. (Rafols de Urquia, 2017)

La señal de presión en la boca y el flujo de aire se midieron con transductores de presión diferencial (TSD160A, Biopac Systems, Inc. y TSD107B, Biopac Systems, Inc., respectivamente), conectados a amplificadores (DA100C, Biopac System, Inc.) que cuentan con un filtro analógico de paso bajo con una frecuencia de corte de 300 Hz y una ganancia de 1000 V/V. (Torres, y otros, 2020)

3.2. PROCESADO Y SEGMENTACIÓN

Cada una de las señales ha sido filtrada por un filtro pasabanda de 4^o orden de fase 0 de Butterworth que filtra las señales fuera del rango de 5 a 500 Hz. Además, se utilizaron filtros de respuesta a los impulsos infinitos para eliminar el ruido eléctrico de 50 Hz procedente de la red eléctrica, así como sus armónicos a 100 Hz y 150 Hz. El filtro considera la energía del espectro alrededor de estas

frecuencias para evitar atenuar demasiado las frecuencias seleccionadas, produciendo así un espectro menos alterado. (Rafols de Urquia, 2017)

En este trabajo, se ha centrado la atención en la actividad inspiratoria, por lo que se han segmentado las contracciones musculares en el registro, eliminando la información de la actividad espiratoria, es decir, la actividad basal. La segmentación del programa se ha realizado a partir de un programa de Matlab proporcionado por el grupo de Cataluña que mediante el flujo aéreo, el ECG y la presión diferencia entre la actividad contráctil y la actividad basal. El proceso de segmentación extrae el inicio y fin de la actividad inspiratoria. Para extraer el instante inicial y final de la inspiración, el algoritmo compara la señal de presión filtrada de paso bajo (utilizando un filtro pasabajos bidireccional Butterworth de 4º orden a 4 Hz) con un promedio móvil de la señal de presión cuya longitud de ventana se ajusta teniendo en cuenta la frecuencia respiratoria.

A continuación, se ha revisado la segmentación visualmente para corregir posibles desajustes del inicio y el fin de las contracciones. Algunos desajustes comunes han sido fallos en la segmentación automática donde el programa no ha reconocido la contracción entera o ha reconocido como actividad contráctil parte de la actividad basal. Además, otros percances han sido la segmentación de contracciones a principio o final de registro que no están completas, ya que se ha empezado o finalizado el registro a mitad contracción. Este percance se ha solucionado eliminando dichas contracciones, que no influyen en los resultados dado que están a principio y final de registro.

3.3. ANÁLISIS DE DATOS

A partir de las señales segmentadas se han computado un total de 12 parámetros para analizar la fatiga. Entre ellos parámetros temporales, espectrales y no lineales.

- **Duración.** Es el tiempo que transcurre entre el inicio y el fin de una contracción.
- **Vrms.** Es un parámetro asociado a la amplitud de la señal, es una medida indirectamente del reclutamiento de las células. Se calcula como:

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}$$

Donde N es el número de muestras de la ventana de análisis. (Perez Puche, 2017)

- **Energía.** La energía se corresponde con el área que queda bajo la curva y se calcula como la integral de la señal al cuadrado. Se calcula como:

$$E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)^2$$

- **Potencia.** La potencia representa la energía de una señal a lo largo del tiempo. Se calcula como:

$$P = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{n=-N}^N x(n)^2$$

- **Frecuencia media.** Centro de gravedad de la distribución energética de la señal. A nivel teórico, si se produce la fatiga, se produce un desplazamiento del contenido espectral hacia bajas frecuencias, es decir, la frecuencia media disminuye. Es un índice que se usa para resumir de una forma sencilla el contenido de la densidad espectral de potencia. (Villar Valero, 2019) (Llop Medrano, 2017)
- **SMR.** El Spectral Moment Ratio o Índice de Dimitrov, evalúa la fatiga muscular en señales electromiográficas determinando el cambio de contenido espectral. (Mas Cabo, y otros, 2020)
- **SampleEn.** La entropía muestral es un parámetro no lineal para determinar la predictibilidad y regularidad de la señal. Habitualmente es empleado para el análisis y la caracterización de señales bioeléctricas. Se define como la probabilidad condicional de que, existiendo dos secuencias que son similares para un patrón de dimensión m , siga existiendo similitud para un patrón de dimensión $m+1$. Mayor entropía, menor regularidad teóricamente cabría a esperar que aumente la regularidad si hay fatiga. (Villar Valero, 2019) (Quijada López, 2020)
- **Spent.** La entropía espectral se puede definir como la medida del desorden o de la incertidumbre de una secuencia en el dominio espectral. Es decir, cuanto mayor sea este valor, más aleatoria será la señal, aumentando la dificultad de predecirla. (Diaz Martinez, y otros, 2020) (Álvarez González, y otros, 2011)
- **LZindex.** El parámetro LempelZiv evalúa el nivel de complejidad de una señal es decir su grado de aleatoriedad la cual se encuentra relacionada con el número de patrones distintos que se encuentran a lo largo de la secuencia. A mayor valor conllevará un mayor grado de aleatoriedad en esta y, por tanto, una mayor complejidad. (Aboy, Hornero, Abásolo, & Alvarez, 2006) (Albaladejo Belmonte, 2019)

Poncairé

Poncairé es una técnica para visualizar y cuantificar la correlación entre dos puntos de datos consecutivos en una serie de tiempo que se apoya en el teorema de Takens. El Poncairé Plot que se muestra en la Figura 12 es una representación gráfica de una serie temporal $x[n]$ representada frente a una versión de ella misma desplazada k muestras, es decir, $x[n+k]$. En este caso, se ha optado por representar el valor de una muestra de un tramo del EMG frente al valor de la muestra anterior. Al ajustar la gráfica a una elipse se obtienen las ratios SD. (Piskorski & Guzik, 2007)

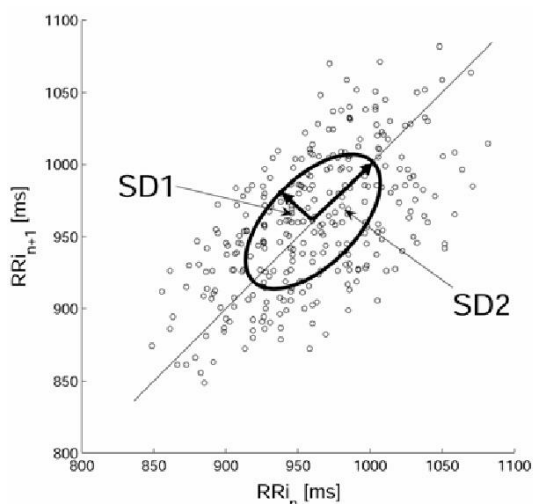


Figura 12. Poncairé plot. (Piskorski & Guzik, 2007)

- **SD1.** Es la desviación estándar de Poncairé y refleja la variabilidad de la señal a corto plazo. (Albaladejo Belmonte, 2019)
- **SD2.** Refleja la variabilidad de la señal a largo plazo.
- **Ratio SD.** Se computa como $SD1/SD2$ y denota la razón entre las variaciones a corto y largo plazo de las muestras.

Las tendencias esperadas en cada parámetro para que se haya producido fatiga en los sujetos son las siguientes:

PARÁMETRO	TENDENCIA
Duración	Positiva
Vrms	Positiva
Energía	Positiva
Potencia	Positiva
Frecuencia media	Negativa
SMR	Positiva
SampleEn	Negativa
Spent	Negativa
Lzindex	Negativa
SD1	Positiva
SD2	Positiva
Ratio SD	Negativa

Tabla 2. Tendencias esperadas en las gráficas de cada uno de los parámetros.

➤ **Evolución temporal de los parámetros temporales, espectrales y no lineales de las señales electromiográficas del diafragma y del esternocleidomastoideo durante una prueba de carga.**

Para analizar la tendencia robusta (estable en el tiempo) se ha promediado los parámetros de las contracciones con ventanas de 10 segundos para reducir la fluctuación instantánea de los datos. Se utiliza el tiempo medio de la contracción para asignar la contracción a cada una de las ventanas.

Posteriormente, se ha representado mediante Matlab cada uno de los promedios de los parámetros con una gráfica, para visualizar su evolución temporal. A continuación, se han revisado todas las gráficas para identificar posibles artefactos. En las ventanas donde han existido artefactos que impidan la correcta visualización de las gráficas se ha procedido a su exclusión del análisis. Los valores eliminados han sido sustituidos por una media entre el promedio del parámetro de la ventana anterior y el de la ventana posterior.

➤ **Análisis de la evolución de los parámetros temporales, espectrales y no lineales durante una prueba de carga en registros del electromiograma diafragmático y del esternocleidomastoideo con electrodos bipolares y concéntricos.**

Se ha realizado una valoración visual para estudiar las tendencias de las gráficas obtenidas en el punto anterior. Se ha realizado una valoración visual dado que con las herramientas de las que se disponía era la forma más sencilla y con mejores resultados para dar un análisis de las gráficas. Esta inspección se ha realizado tres veces por dos personas diferentes para dejar el menos margen posible a la subjetividad. Todas las tendencias han sido anotadas en un Excel. En la Figura 13, se muestra parte del Excel donde han sido anotadas las tendencias. En la parte superior se puede ver cada uno de los parámetros computados y en el margen izquierdo los sujetos del 1 al 6. En esta tabla se ven las tendencias del canal Bipolar Diafragmático Izquierdo, los 5 canales EMG restantes están recogidos en diferentes hojas del mismo Excel.

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	Frecuencia media	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	0	1	-1	-1	0	1	1	0
2	0	1	1	1	0	-1	1	1	0	1	1	1
3	1	1	1	1	1	-1	1	1	0	1	1	1
4	1	0	0	0	-1	0	-1	0	-1	-1	0	-1
5	1	1	1	1	0	1	-1	-1	0	0	1	-1
6	1	0	0	0	0	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1

Figura 13. Excel con los datos después de la inspección visual

Si el parámetro tiene tendencia positiva se ha anotado como un 1 en verde, si tiene tendencia no significativa como un 0 en gris, y en caso de que la tendencia sea negativa en rojo con un -1. Se ha asignado números a cada una de las tendencias para posteriormente seguir un criterio numérico en la obtención de los resultados finales.

- **Comparativa de las tendencias en la evolución de los diferentes parámetros durante la prueba de carga en las diferentes configuraciones de registro.**

Una vez recogidas todas las tendencias en un Excel se ha calculado para cada canal el porcentaje de sujetos en cada parámetro que cumplen la tendencia esperadas. Además, también se ha calculado el porcentaje de tendencias contrarias y no significativas. Cada uno de los porcentajes se ha representado con una gráfica apilada como se puede ver en el apartado de resultados 4.1.

- **Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la configuración de registro.**

Para obtener los siguientes resultados, se han agrupado los parámetros por familias en temporales, espectrales y no lineales. En la Tabla 3, se muestra cómo se han agrupado en familias cada uno de los parámetros.

Temporales	Espectrales	No lineales
Duración	Frecuencia media	SampleEn
Vrms	SMR	Spent
Energía		LZindex
Potencia		Ratio SD
SD1		
SD2		

Tabla 3. Familias de parámetros

SD1 y SD2 son parámetros no lineales, pero se han juntado con los temporales por presentar tendencias muy similares al verse muy influenciados por la amplitud de la señal. Por norma general, los diferentes parámetros de una misma familia siguen la tendencia esperada que indica un mismo suceso, es decir, los parámetros de una misma familia suelen indicar hacia la misma dirección. No es habitual encontrar, un parámetro de una misma familia que indique que el sujeto ha sufrido fatiga y a su vez otro parámetro de la misma familia que indique lo contrario. No obstante, se ha seguido un criterio para valorar si se puede considerar que en la familia de parámetros ha quedado reflejados indicios de fatiga. El criterio seguido para valorar si ha quedado reflejada la fatiga en esa familia de parámetros ha sido observar si la mayoría de los parámetros de la familia ha seguido la tendencia esperada. En caso afirmativo se ha anotado en un Excel como un 1. Por otro lado, si en su mayoría no ha seguido ninguna tendencia o ha seguido una tendencia contraria a la esperada se ha anotado como un 0. En la Figura 14, se muestra parte del Excel donde han sido anotados los valores. Como se puede ver, en la parte superior de la tabla se ha puesto el nombre de cada uno de los canales y en cada uno de los canales las tres familias de parámetros.

Sujeto	Bipolar izquierdo			Concéntrico izquierdo			Bipolar derecho			Concéntrico derecho			Esterno Bip			Esterno CDE		
	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1
2	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0
3	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
4	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0
5	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
6	0	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1

Figura 14. Excel con las tendencias de cada familia de parámetros

Una vez anotados todos los valores se han realizado los porcentajes de cada una de las familias para determinar qué familia de parámetros es más sensible para identificar la fatiga. Se ha realizado una gráfica agrupada por familias de parámetros en función de la configuración de registro para comprobar en que familia se ha reflejado más los indicios de fatiga en cada uno de los canales.

- **Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular por tipo de electrodo (bipolar vs concéntrico)**

Se ha querido obtener y representar en qué tipo de electrodo se ha apreciado mejor los indicios de fatiga de las familias de parámetros. Para ello, se ha calculado el porcentaje de sujetos que indica fatiga en cada una de las familias de parámetros en función del tipo de electrodo. Finalmente, se ha representado los resultados en una gráfica agrupada por tipo de electrodo.

- **Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la lateralidad en la colocación de los electrodos de registro**

Seguidamente, se ha querido obtener el lado del diafragma donde ha habido más indicios de fatiga. Para ello, se ha calculado el porcentaje de sujetos que indica fatiga en cada una de las familias en función del lado de registro. Finalmente, se ha representado los resultados en una gráfica agrupada por lateralidad.

- **Identificación de sujetos con posible fatiga del músculo diafragmático y/o esternocleidomastoideo durante la prueba de carga.**

Finalmente, se ha representado que porcentaje de los sujetos de la base de datos ha fatigado solamente el diafragma y/o el esternocleidomastoideo con un gráfico de sectores. Para ello, se ha sumado todas las familias de parámetros de cada sujeto en el músculo diafragma y en el ECM. Si el resultado es mayor que 4 de un total de 12 indicadores se puede afirmar que el sujeto ha presentado indicios de fatiga en el diafragma. Se ha realizado el mismo procedimiento para el músculo esternocleidomastoideo como son menos canales si su suma está por encima de 2 del total de 6 indicadores existe un indicio de fatiga.

Una vez obtenidos los resultados para cada músculo podemos saber si el sujeto ha presentado indicios de fatiga de los dos músculos, de ninguno o de uno en específico. En la Figura 15 se puede ver una parte del Excel donde se han anotado el resultado de sumar las familias de parámetros de cada uno de los músculos. En la columna *Diafragma* esta anotado el resultado de la suma de las familias de parámetros de los canales diafragmáticos mientras que en la columna *Esterno* la suma de las familias de los canales ECM. En este caso ha habido indicios de fatiga de los dos músculos en el sujeto 1, el 5 y el 6.

Sujeto	Bipolar izquierdo			Concéntrico izquierdo			Bipolar derecho			Concéntrico derecho			Esterno Bip			Esterno CDE			Diafragma	Esterno
	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales	temporal	espectral	no-lineales		
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	12	5
2	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	4	2
3	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	5	1
4	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	9	2
5	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	11	4
6	0	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1	8	4

Figura 15. Excel con el resultado de los músculos fatigados

A partir del Excel de la Figura 15 se ha anotado que sujetos han tenido indicios de fatiga en diafragma, ECM, ambos músculos o ninguno. Una vez obtenidos la cantidad de sujetos que tiene indicios de fatiga en cada uno de los músculos se ha obtenido el porcentaje de sujetos que ha fatigado cada uno de los músculos. Los porcentajes se han representado con un gráfico de sectores.

Además, se ha realizado una tabla donde se ha calculado el tiempo medio de registro de los sujetos para el ECM con indicios de fatiga, para el diafragma con indicios de fatiga, ambos músculos o ninguno. Con esta tabla se pretende comprobar si los sujetos que han presentado indicios de fatiga en ambos músculos han tenido más tiempo de registro que los que no han presentado indicios de fatiga en ninguno de los dos músculos. Es decir, se quiere comprobar si existe una relación directa entre el tiempo de registro y la fatiga.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. REGISTRO TEMPORAL DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LOS MÚSCULOS DIAFRAGMÁTICOS Y ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO EN SUPERFÍCIE

En la Figura 16 se puede ver las señales de los diferentes canales, visualizados en el programa Matlab. En este caso es el sujeto 6 con un tiempo de registro de unos 70 segundos. En la imagen se puede diferenciar la actividad contráctil de la actividad basal.

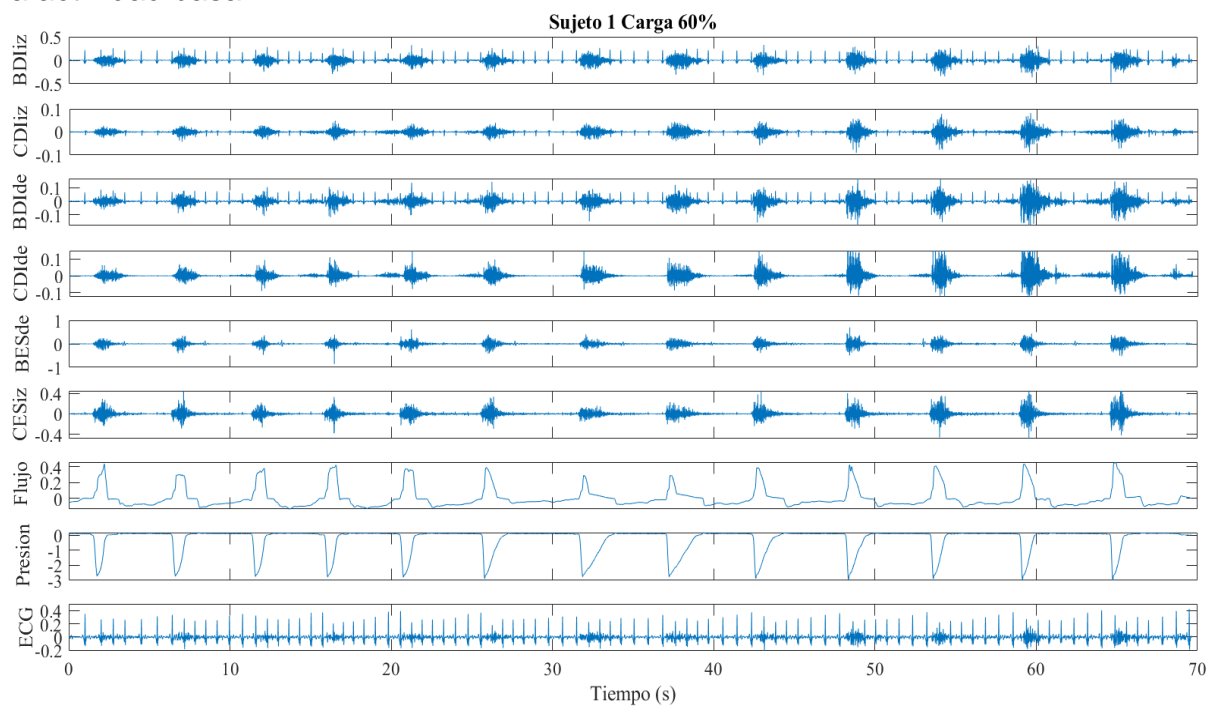


Figura 16. Registro simultáneo de 6 señales es EMG en el músculo diafragma y ECM, flujo, presión y ECG adquirido en el sujeto 6.

En la Figura 17, se puede ver las señales de los diferentes canales, visualizados en el programa Matlab y segmentados. En este caso es el sujeto 15 con un tiempo de registro de unos 70 segundos. La actividad contráctil segmentada automáticamente por el programa está pintada de color rojo mientras que la actividad basal está pintada en azul.

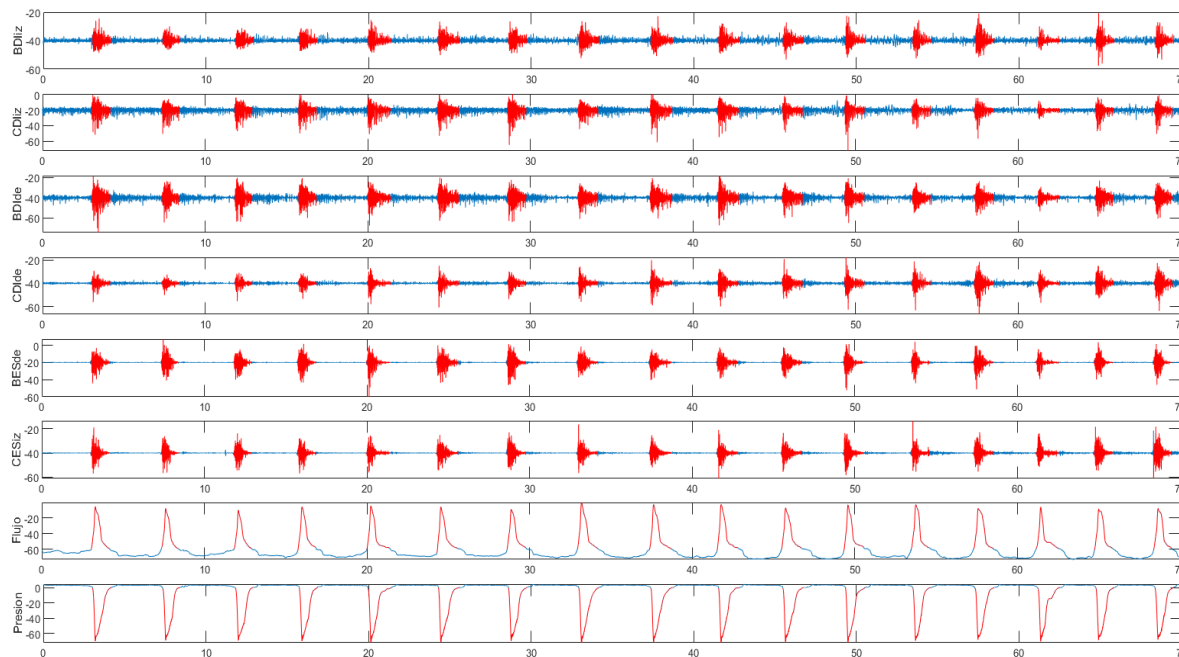


Figura 17. Los 6 canales EMG, el flujo y presión segmentados (en rojo actividad contráctil).

4.2. EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LOS PARÁMETROS TEMPORALES, ESPECTRALES Y NO LINEALES DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DEL DIAFRAGMA Y DEL ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE UNA PRUEBA DE CARGA

Los parámetros de cada sujeto han sido representados en una gráfica. A continuación, se muestran ocho figuras donde se puede ver como se ha comportado un sujeto que ha sufrido indicios de fatiga en el diafragma, en el esternocleidomastoideo, en ninguno de los dos músculos o en ambos.

En la Figura 18 y Figura 19 se muestran las gráficas del sujeto 1, este sujeto ha presentado indicios de fatiga tanto el diafragma como el esternocleidomastoideo. Se puede apreciar como en su mayoría todos los parámetros siguen la tendencia esperada o en caso de que no sea así siguen una tendencia no significativa. En el músculo diafragmático se ven más claros los indicios de fatiga, dado que por lo general el músculo diafragmático fatiga antes que el ECM. Aun así, es un buen ejemplo de sujeto que ha presentado indicios de fatiga en ambos músculos, ya que se ve claramente en cada uno de los canales y en cada uno de los parámetros como sigue la tendencia esperada.

En la Figura 20 y Figura 21 se muestran las gráficas del sujeto 15. En los canales diafragmáticos se puede ver que las gráficas no siguen ninguna tendencia clara. Sin embargo, en los dos canales del ECM si se puede ver que sigue la tendencia esperada lo suficiente como para poder afirmar que el ECM presenta indicios de fatiga. La explicación que se le puede dar a este suceso es que los sujetos que presentan indicios de fatiga en el ECM sin presentarlos en el diafragma no tienen una buena técnica de respiración, es decir, respiran utilizando el ECM más que el diafragma. Respirar de ECM no tiene por qué tener ningún inconveniente grave, aun así, estos sujetos se fatigarán más rápido que si usaran el diafragma, ya que el ECM es un músculo compuesto en su mayoría por fibras musculares de tipo IIb. Este sujeto ha presentado indicios de fatiga solamente en el esternocleidomastoideo. Este hecho es el menos habitual, ya que por norma general el diafragma es el músculo principal de la respiración y el ECM solo es utilizado en respiraciones forzadas.

En la Figura 22 y Figura 23 se muestran las gráficas del sujeto 25, este sujeto ha presentado indicios de fatiga solamente en el diafragma. Este caso sería uno de los más habituales. En las gráficas se puede ver como en los canales diafragmáticos sigue la tendencia esperada mientras que en el ECM tiene tendencias no significativas en su mayoría.

En la Figura 24 y Figura 25 se muestran las gráficas del sujeto 28, un sujeto que no ha presentado indicios de fatiga claros en ninguno de los dos músculos analizados. En las gráficas se puede ver como ninguno de los dos músculos sigue una tendencia clara en la mayoría de sus parámetros. La explicación que se le puede dar a que no hayan presentado signos de fatiga ninguno de los dos músculos es que al no existir un umbral donde parar la prueba el sujeto ha parado la prueba sin sentir una fatiga real o con los primeros signos de fatiga. Al parar la prueba antes de existir una fatiga real no ha quedado reflejado en los registros.

A continuación, se muestra la Tabla 4 con las equivalencias entre el electrodo y la manera en la que ha sido representado.

BDliz	Azul continua
CDliz	Roja continua
BDIde	Azul discontinua
CDIde	Roja discontinua
BESde	Azul continua
CESiz	Roja discontinua

Tabla 4. Equivalencia entre el electrodo y su representación en las gráficas.

INDICIOS DE FATIGA EN AMBOS MÚSCULOS

Sujeto 1. Diafragmáticos 1

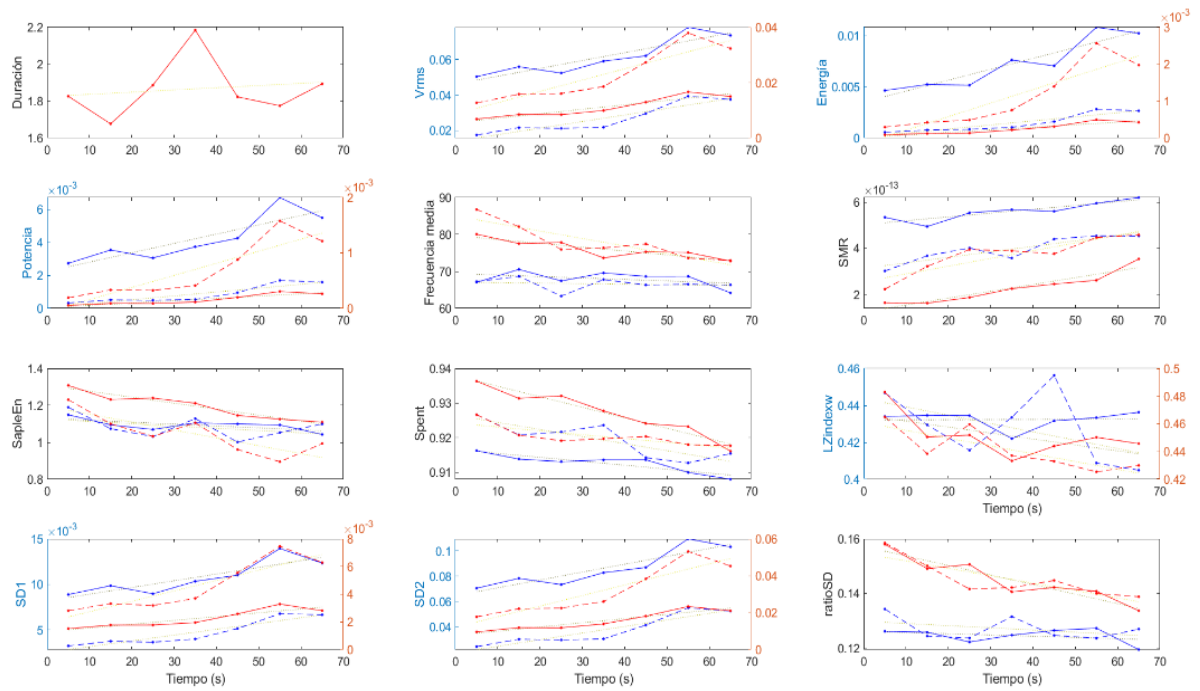


Figura 18. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 4 canales diafragmáticos donde hay indicios de fatiga en el diafragma.

Sujeto 1. Esternocleidio 1

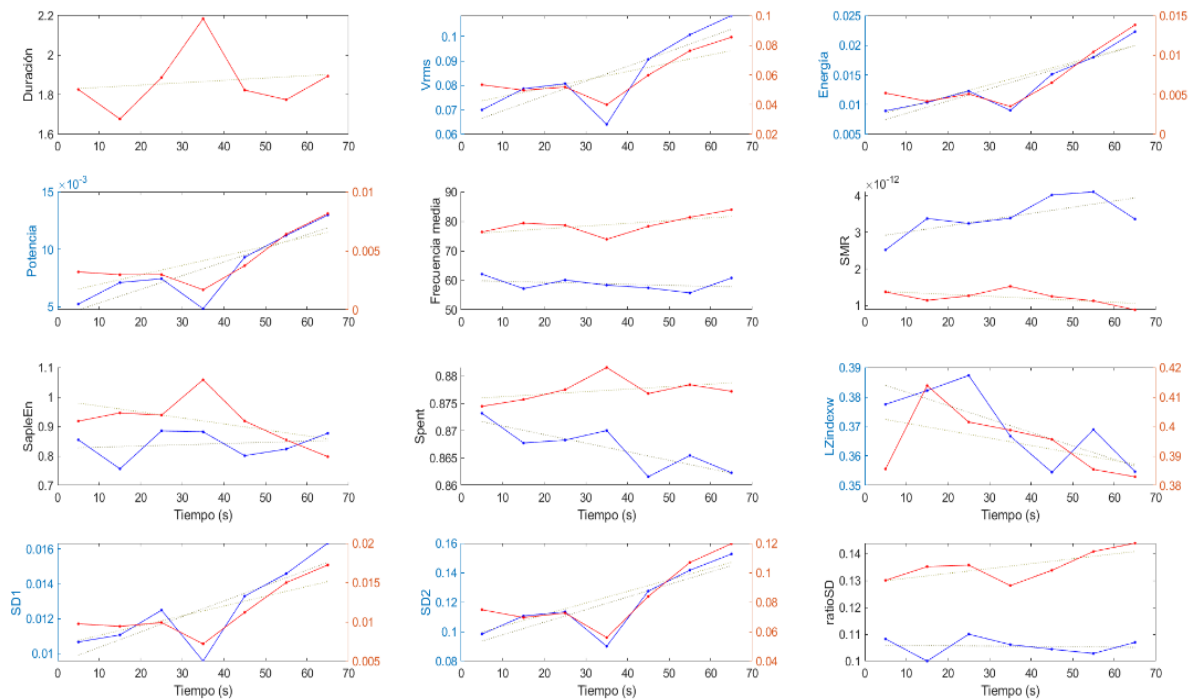


Figura 19. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo.

INDICIO DE FATIGA EN EL ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO

Sujeto 15. Diafrámaticos 1

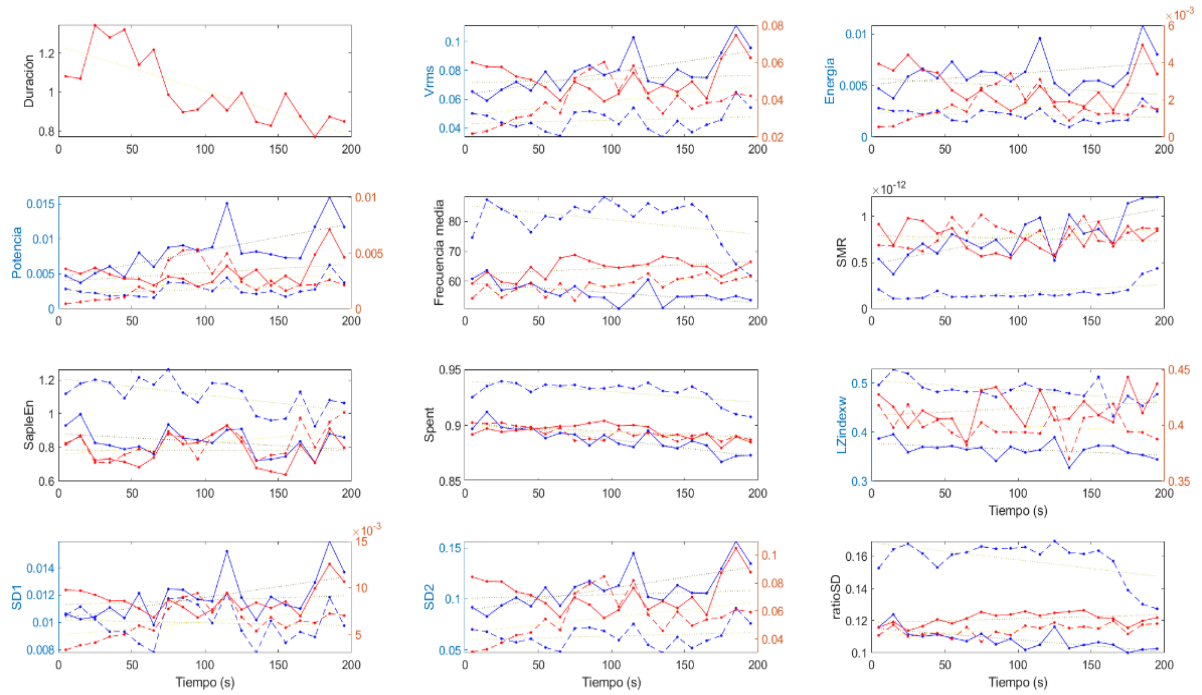


Figura 20. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 4 canales diafrámaticos donde no hay indicios de fatiga en el diafragma.

Sujeto 15. Esternocleido 1

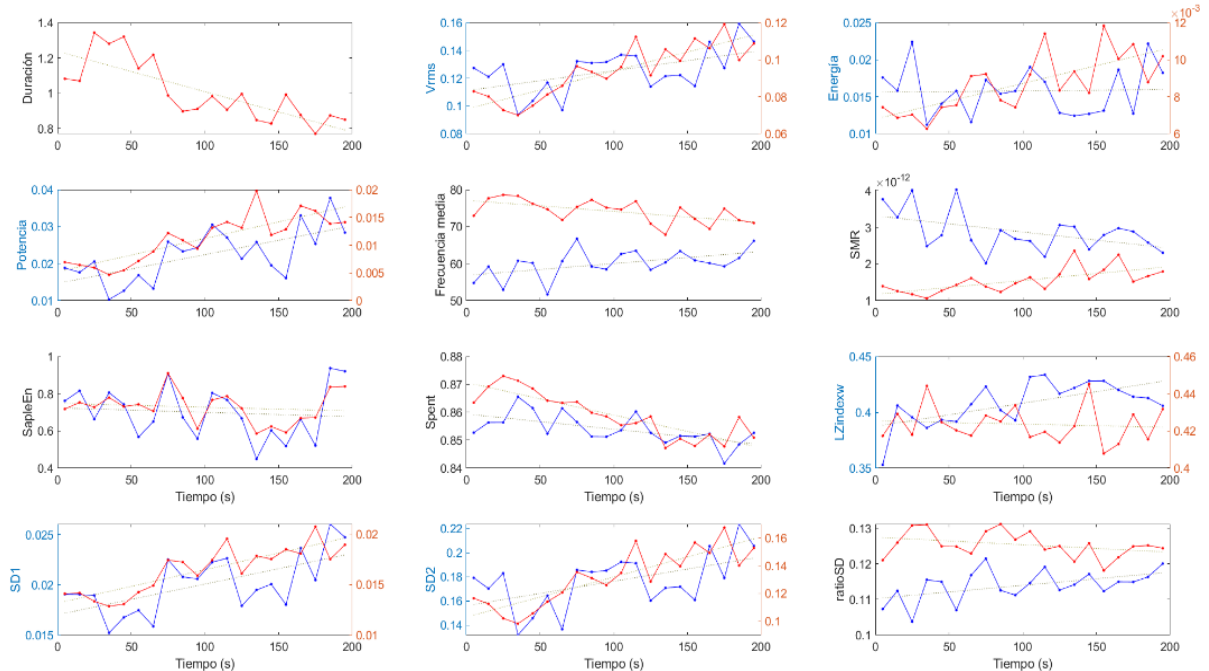


Figura 21. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo.

INDICIO DE FATIGA EN EL DIAFRAGMA

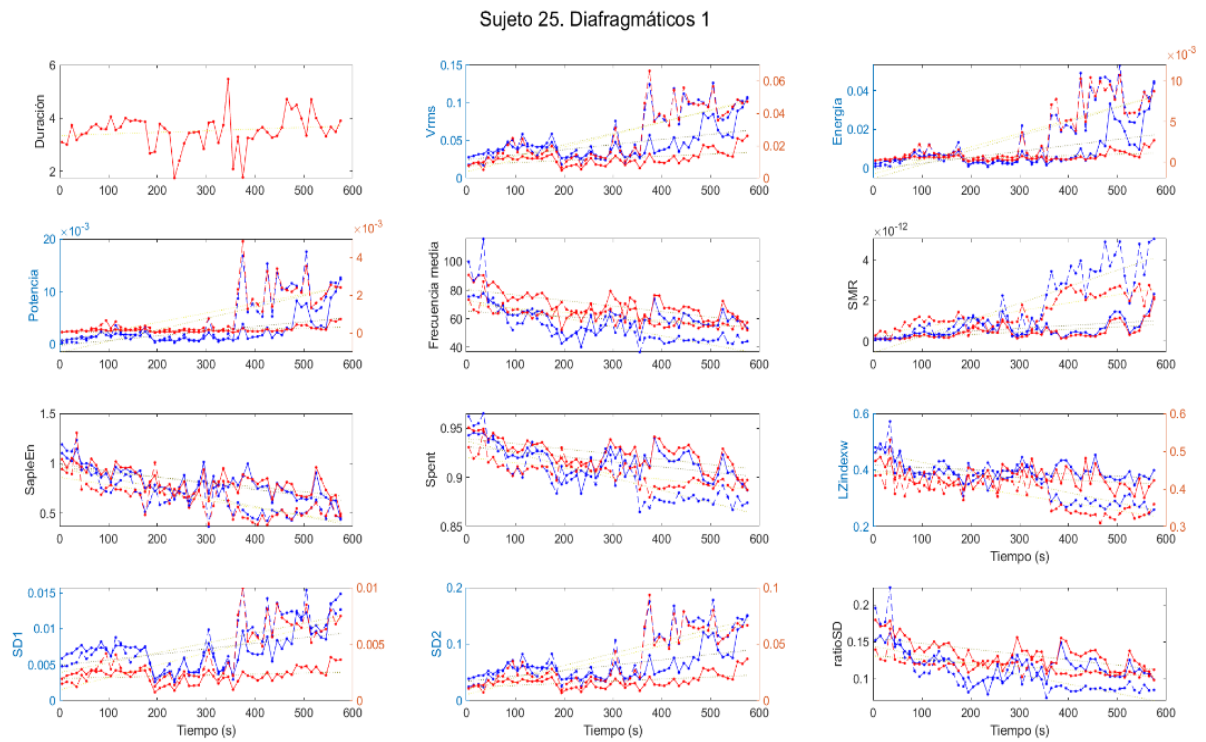


Figura 22. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 4 canales diafragmáticos donde hay indicios de fatiga en el diafragma.

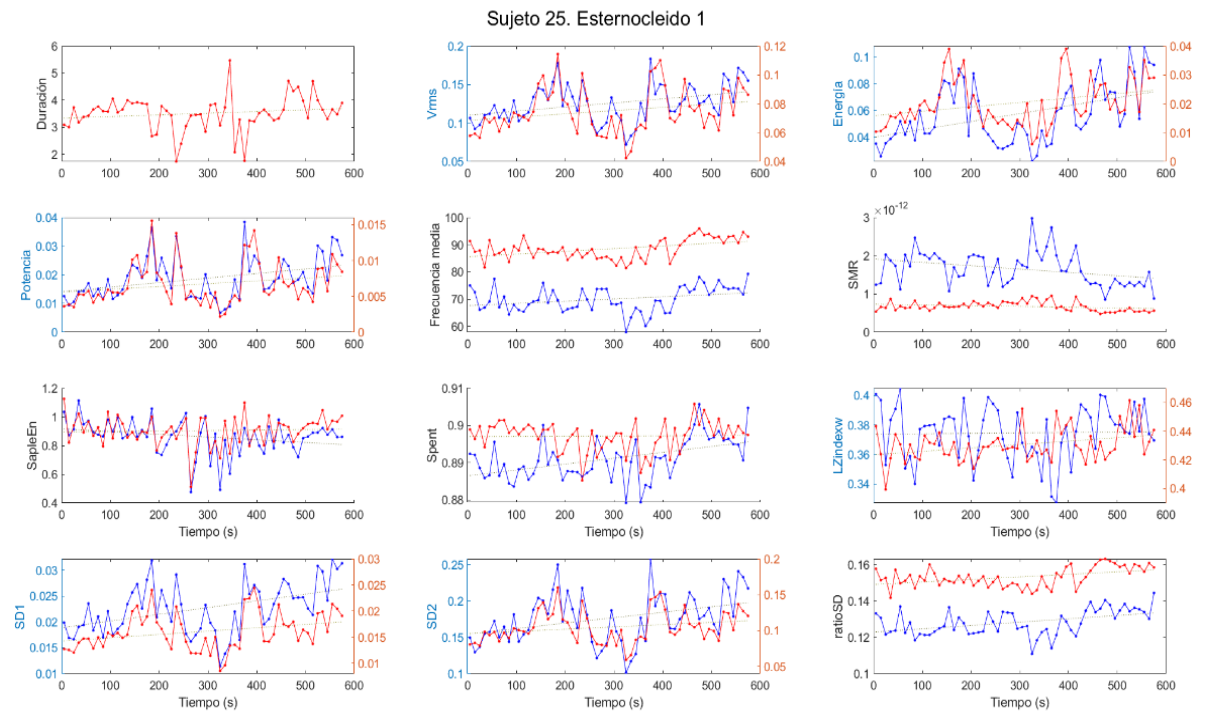


Figura 23. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde no hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo.

NINGUNO PRESENTA INDICIOS DE FATIGA

Sujeto 28. Diafragmáticos 1

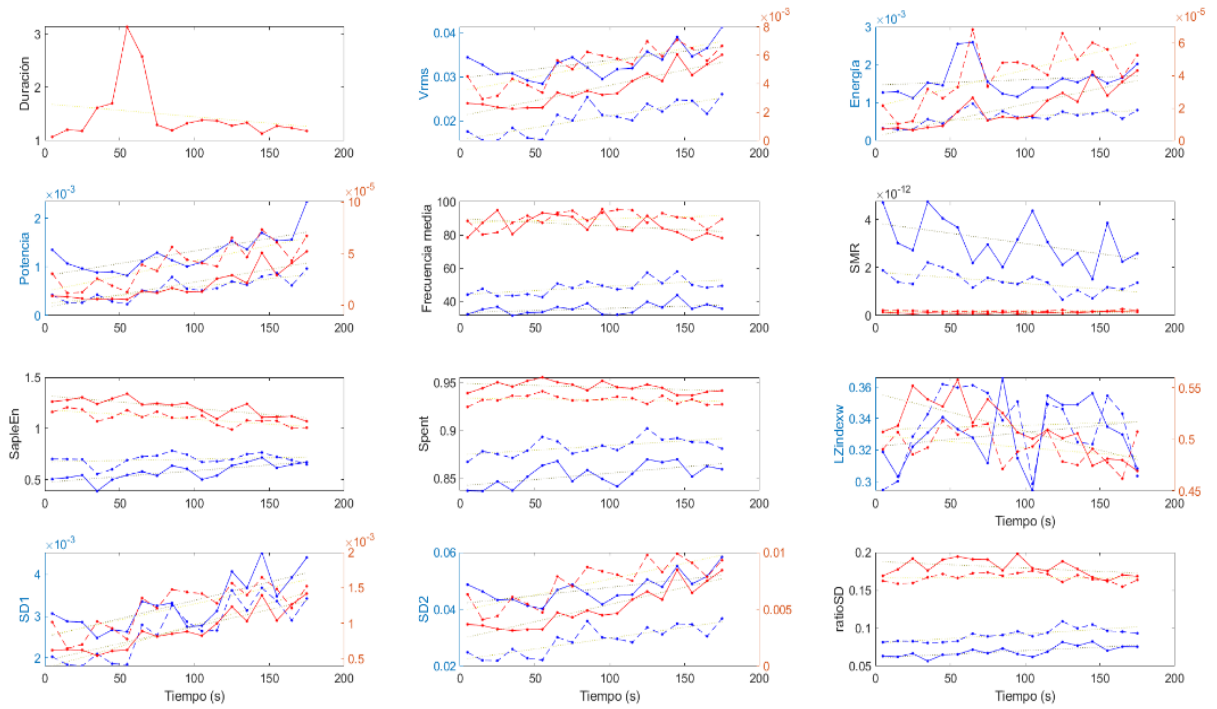


Figura 24. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 4 canales diafragmáticos donde no hay indicios de fatiga en el diafragma.

Sujeto 28. Esternocleido 1

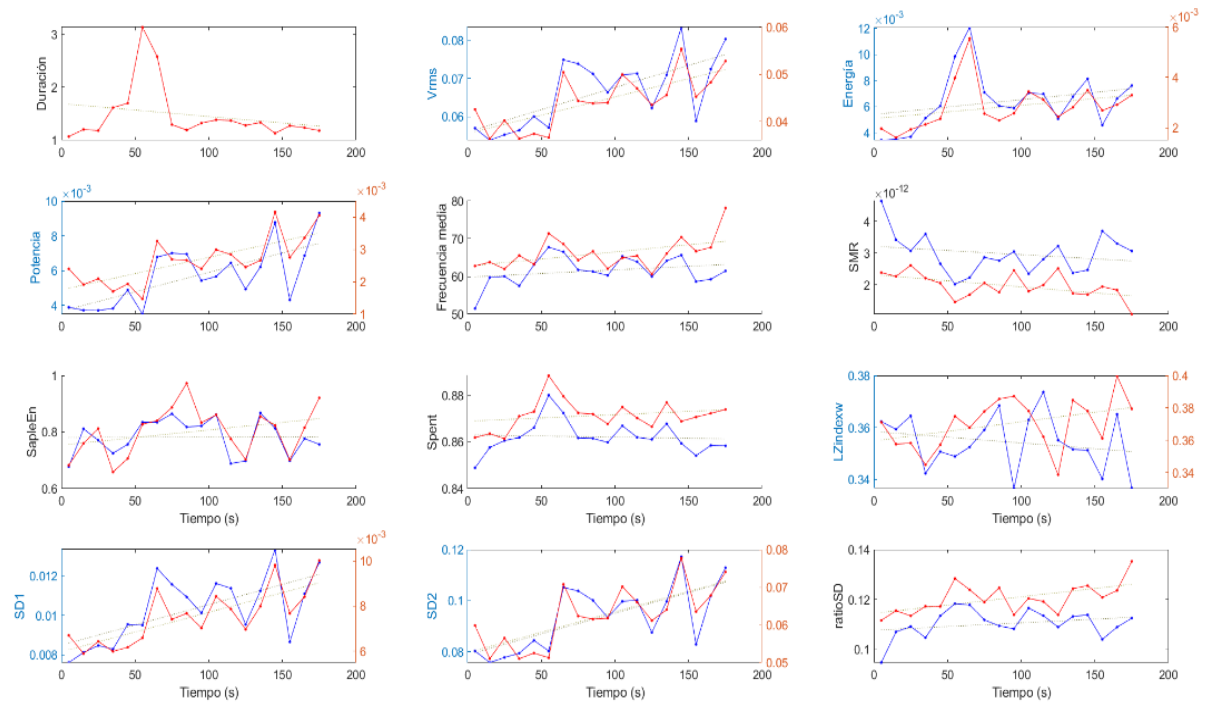


Figura 25. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo donde hay indicios de fatiga en el esternocleidomastoideo.

4.3. ANÁLISIS DE LA EVOLUCIÓN DE LOS PARÁMETROS TEMPORALES, ESPECTRALES Y NO LINEALES DURANTE UNA PRUEBA DE CARGA EN REGISTROS DEL ELECTROMIOGRAMA DIAFRAGMÁTICO Y DEL ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO CON ELECTRODOS BIPOLARES Y CONCÉNTRICOS

4.3.1. Comparativa de las tendencias en la evolución de los diferentes parámetros durante la prueba de carga en las diferentes configuraciones de registro

En la Figura 26 y Figura 27 se han representado los datos obtenidos con la configuración de electrodos bipolares del diafragma. En estas gráficas de barras apiladas, se puede ver que todos los parámetros tienen un gran porcentaje de tendencias no significativas, lo que indica que en muchos de los sujetos no se han apreciado indicios de fatiga, y es un suceso que se ha quedado reflejado en todos los canales. La otra gran parte de los resultados indica que hay tendencias esperadas, es decir, que muchos de ellos también presentan indicios de fatiga. Los parámetros que parecen más sensibles a los primeros síntomas de fatiga son: Vrms, Energía, Potencia, SD1 y SD2. Por otro lado, los parámetros espectrales y el resto de no lineales parecen ser menos sensibles a los indicios de fatiga y solo aparecen en casos más puntuales, quizás asociados a situaciones de mayor fatiga. Siguiendo las líneas del marco teórico eso puede ser debido a que están en la fase de reclutamiento. Además, existen diferencias entre el lado derecho e izquierdo debido a la interferencia cardíaca.

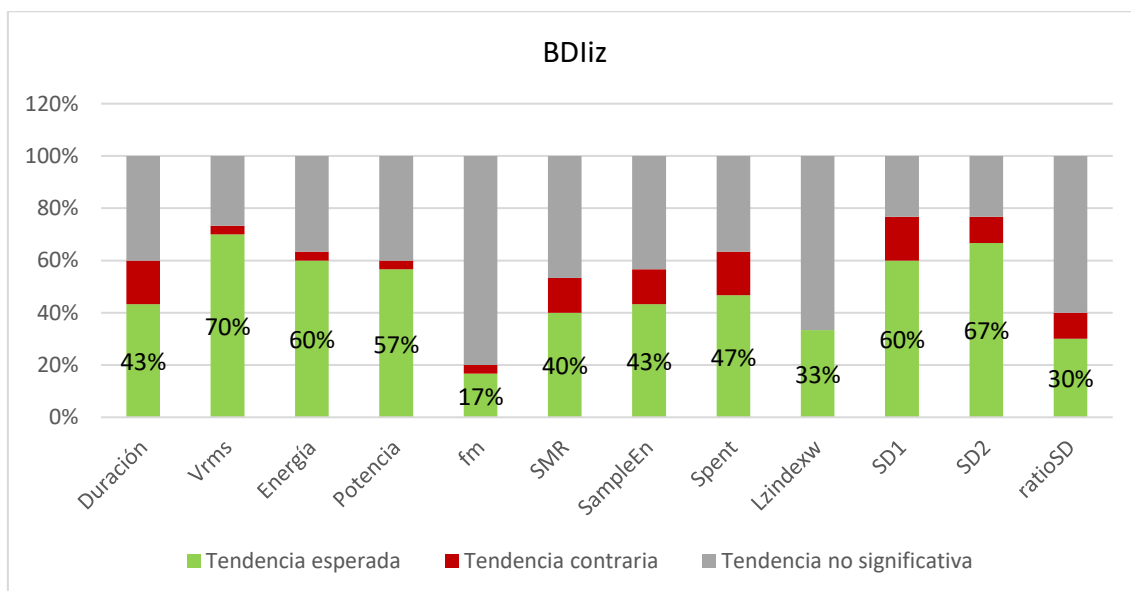


Figura 26. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar diafragmático izquierdo

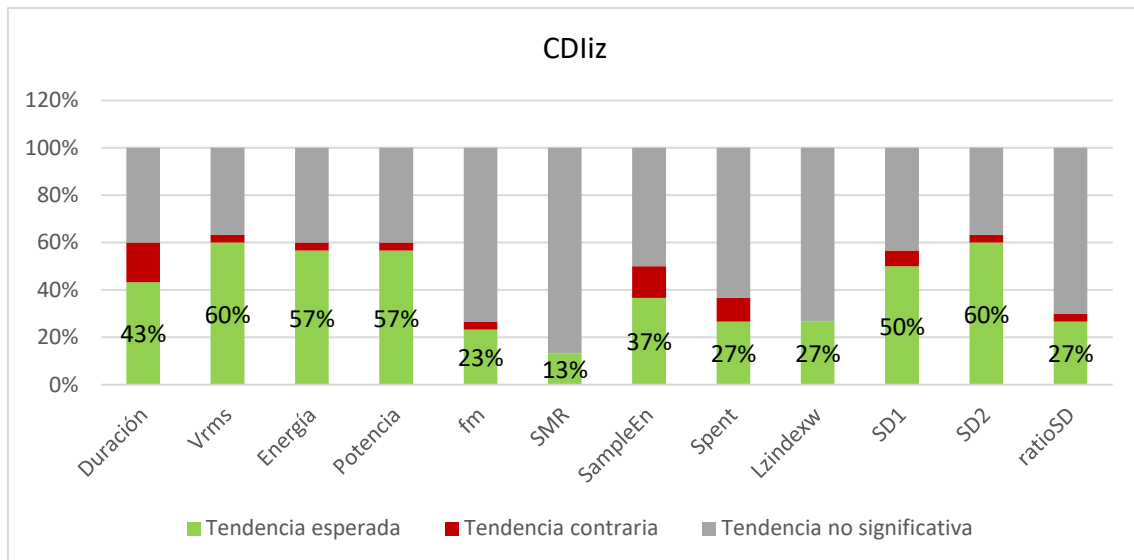


Figura 27. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar diafragmático derecho.

En la Figura 28 y Figura 29 se han representado los datos obtenidos con la configuración de electrodos concéntricos del diafragma. Si se comparan los resultados obtenidos para los registros bipolares y concéntricos se observa que al igual que para los bipolares, en el caso de los registros con electrodos concéntricos son los parámetros temporales los que presentan cambios a lo largo de la prueba de carga con la tendencia que cabe esperar, si bien el porcentaje es ligeramente menor. Ello puede ser debido a la mayor resolución espacial de los electrodos concéntricos, captando la actividad de una zona más localizada. Por otra parte, al igual que ocurre en los registros bipolares, el menor porcentaje de cambio se da para los parámetros espectrales, lo cual sugiere que responden a estados de mayor fatiga. Si se comparan los resultados arrojados por los registros con electrodos concéntricos en el lado derecho e izquierdo, en general los parámetros temporales al igual que los parámetros derivados del Poncairé del lado izquierdo presentan cambios durante la prueba que siguen la tendencia esperada en un mayor número de sujetos que los correspondientes al lado derecho, lo cual puede ser debido a una mayor interferencia cardiaca en el lado derecho que se mantiene constante durante la prueba. No obstante, para el resto de los parámetros los porcentajes son similares, excepto para el SMR, pudiendo ser debido también al efecto de la interferencia cardiaca que hace que no se vea reflejado el desplazamiento del contenido espectral a más bajas frecuencias.

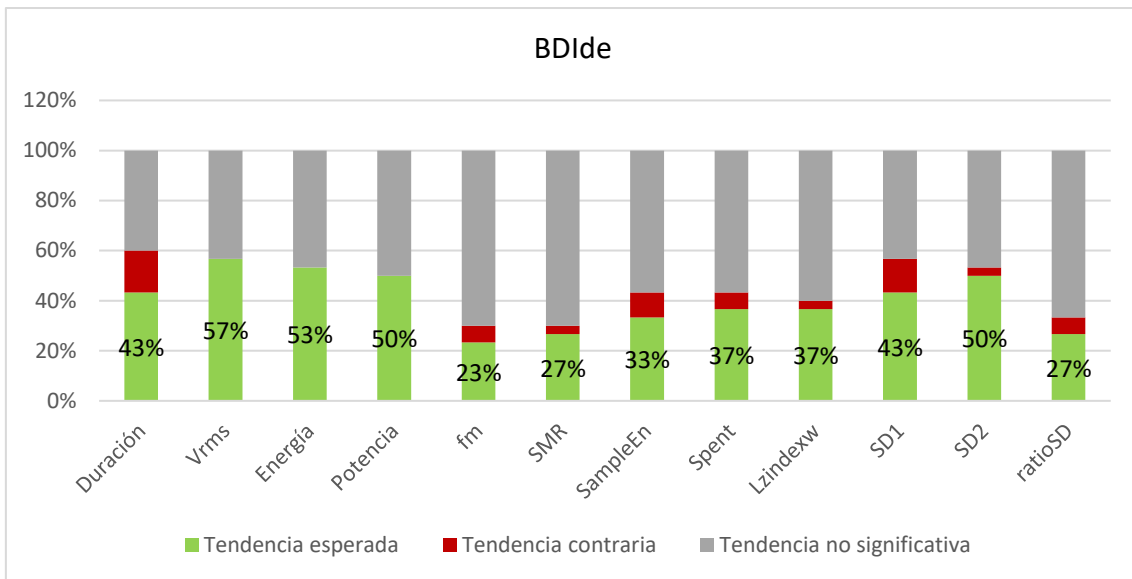


Figura 28. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico diafragmático izquierdo.

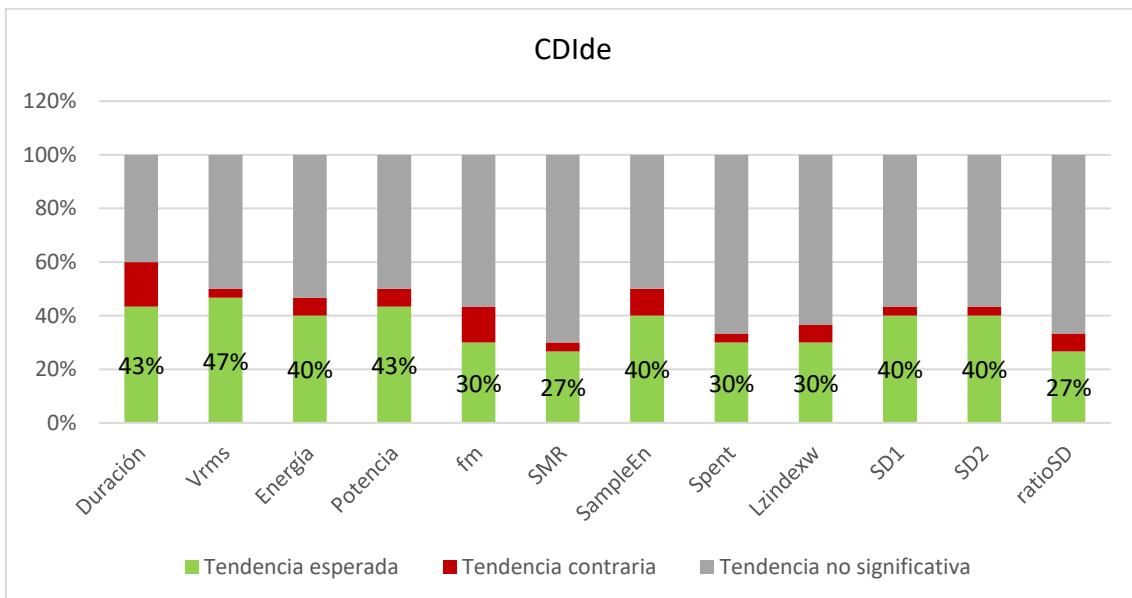


Figura 29. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico diafragmático derecho.

En la Figura 30 y Figura 31 se han representado los datos obtenidos en el músculo esternocleidomastoideo. Los principales parámetros donde se aprecian cambios que siguen la tendencia que cabe esperar cuando un músculo se fatiga. El porcentaje de sujetos con cambios con la tendencia que cabe esperar en los diferentes parámetros temporales es muy similar en el caso de los espectrales, lo cual sugiere que en general el nivel de fatiga es inferior para el caso del músculo esternocleidomastoideo que para el diafragmático. No obstante, el porcentaje de sujetos en los que se ve un desplazamiento de los valores de los parámetros espectrales para el músculo esternocleidomastoideo durante la prueba de esfuerzo es menor, lo cual puede apuntar a una menor fatiga de este músculo respecto del diafragma en esta prueba.

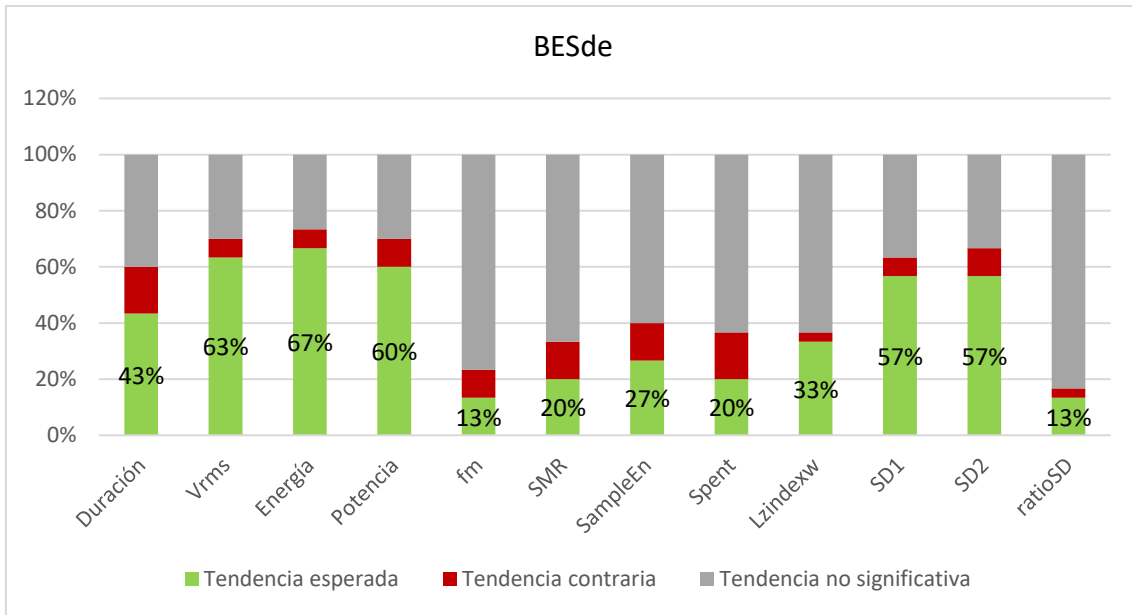


Figura 30. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal bipolar esternocleidomastoideo derecho.

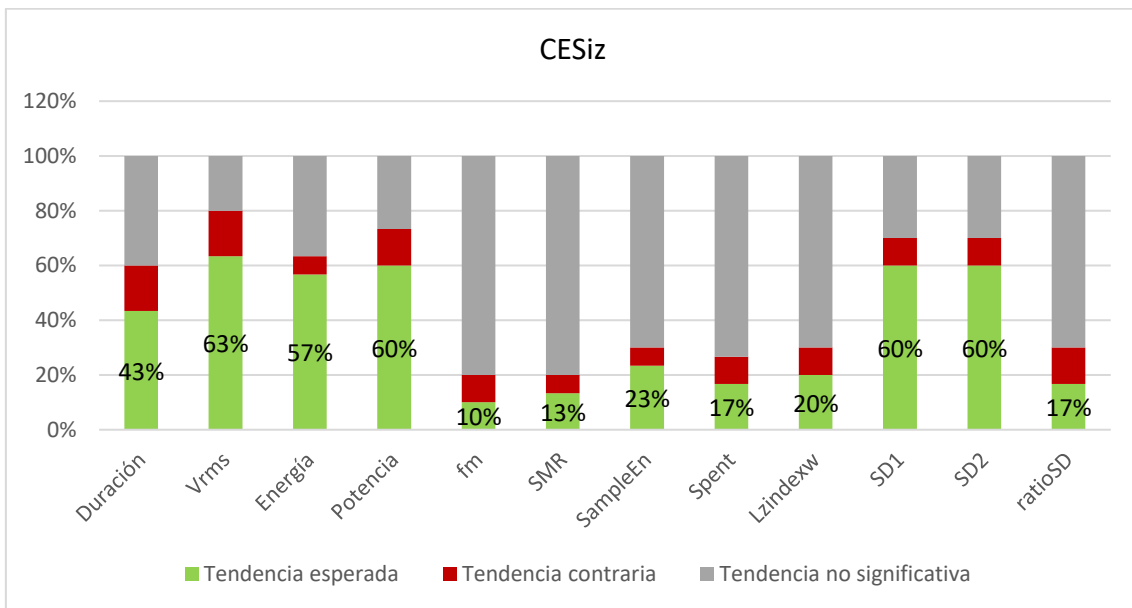


Figura 31. Porcentaje de sujetos en cada parámetro que sigue la tendencia esperada, contraria o no significativa en el canal concéntrico esternocleidomastoideo izquierdo

En general, se puede inferir que los primeros síntomas de fatiga se reflejan en los parámetros temporales y en los derivados de Poncairé plot y solo se reflejan en los parámetros espectrales y el resto de no lineales o de complejidad para niveles más altos de fatiga. El electrodo Bipolar diafragmático izquierdo es el electrodo que más sujetos siguen las tendencias esperadas, es decir, es el electrodo donde mejor se puede apreciar los indicios de fatiga en la mayoría de los parámetros. Sin embargo, los espectrales, y en especial la frecuencia media sale un poco más baja que para el resto de las configuraciones, de hecho, en el caso de la frecuencia media destaca que los electrodos de la parte derecha diafragmática muestran una pequeña mejora respecto al lado izquierdo. Se

puede apreciar que el lado izquierdo muestra las tendencias esperadas en mayor medida en parámetros temporales.

En cuanto la configuración de electrodos los resultados han sido similares para ambos tipos de electrodos, con diferencias más acusadas en los parámetros de amplitud y potencia, con valores superiores para los electrodos bipolares que puede ser originado por una mayor captación de dipolos de potencial bioeléctrico

4.3.2. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la configuración de registro

En la Figura 32 se puede ver la gráfica agrupada de las familias de parámetros en cada uno de los diferentes canales diafragmáticos. Reafirmando lo ya comprobado en el apartado 4.1. los parámetros temporales reflejan los primeros síntomas de cansancio en este tipo de parámetros. Todo parece indicar que se requiere una mayor fatiga para que produzca un cambio en los parámetros espectrales y de no linealidad. En el lado izquierdo se puede ver que el número de sujetos en los parámetros temporales y no lineales siguen más las tendencias que en el lado derecho, lo que pudiera ser debido a una mayor interferencia cardiaca. Sin embargo, en el lado derecho el número de sujetos en los parámetros espectrales se mantiene más estable. Del tipo de electrodos se puede concluir que independientemente de la configuración de registro, en todos los casos el número de sujetos que presentan variación en la tendencia de los parámetros temporales acorde a una fatiga muscular es mayor, seguida de los parámetros de no linealidad y por último de los espectrales.

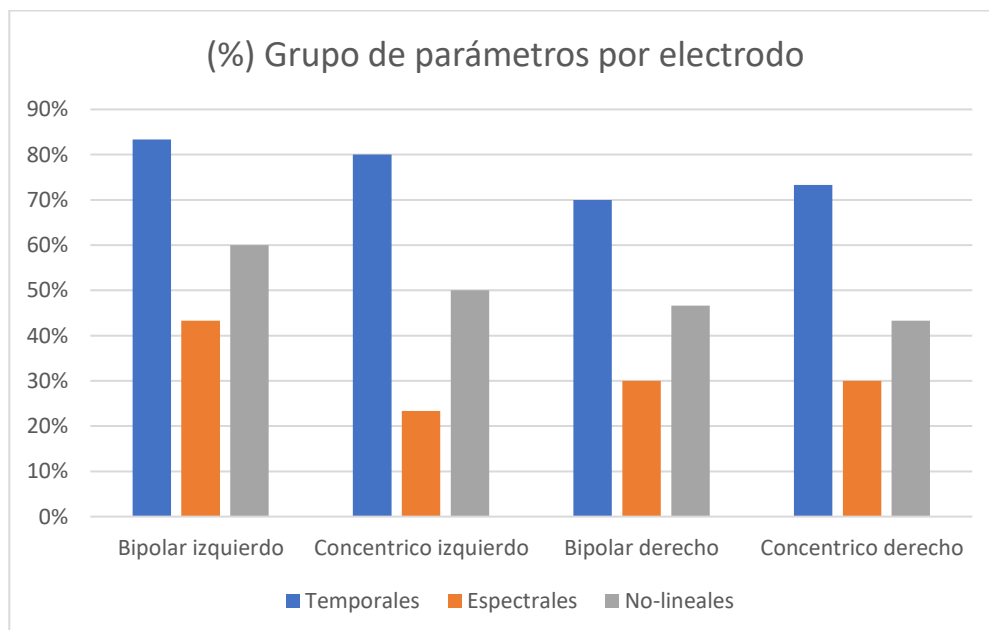


Figura 32. Porcentaje de sujetos por familia de parámetros que sigue la tendencia esperada en cada canal diafragmático.

En el caso del ECM, Figura 33, se ve claramente como las tendencias atribuibles a fatiga muscular disminuyen en la cantidad de sujetos respecto al diafragma, en el diafragma los temporales se encuentran alrededor del 80% mientras que en el ECM alrededor del 70%, los espectrales es donde más cambio existe, en el diafragma se sitúa alrededor del 30% mientras que en el ECM por debajo, y en el caso de los no lineales en el diafragma se encuentran alrededor del 50% mientras que en el ECM alrededor del 35%. Es un resultado esperado, ya que normalmente fatiga antes el músculo diafragmático que el ECM. Siguiendo la tendencia que se ha comentado anteriormente los parámetros temporales son los más sensibles al cansancio. En el caso de la configuración de electrodos, al igual que en el caso del diafragma, los registros con electrodos bipolares parecen ser más sensibles a cambios en los parámetros atribuibles a la fatiga muscular.

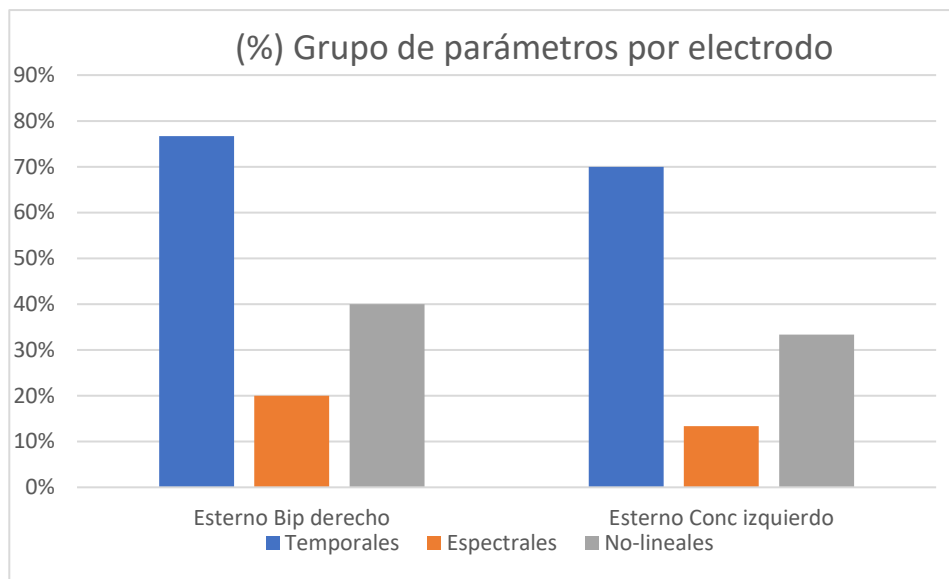


Figura 33. Porcentaje de sujetos por familia de parámetros que sigue la tendencia esperada en caso de fatiga en cada canal del esternocleidomastoideo.

4.3.3. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular por tipo de electrodo (bipolar vs concéntrico)

La Figura 34 es un gráfico con el porcentaje de sujetos que muestran la evolución de los parámetros acorde a la aparición de fatiga agrupados por tipo de electrodo en cada una de las familias de parámetros. Se puede ver que se aprecia mejor los cambios en los parámetros agrupados por familias con electrodos bipolares respecto a los electrodos concéntricos. En el caso de los parámetros temporales la diferencia sería muy pequeña, sin embargo, en los parámetros espectrales la diferencia es bastante notable. En los parámetros no lineales existe una diferencia, pero no tan notable como los parámetros espectrales

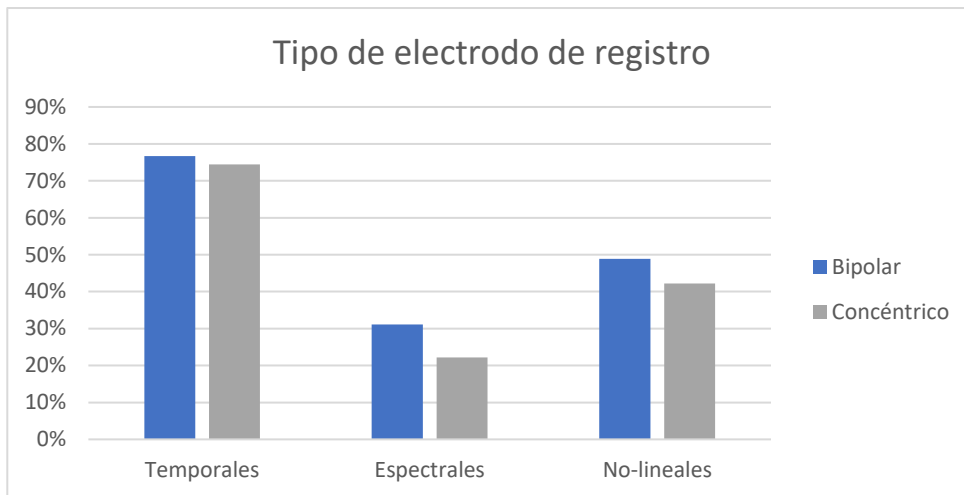


Figura 34. Porcentaje de sujetos registrados con cada tipo de electrodo (bipolar o concéntrico) que sigue la tendencia esperada en cada una de las familias de parámetros.

4.3.4. Comparativa de las tendencias en la evolución de las familias de parámetros atribuibles a fatiga muscular en función de la lateralidad en la colocación de los electrodos de registro

La Figura 35 muestra un gráfico con el porcentaje de sujetos que muestran la evolución en los parámetros acorde a la aparición de la fatiga agrupados por lateralidad en cada una de las familias de parámetros. Reafirmando lo ya indicado anteriormente, los registros realizados en el lado izquierdo son más sensibles a cambios en los parámetros, acordes al cansancio muscular que los registros realizados en el lado derecho, lo cual puede ser debido al efecto de la interferencia cardiaca sobre los registros en superficie. En los parámetros temporales y no lineales la diferencia es bastante notable, sin embargo, en los parámetros espectrales la diferencia entre el lado izquierdo y derecho del registro es menor, lo cual puede ser debido a que solo se aprecian cambios en estos parámetros para mayor grado de fatiga, alcanzada por un menor número de sujetos.

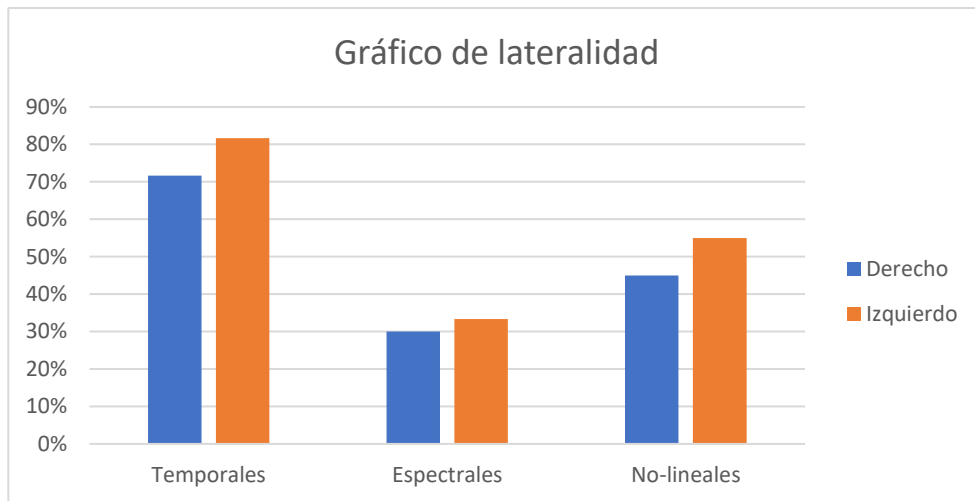


Figura 35. Porcentaje de sujetos para cada familia de parámetros en los que se sigue la tendencia esperada en función del lado de registro (derecho o izquierdo).

4.4. IDENTIFICACIÓN DE SUJETOS CON POSIBLE FATIGA DEL MÚSCULO DIAFRAGMÁTICO Y/O ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE LA PRUEBA DE CARGA

En la Tabla 5 se puede ver el porcentaje de sujetos que presenta síntomas de fatiga en cada uno de los músculos. Los porcentajes más altos de posible fatiga se corresponden al diafragma y en ambos músculos con un 33% de los sujetos. La explicación que se le puede dar es que el diafragma es el músculo principal en la respiración y por tanto el que antes fatiga, sin embargo, hay un gran número de sujetos en los que su evolución de los parámetros parece indicar que se han fatigado ambos músculos, diafragma y esternocleidomastoideo, durante la prueba de esfuerzo. Han fatigado el diafragma y han reclutado el ECM para la respiración forzada. Por otro lado, también ha habido un gran porcentaje de sujetos que parece no haber fatigado ningún músculo la principal hipótesis sobre la razón de esta es su falta de implicación en la prueba, parando la prueba antes de llegar a fatigar de una forma significativa. Por último, hay un 7% de sujetos que parece haber fatigado el ECM, este suceso es el menos habitual, ya que el ECM es un músculo accesorio, la razón por la que puede darse este suceso es la técnica de respiración en algunos sujetos que respiran utilizando el ECM como músculo principal.

Músculo	Porcentaje	Tiempos medios
Diafragma	33%	238.76 segundos
Esternocleidomastoideo	7%	171.43 segundos
Ambos	33%	181.32 segundos
Ninguno	27%	258.77 segundos

Tabla 5. Porcentaje de sujetos que han fatigado cada uno de los músculos y sus tiempos medios de registro.

Además, se ha adjuntado el tiempo medio de duración de la prueba de carga en la tabla, ya que según la hipótesis los sujetos que han fatigado ambos músculos habrán estado más tiempo realizando la prueba que aquellos sujetos que no ha llegado a fatigar.

Esta hipótesis ha quedado descartada, ya que se puede ver que no existe ninguna relación directa entre la media de los tiempos de registro y la fatiga. La explicación que se le da al suceso podría ser que la fatiga muscular es muy dependiente de la condición física del sujeto: sujetos entrenados pueden tardar más en fatigarse que sujetos no entrenados. Además, puede darse otro factor que es la fatiga psicológica. Algunos sujetos puede que claudiquen en la prueba no por fatiga muscular sino por la incapacidad psicológica de seguir haciendo un esfuerzo.

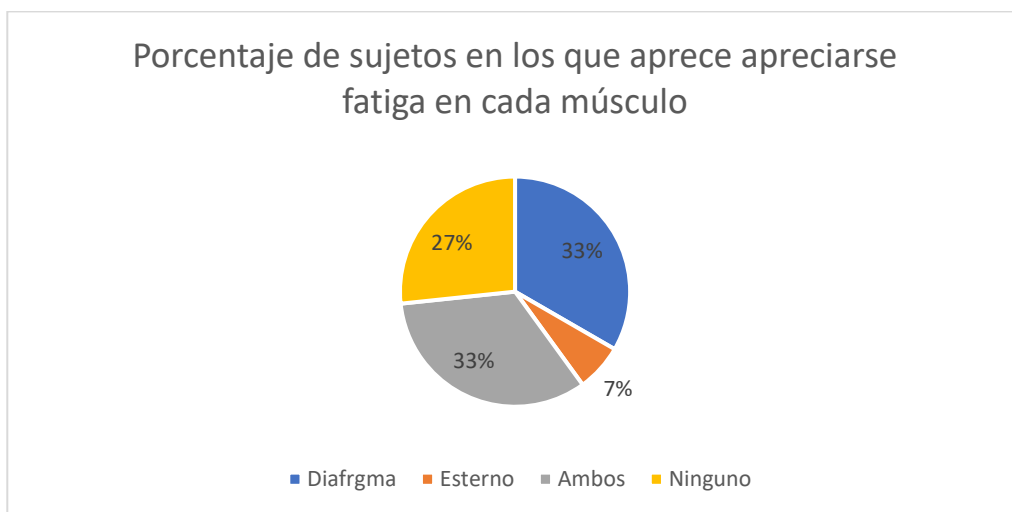


Figura 36. Porcentaje de sujetos en los que se aprecian indicios de fatiga.

5. CONCLUSIÓN

Respecto de los parámetros definidos para la valoración de la fatiga muscular se ha observado que el porcentaje de sujetos en los que se aprecian cambios en los parámetros temporales acordes a cansancio muscular durante la prueba de esfuerzo ha sido mayor que para los parámetros espectrales y de no linealidad (excepto los derivados del Poncairé plot que están íntimamente relacionados con la amplitud de las señales). Este resultado sugiere que son los primeros síntomas de cansancio provocan cambios en los parámetros temporales requiriéndose niveles superiores de fatiga para generar cambios en los parámetros de no linealidad y por último en los espectrales.

En lo relativo a la posición de registro, se ha visto que el porcentaje de sujetos con cambios en los parámetros asociados a fatiga muscular es superior que en los registros obtenidos en el lado derecho. Ello puede ser atribuido a la interferencia cardíaca, sobre todo en los registros del diafragma.

En cuanto a la configuración de los electrodos de registro, la relación entre el porcentaje de sujetos que presentan síntomas de fatiga muscular es muy similar para ambos tipos de configuraciones, con valores mayores, para los registros realizados con los electrodos bipolares. Ello puede ser debido al mayor número de dipolos bioeléctricos captados por este tipo de electrodos de registro frente a la mayor selectividad espacial de los electrodos concéntricos.

En cuanto a la comparativa en la evolución de los parámetros durante la prueba de carga para cada uno de los músculos, se observa que un mayor porcentaje de sujetos presenta síntomas de fatiga muscular en los registros diafragmáticos que los del esternocleidomastoideo y que sobre todo el porcentaje de sujetos con variación acorde a la fatiga en parámetros de no linealidad y espectrales es bastante menor. Por ello se concluye que durante la prueba de esfuerzo un mayor número de sujetos han podido presentar fatiga del músculo diafragmático que del esternocleidomastoideo.

Por último, se ha analizado que no existe una relación directa entre la duración de la prueba de carga y las tendencias de los parámetros indicadores de fatiga.

6. LINEAS FUTURAS

En el futuro se pretende establecer un estándar donde los sujetos sientan fatiga, ya que no se puede comparar los sujetos dado que cada uno tiene su umbral de fatiga. Además, se pretende establecer un protocolo de rango y umbrales para juzgar las tendencias de las gráficas, ya que el resultado es subjetivo y dependiente de quien realice la valoración visual. En el futuro sería interesante ampliar la base de datos añadiendo sujetos con un rango más amplio de edad e índice de masa corporal y en sujetos patológicos para evaluar más a fondo las posibles ventajas la electromiografía de superficie para el diagnóstico de enfermedades respiratorias. También sería interesante probar otras configuraciones de electrodos concéntricos con un mayor número de anillos y con diferentes distancias entre los anillos, lo que podría mostrar una mejora en la estimación del potencial laplaciano. Se propone también técnicas de procesado de señal para la eliminación de la interferencia cardíaca de los registros y la realización de encuestas a los sujetos de registro para determinar si se claudica la prueba de esfuerzo por fatiga muscular o psicológica, si son deportistas o no o en general sobre su condición física.

7. BIBLIOGRAFÍA

- Aboy, M., Hornero, R., Abásolo, D., & Alvarez, D. (2006). Interpretation of the Lempel-Ziv Complexity Measure in the Context of Biomedical Signal Analysis.
- Albaladejo Belmonte, M. (2019). *Desarrollo de modelos para la estimación de la presión intrauterina a partir de parámetros no-lineales del electrohisterograma*. Universitat Politècnica de Valencia.
- Álvarez González, D., Gutiérrez Tobal, G., Alonso Álvarez, M., Terán Santos, J., Del Campo Matías, F., & Hornero Sánchez, R. (2011). *Análisis espectral y no lineal de la señal de oximetría domiciliar en la ayuda al diagnóstico de la apnea infantil*.
- Bonilla Ocampo, D. A. (2014). *G-SE*. Obtenido de g-se.com/inervacion-del-musculo-esqueletico-bp-P57cfb26d6dd48
- Diaz Martinez, A., Mas Cabo, J., Prats Boluda, G., Garcia Casado, J., Cardona Urrego, K., Monfort Ortiz, R., . . . Ye Lin, Y. (2020). A Comparative Study of Vaginal Labor and Caesarean Section Postpartum Uterine Myoelectrical Activity.
- estudio, m. (s.f.). *Principio de Henneman: Como se recultan las fibras musculares?* Obtenido de blog.mdurance.eu/academia/principio-de-henneman/
- Garcia-Talavera, I., Díaz Lobato, S., Bolado, P., & C., V. (1992). *Músculos respiratorios*. Madrid: Servicio de Neumología. Hospital la Paz. Universidad Autónoma.
- Lechtzin, N. (2017). *Control de la respiración*. Obtenido de Manual MSD: <https://www.msmanuals.com/es/hogar/trastornos-del-pulm%C3%B3n-y-las-v%C3%ADas-respiratorias/biolog%C3%ADa-de-los-pulmones-y-de-las-v%C3%ADas-respiratorias/control-de-la-respiraci%C3%B3n>
- Llop Medrano, A. (2017). *Estudio de la respuesta electrofisiológica uterina a fármacos para la maduración e inducción del parto*. Universitat Politècnica de Valencia.
- Loureiro Casalderrey, M. B. (2019). *Estudio de la sincronización de la actividad bioeléctrica de los músculos del proceso deglutorio*. Universitat Politècnica de Valencia.
- Makeyev, O., & G. Besio, W. (2016). Improving the Accuracy of Laplacian Estimation with Novel Variable Inter-Ring Distances Concentric Ring Electrodes. *Sensors*.
- Mañanas Villanueva, M. A. (1999). *Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales, frecuenciales y estadísticas*. Universitat Politècnica de Catalunya.

- Mas Cabo, J., Ye Lin, Y., Garcia Casado, J., Diaz Martinez, A., Perales Marin, A., Monfort Ortiz, R., . . . Prats Boluda, G. (2020). Robust characterization of the uterine Myoelectrical activity in different obstetric scenarios. *entropy*.
- Organización Mundial de la Salud. (2004). *OMS/Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica*. Obtenido de www.who.int/respiratory/copd/es/
- Pérez De La Plaza, E., & Fernández Espinosa, A. (2011). Aparato respiratorio. Procedimientos relacionados. En *Técnicas Básicas de Enfermería* (págs. 134-156). McGraw-Hill Interamericana de España.
- Perez Puche, P. (2017). *Desarrollo de herramientas para la detección automática de artefactos en registros de señales mioeléctricas uterinas en superficie*. Universidad Politecnica Valencia.
- Pictoeduca. (s.f.). Obtenido de La función de nutrición: Aparato respiratorio: www.pictoeduca.com/leccion/193/aparato-respiratorio/pag/1345
- Piskorski, J., & Guzik, P. (2007). Filtering Poncaire Plots. *Computational methods in science and thecnology*.
- Quijada López, M. (2020). *Caracterización de los cambios en la actividad uterina ante el parto inminente mediante análisis univariado y bivariado del magnetomiograma*. Universidad Politécnica de Valencia.
- Rafols de Urquia, M. (2017). *Characterization of the muscle respiratory activity by non-invasive electromyographic signals acquired using concentric ring electrodes*. Institut de Bioeginyeria de Catalunya.
- Torres, A., Sarlabous, L., Ráfols de Urquia, M., Estrada Petrocelli, L., Ye Lin, Y., Prats Boluda, G., . . . Garcia Casado, J. (2020). *Evaluation of Respiratory Muscle Activity by Means of Concentric Ring Electrodes*.
- Villar Valero, J. (2019). *Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG): estudio ergonómico en cirugía laparoscópica*. Universitat Politècnica de Valencia.

ANEXO 1. CÁLCULO

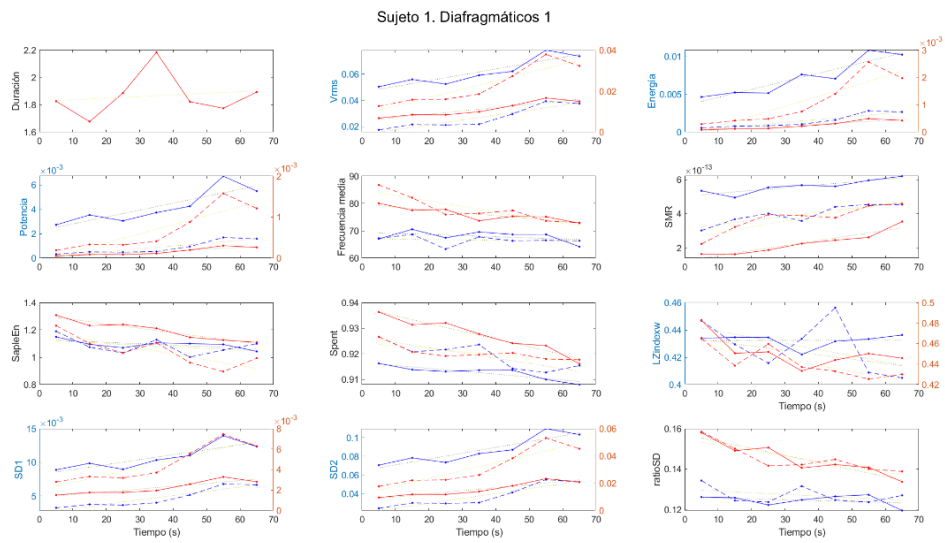


Figura 37. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los canales diafragmáticos.

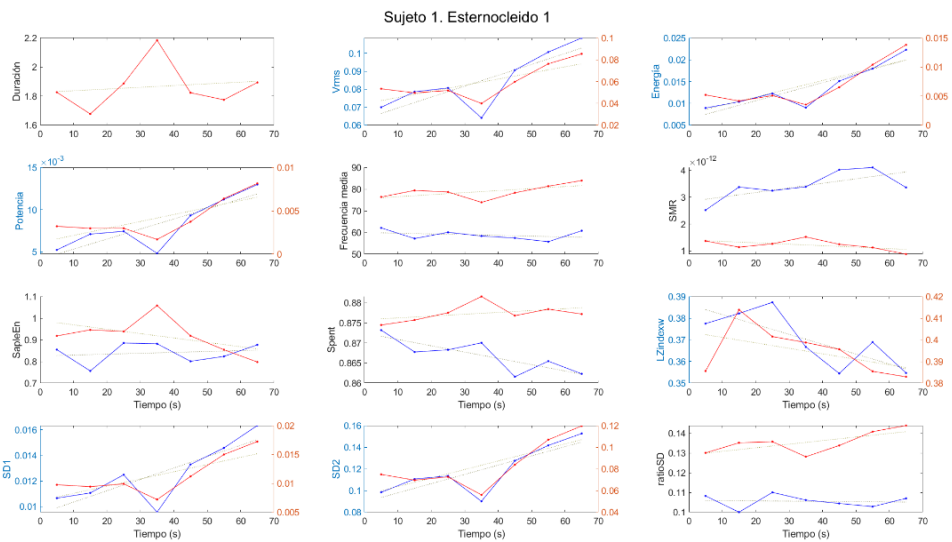


Figura 38. Gráficas de los parámetros del sujeto 1 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

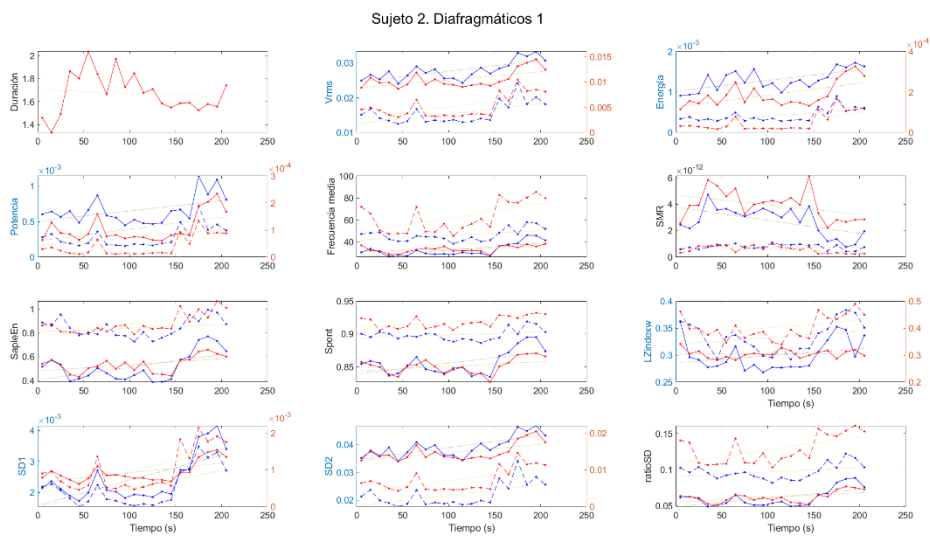


Figura 39. Gráficas de los parámetros del sujeto 2 de los canales diafragmáticos.

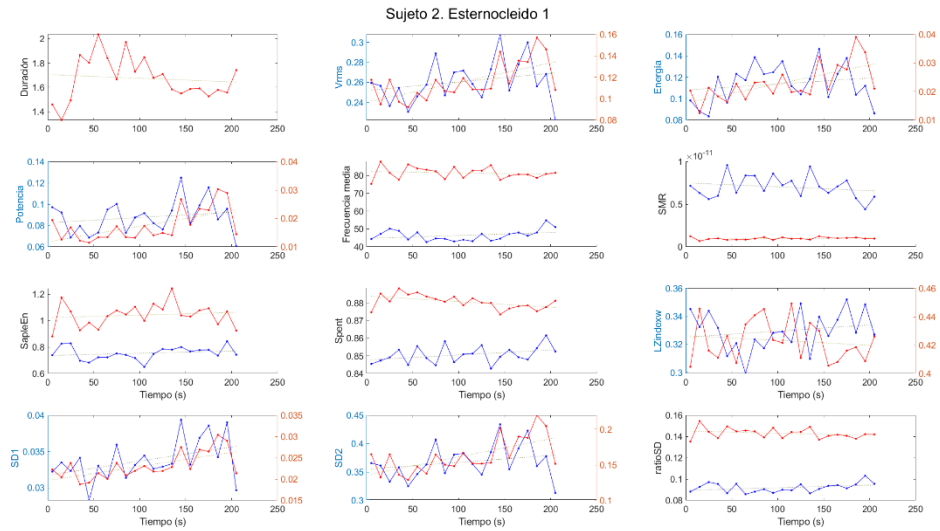


Figura 40. Gráficas de los parámetros del sujeto 2 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

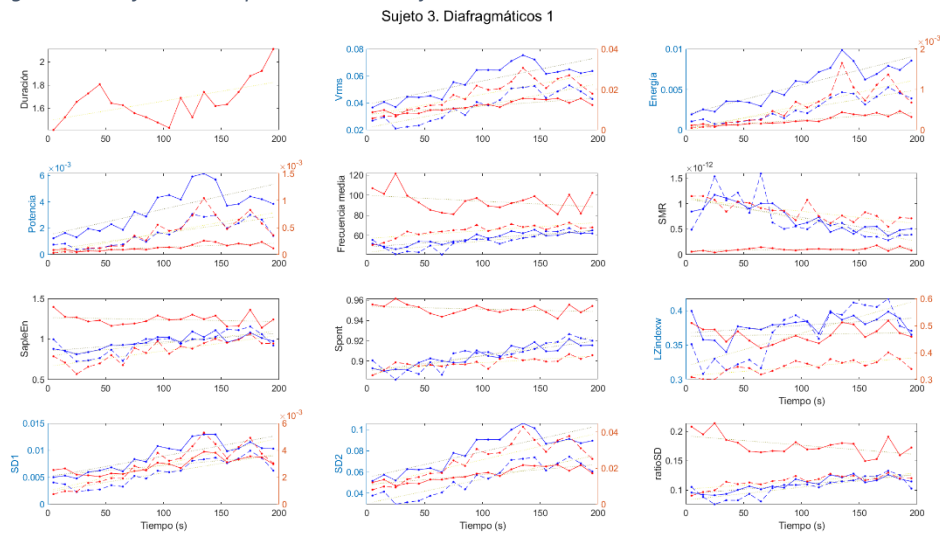


Figura 41. Gráficas de los parámetros del sujeto 3 de los canales diafrámaticos.

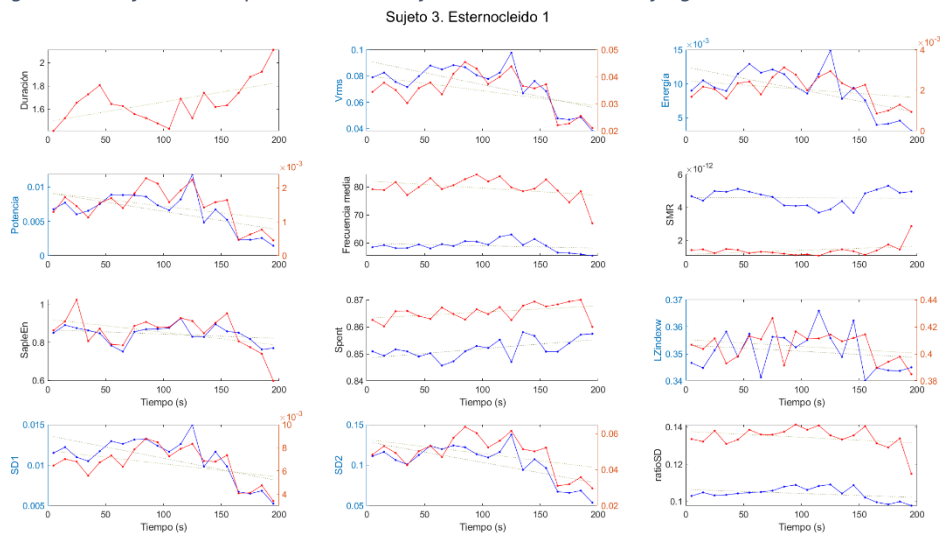


Figura 42. Gráficas de los parámetros del sujeto 3 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

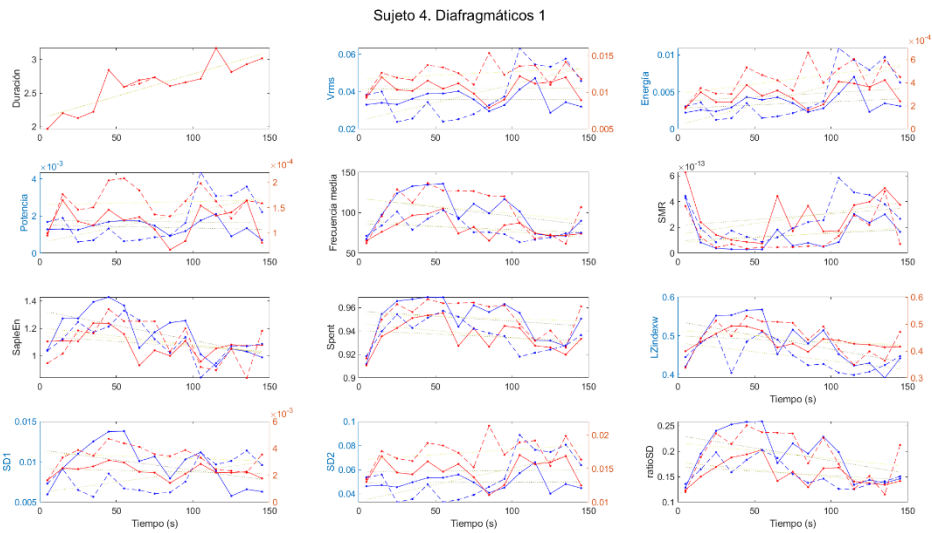


Figura 43. Gráficas de los parámetros del sujeto 4 de los canales diafragmáticos.

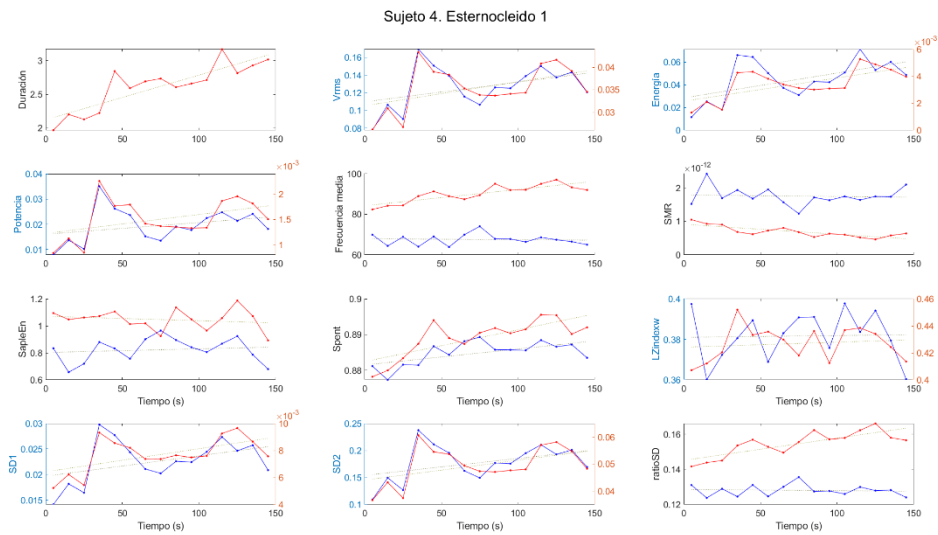


Figura 44. Gráficas de los parámetros del sujeto 4 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

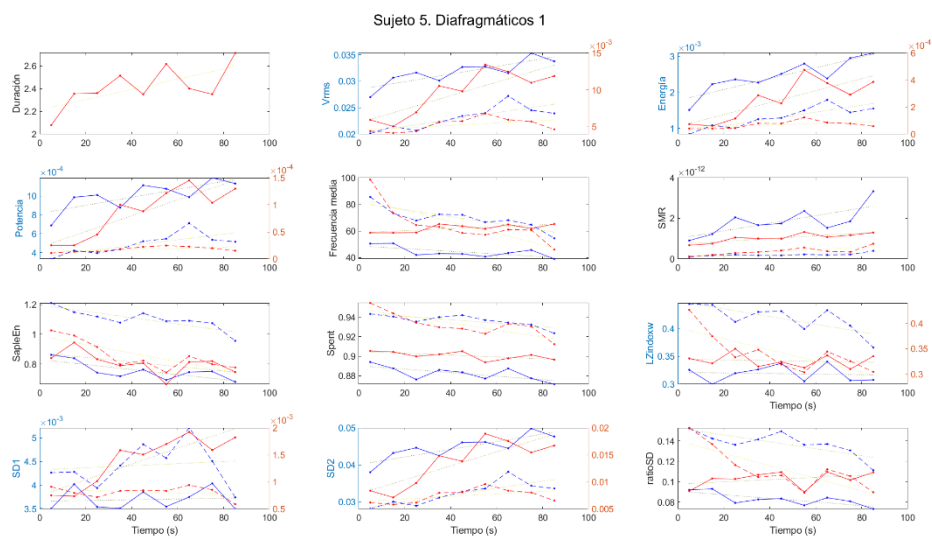


Figura 45. Gráficas de los parámetros del sujeto 5 de los canales diafragmáticos.

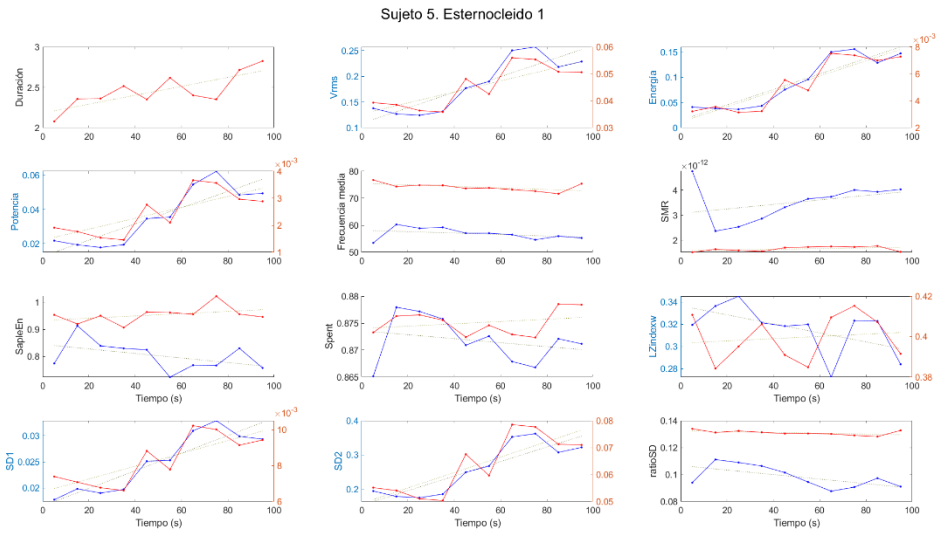


Figura 46. Gráficas de los parámetros del sujeto 5 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

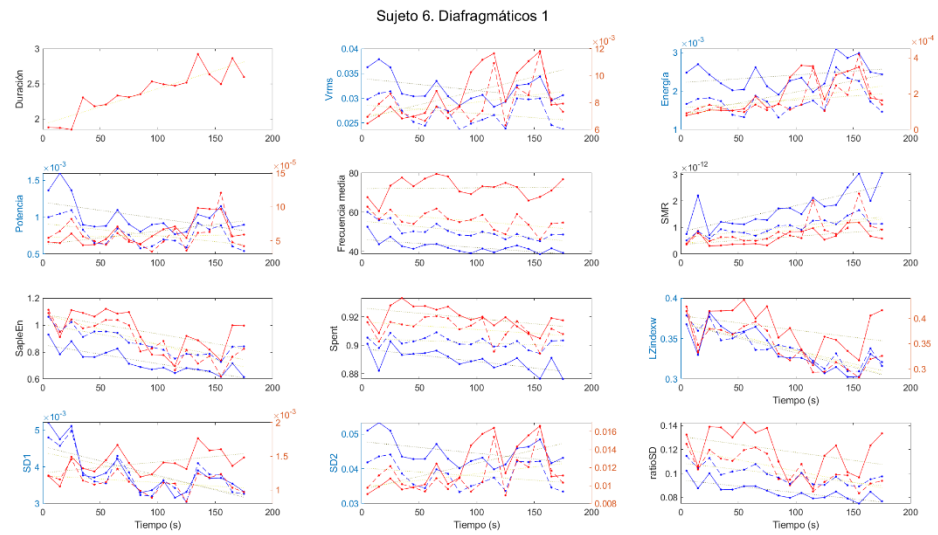


Figura 47. Gráficas de los parámetros del sujeto 6 de los canales diafragmáticos.

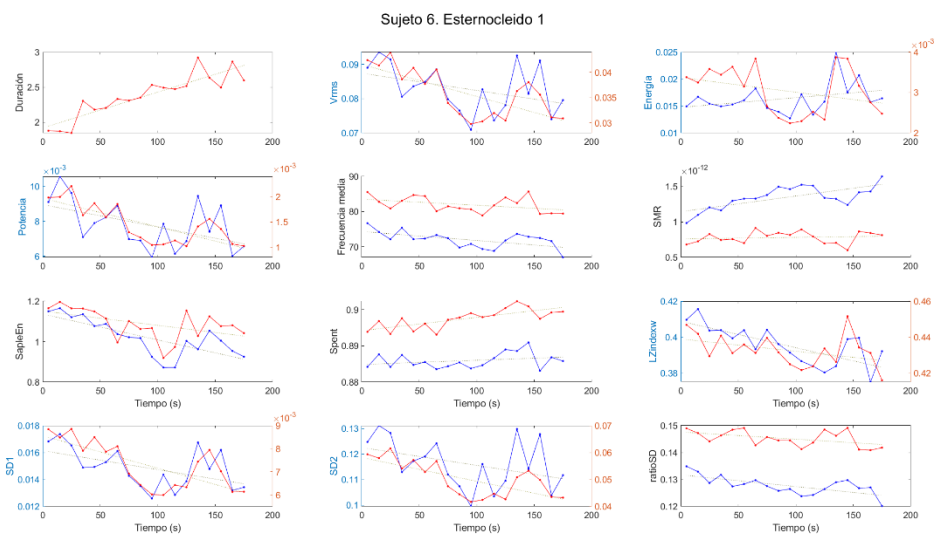


Figura 48. Gráficas de los parámetros del sujeto 6 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

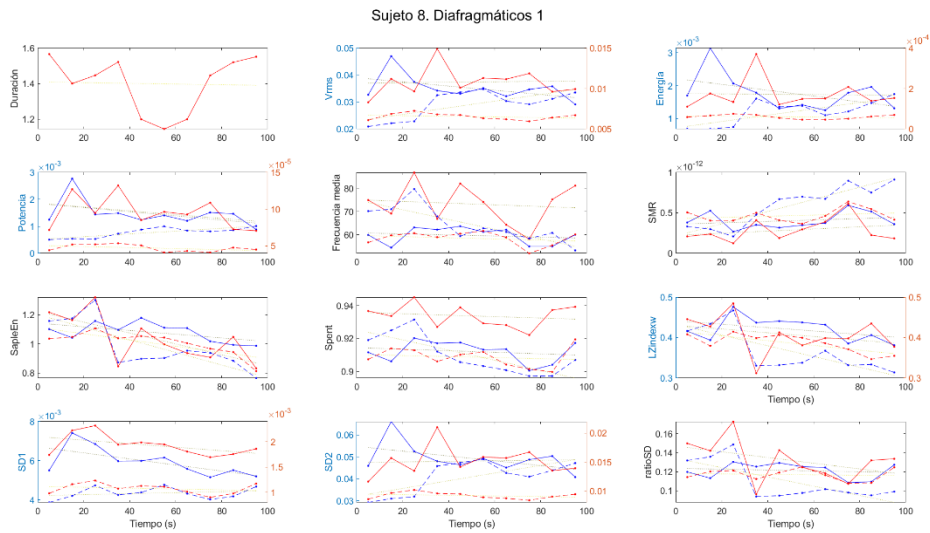


Figura 49. Gráficas de los parámetros del sujeto 8 de los canales diafragmáticos.

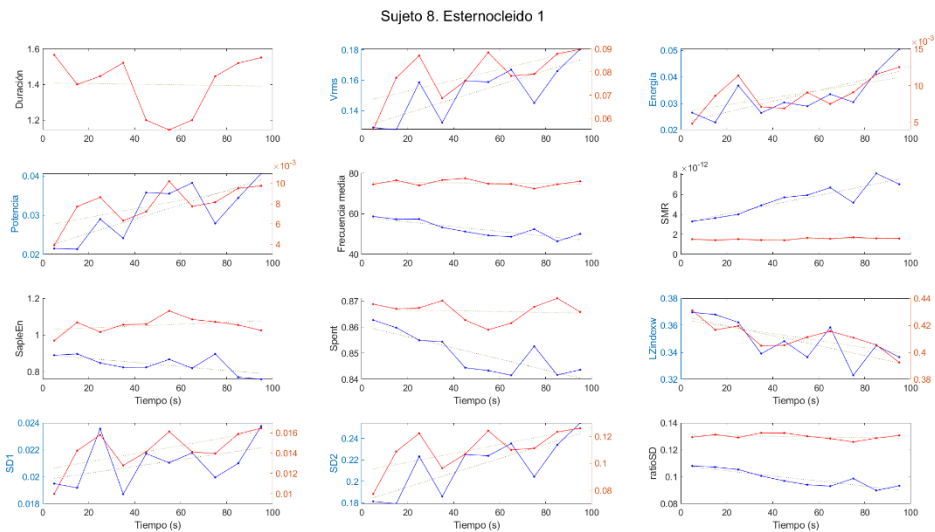


Figura 50. Gráficas de los parámetros del sujeto 8 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

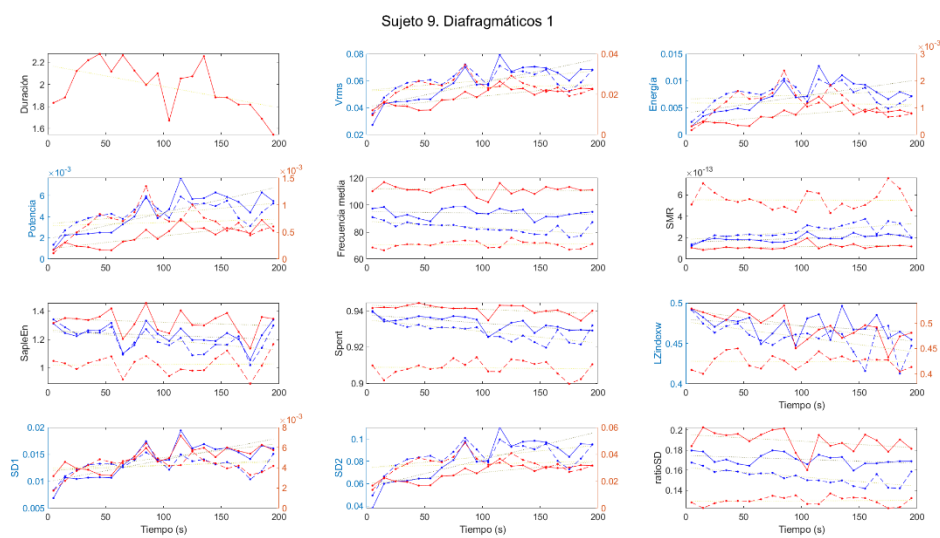


Figura 51. Gráficas de los parámetros del sujeto 9 de los canales diafragmáticos.

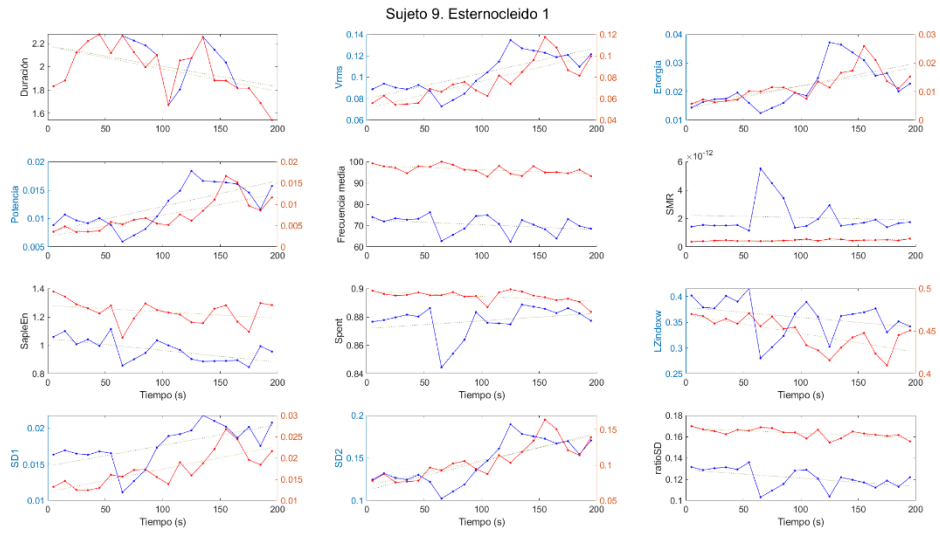


Figura 52. Gráficas de los parámetros del sujeto 9 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

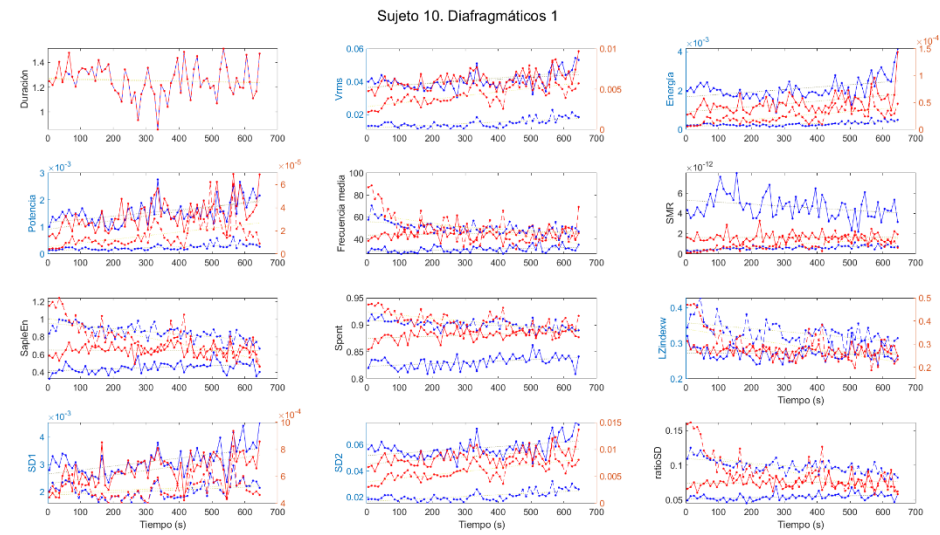


Figura 53. Gráficas de los parámetros del sujeto 10 de los canales diafragmáticos.

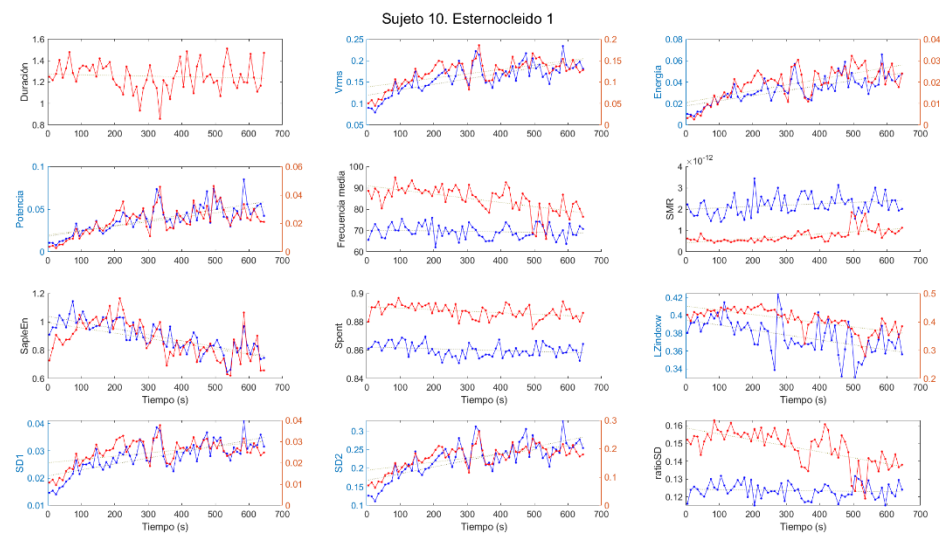


Figura 54. Gráficas de los parámetros del sujeto 10 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

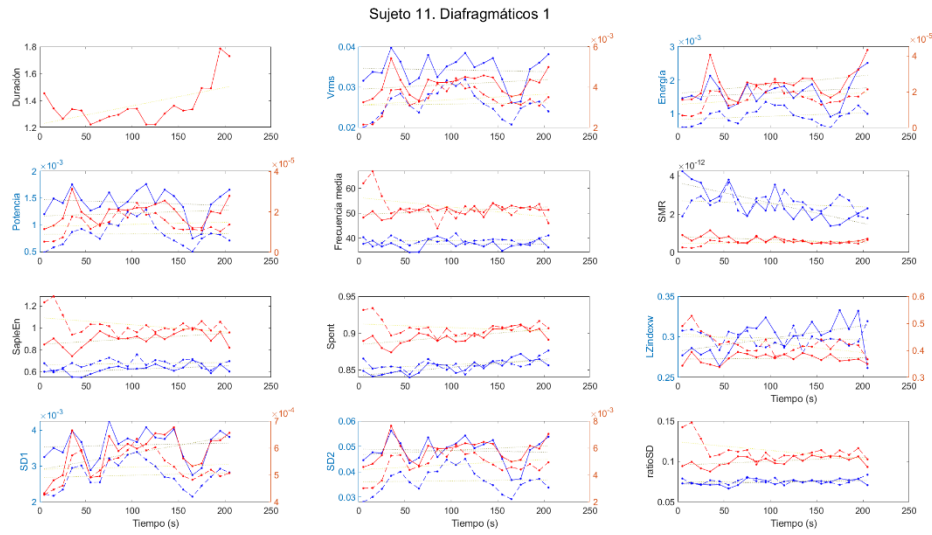


Figura 55. Gráficas de los parámetros del sujeto 11 de los canales diafrámaticos.

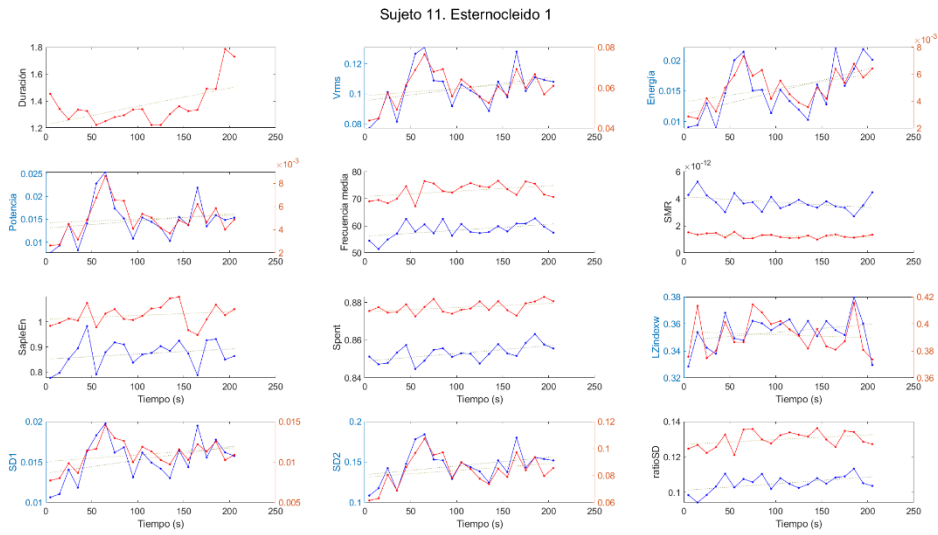


Figura 56. Gráficas de los parámetros del sujeto 11 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

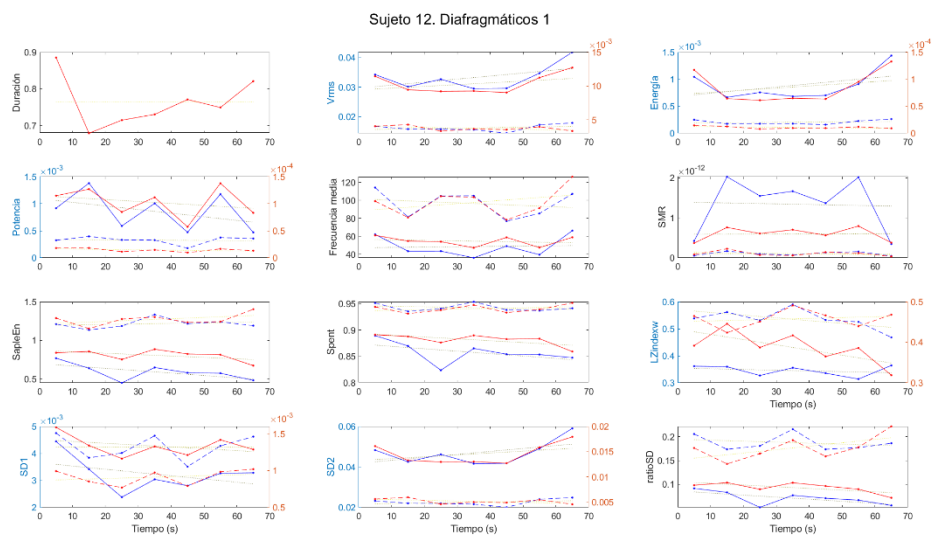


Figura 57. Gráficas de los parámetros del sujeto 12 de los canales diafrámaticos.

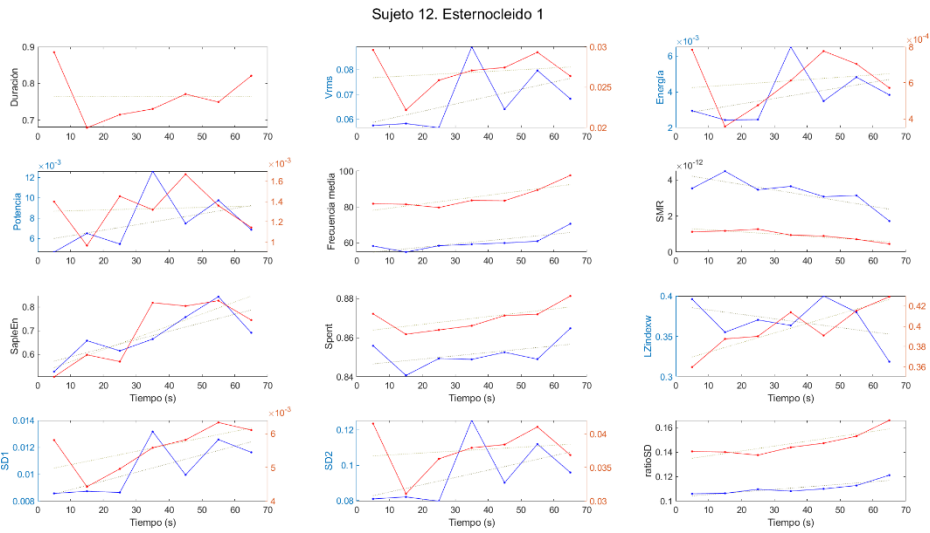


Figura 58. Gráficas de los parámetros del sujeto 12 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

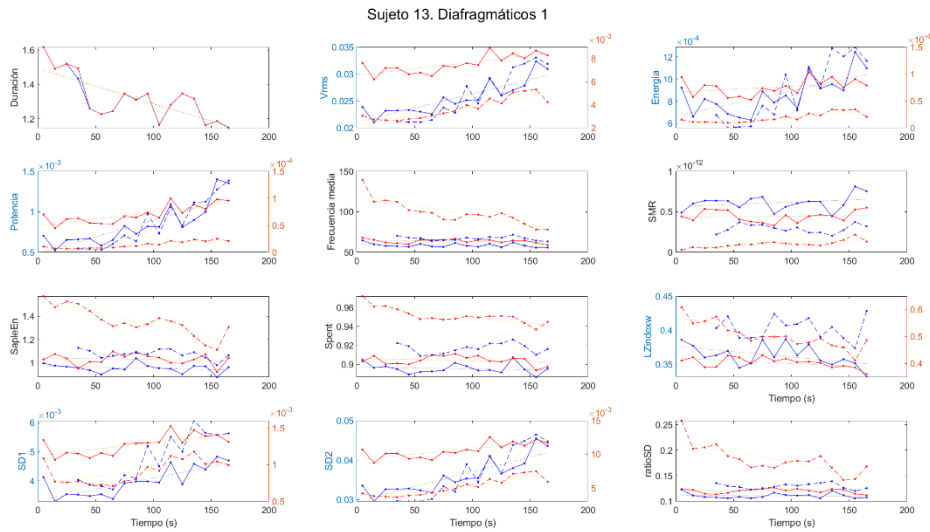


Figura 59. Gráficas de los parámetros del sujeto 13 de los canales diafragmáticos.

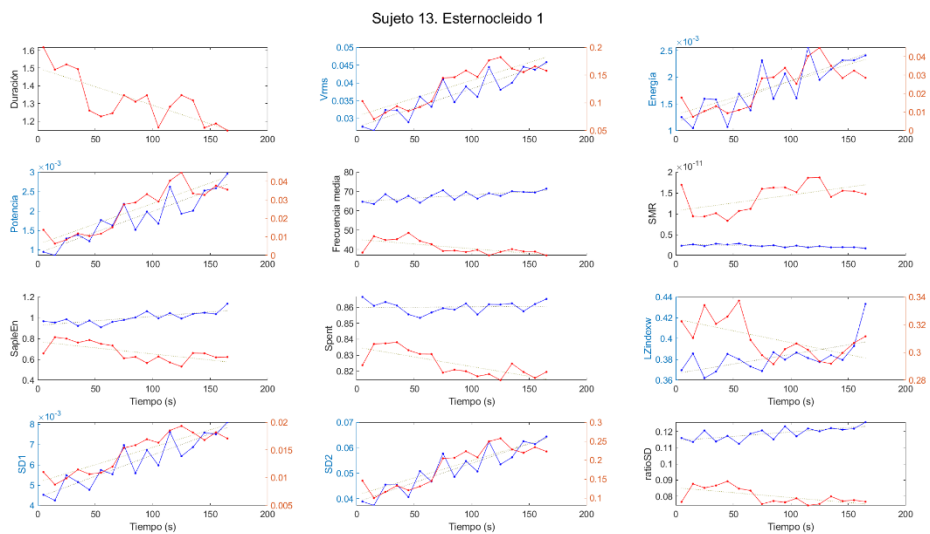


Figura 60. Gráficas de los parámetros del sujeto 13 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

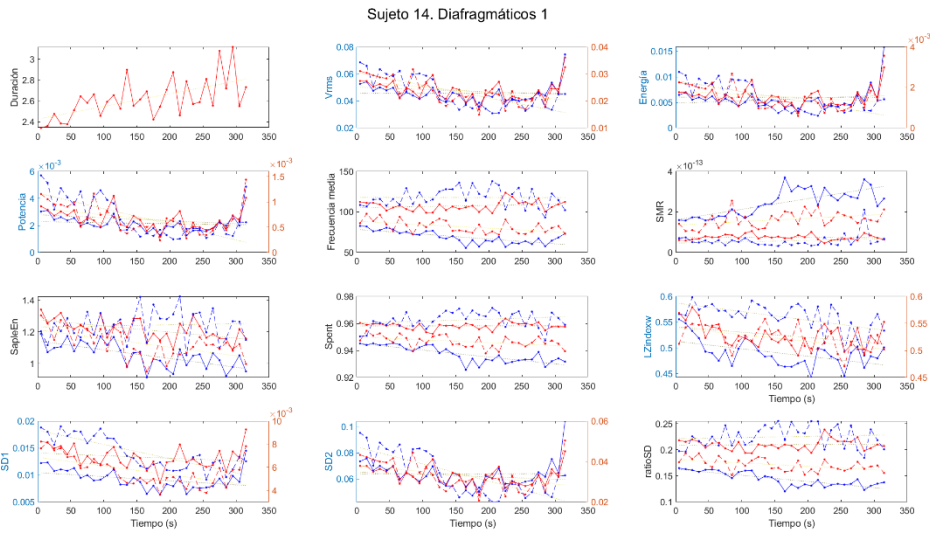


Figura 61. Gráficas de los parámetros del sujeto 14 de los canales diafrámaticos.

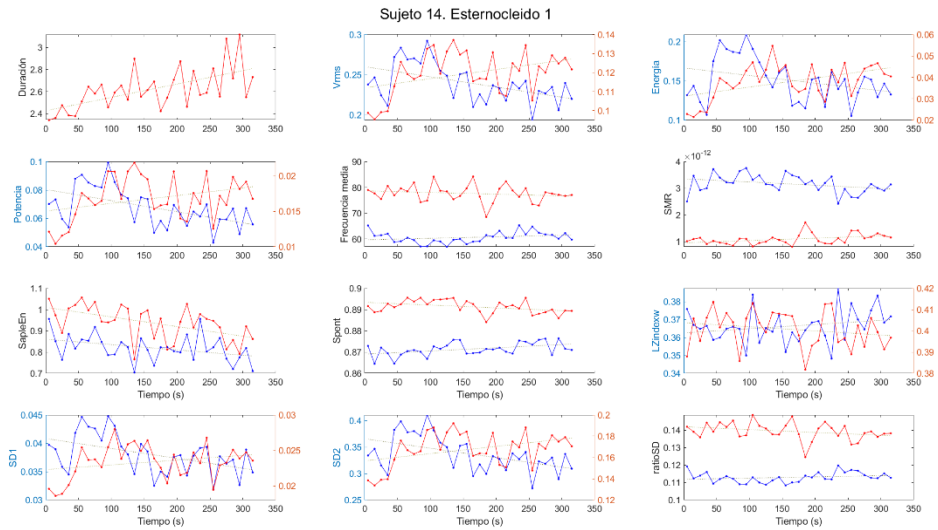


Figura 62. Gráficas de los parámetros del sujeto 14 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

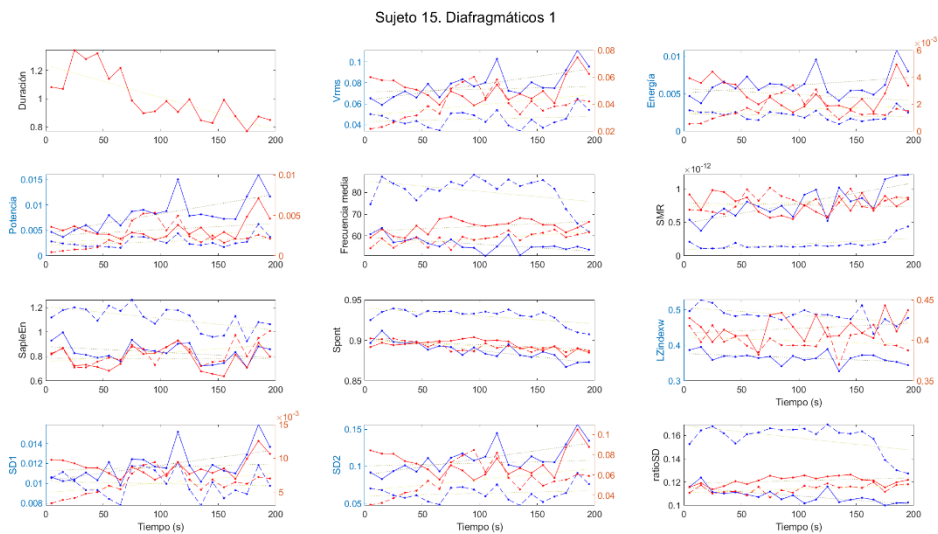


Figura 63. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los canales diafrámaticos.

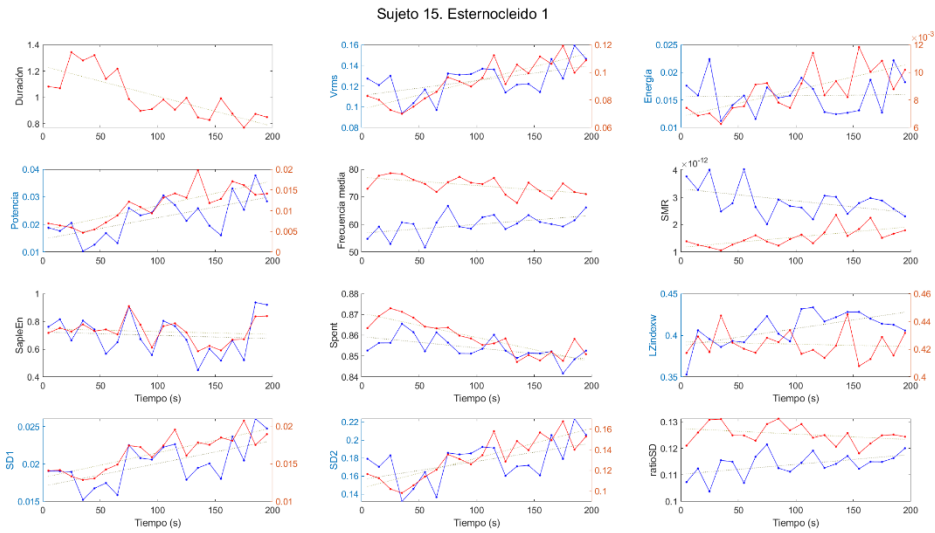


Figura 64. Gráficas de los parámetros del sujeto 15 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

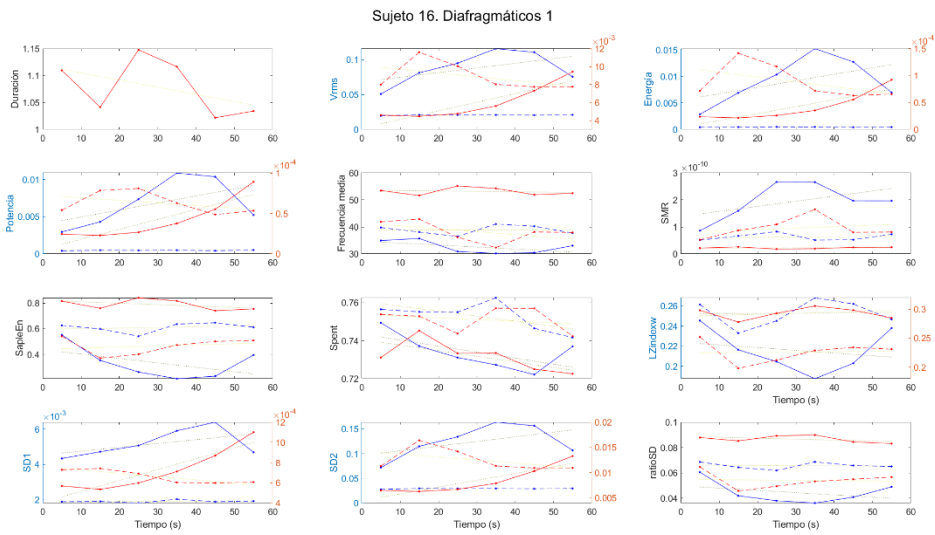


Figura 65. Gráficas de los parámetros del sujeto 16 de los canales diafragmáticos.

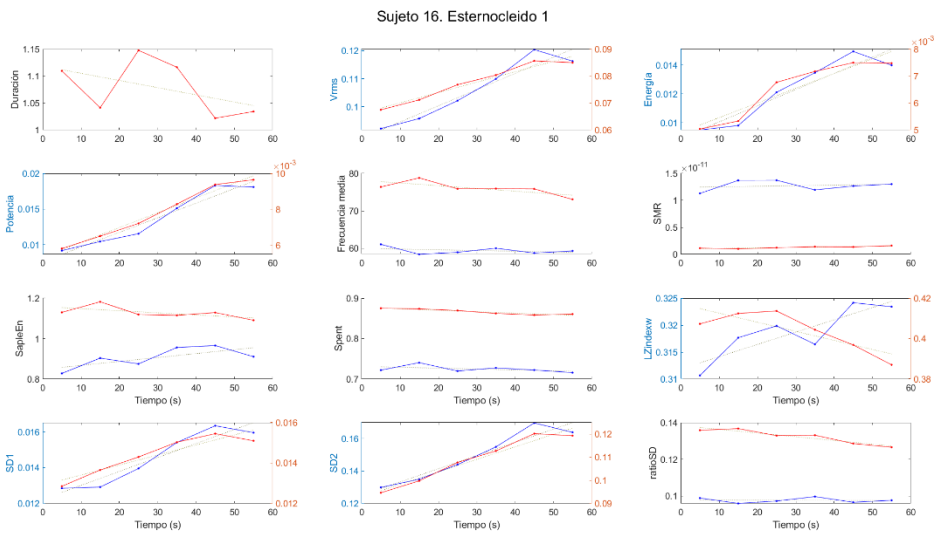


Figura 66. Gráficas de los parámetros del sujeto 16 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

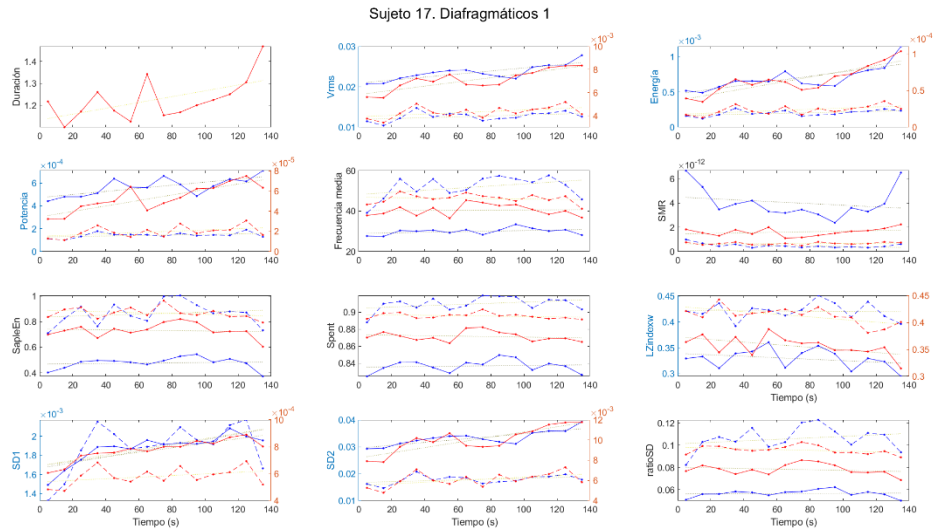


Figura 67. Gráficas de los parámetros del sujeto 17 de los canales diafragmáticos.

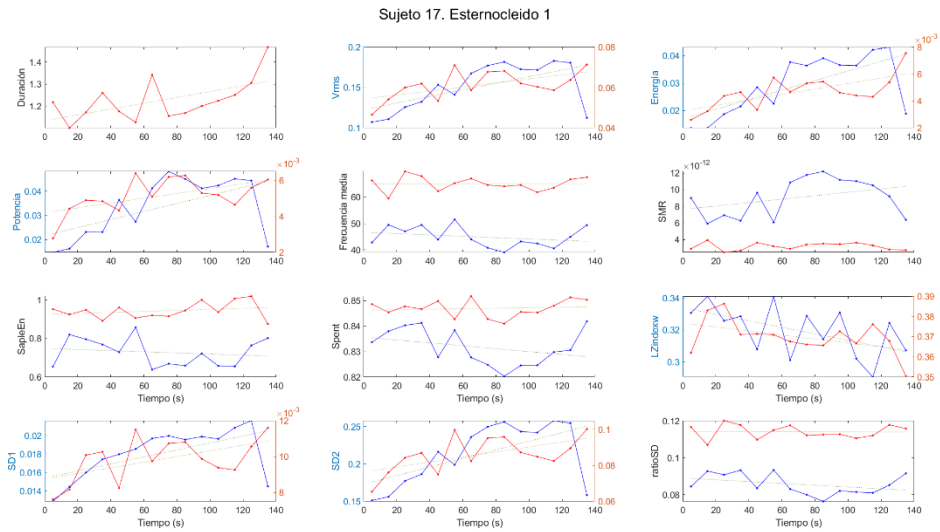


Figura 68. Gráficas de los parámetros del sujeto 17 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

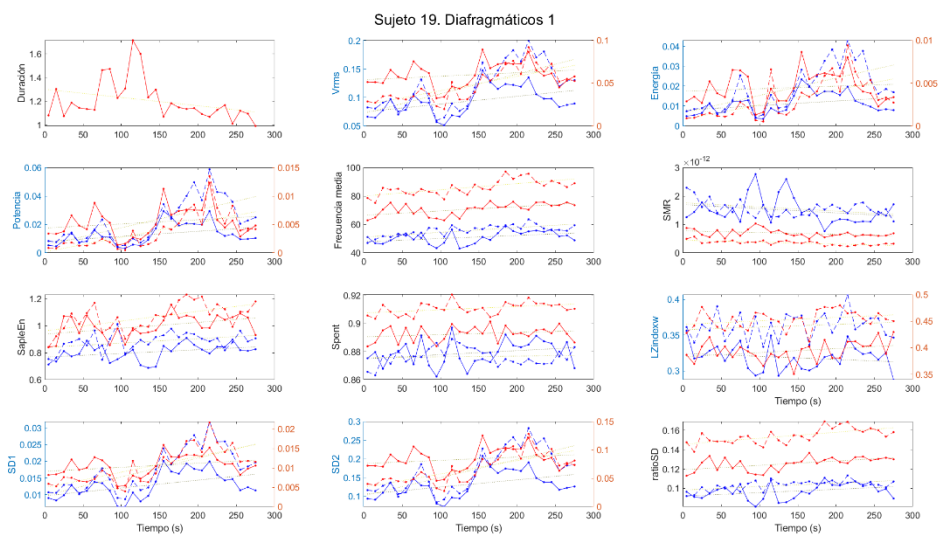


Figura 69. Gráficas de los parámetros del sujeto 19 de los canales diafragmáticos.

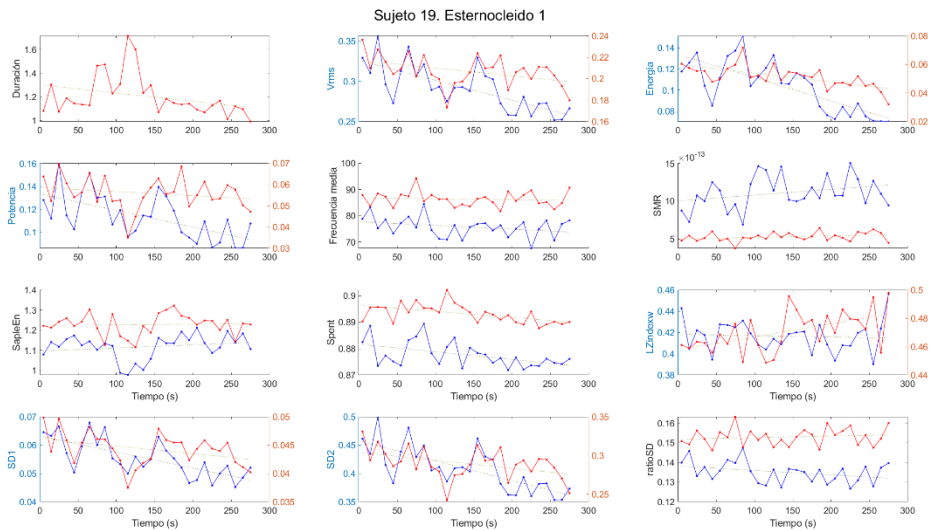


Figura 70. Gráficas de los parámetros del sujeto 19 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

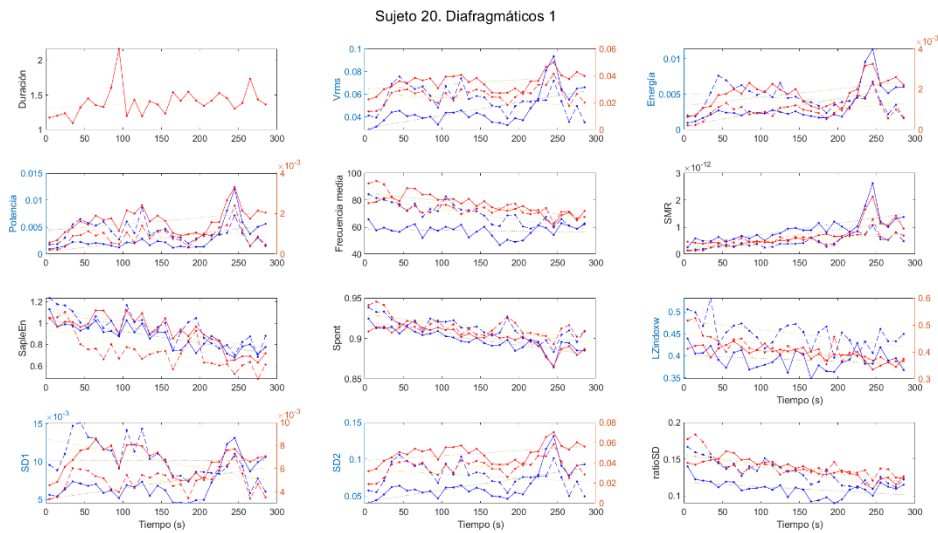


Figura 71. Gráficas de los parámetros del sujeto 20 de los canales diafragmáticos.

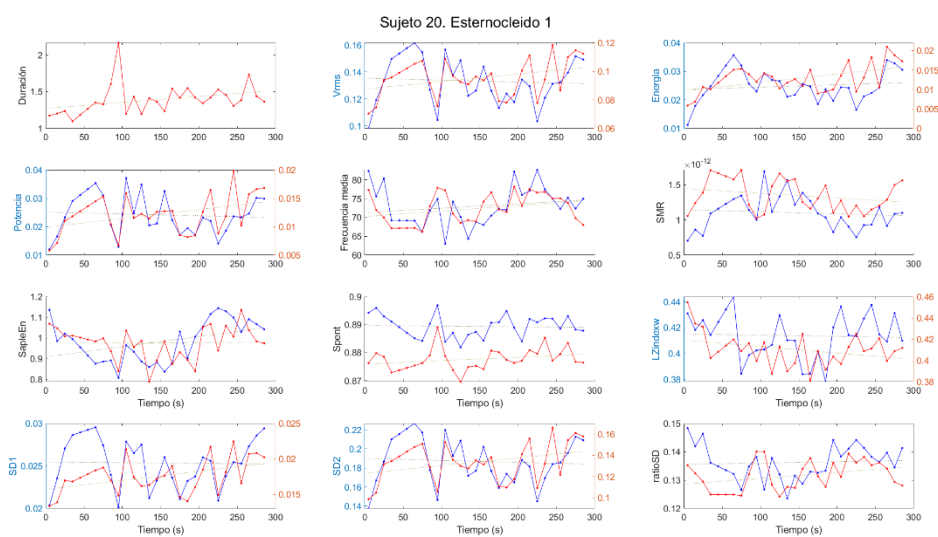


Figura 72. Gráficas de los parámetros del sujeto 20 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

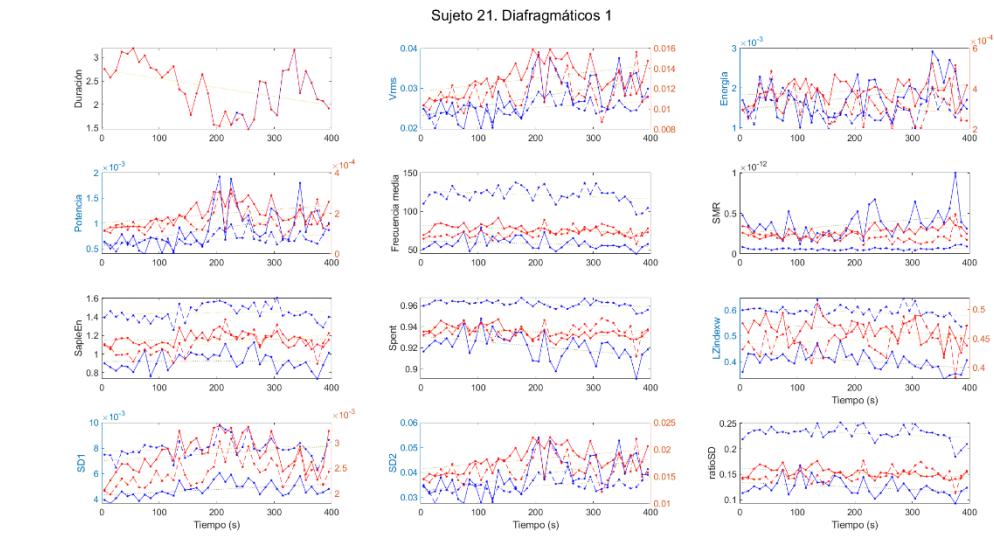


Figura 73. Gráficas de los parámetros del sujeto 21 de los canales diafragmáticos.

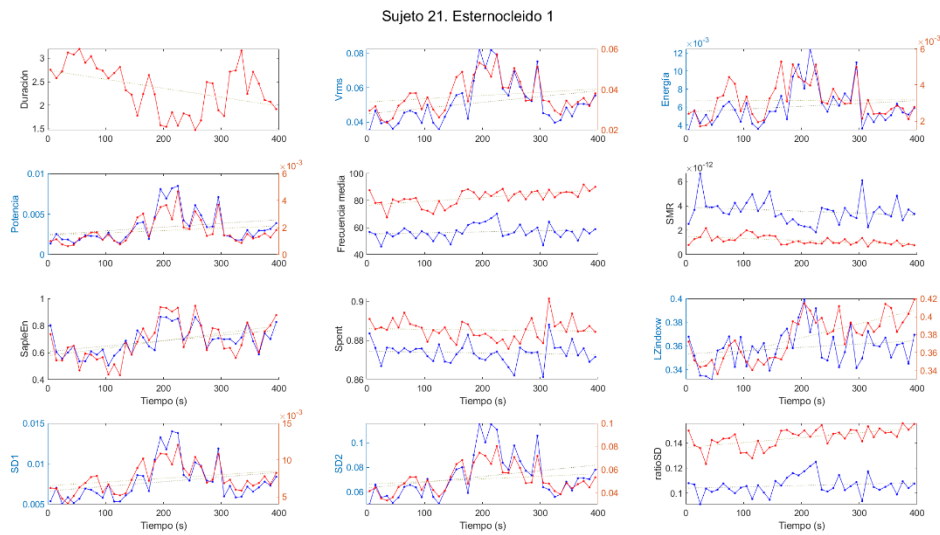


Figura 74. Gráficas de los parámetros del sujeto 21 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

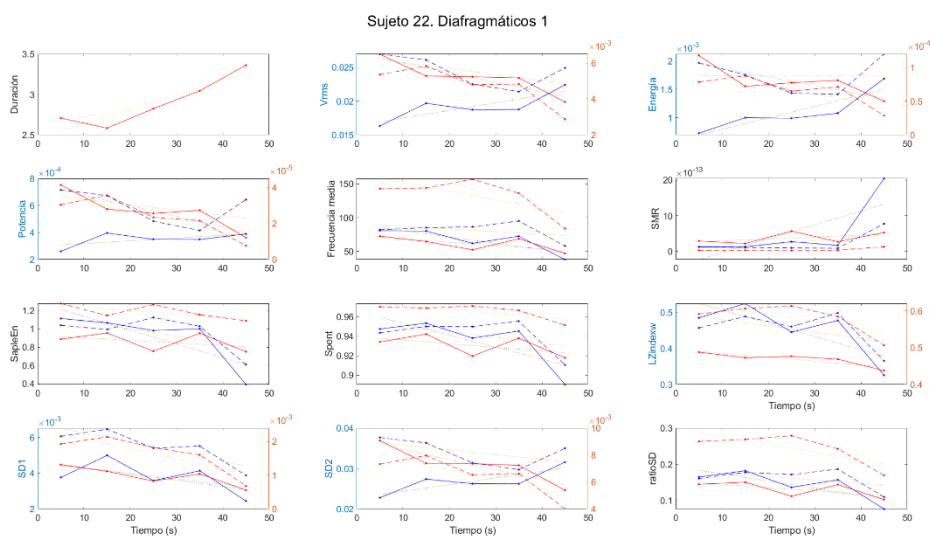


Figura 75. Gráficas de los parámetros del sujeto 22 de los canales diafragmáticos.

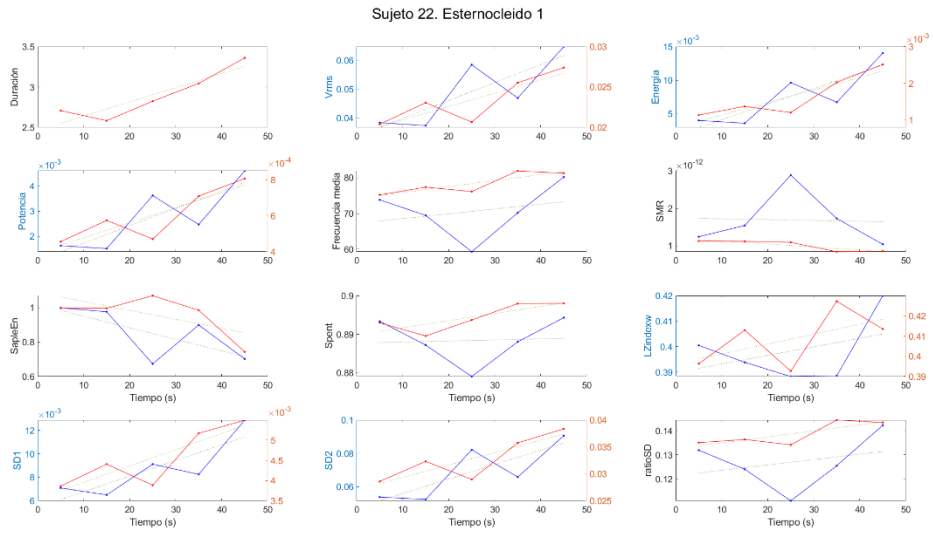


Figura 76. Gráficas de los parámetros del sujeto 22 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

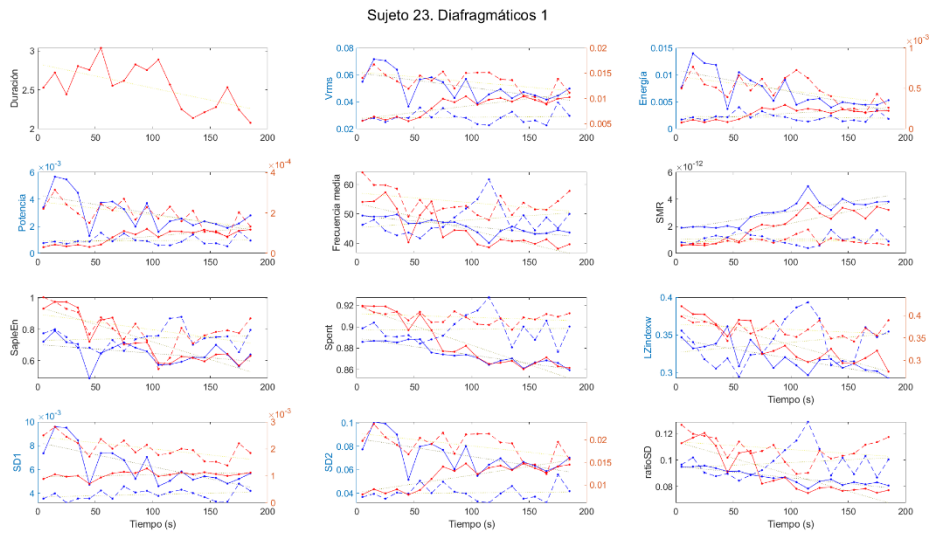


Figura 77. Gráficas de los parámetros del sujeto 23 de los canales diafragmáticos.

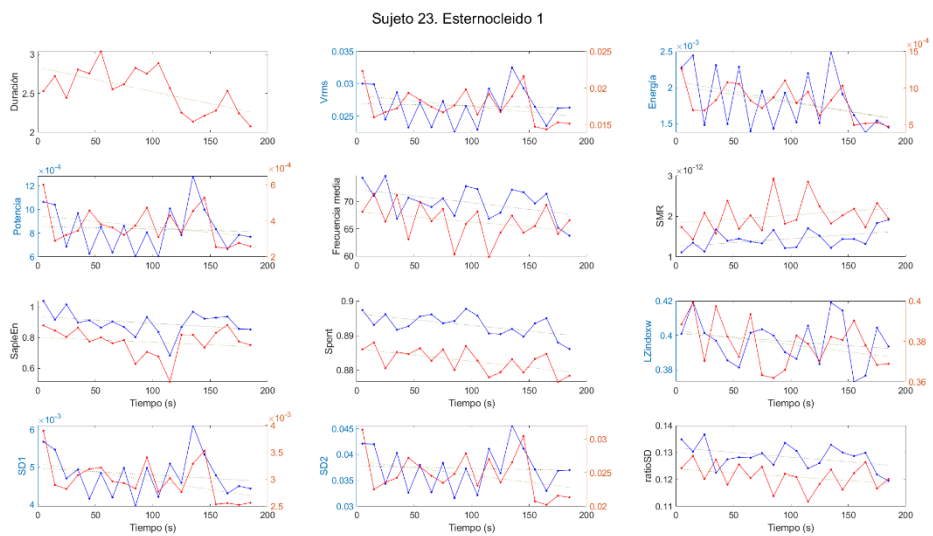


Figura 78. Gráficas de los parámetros del sujeto 23 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

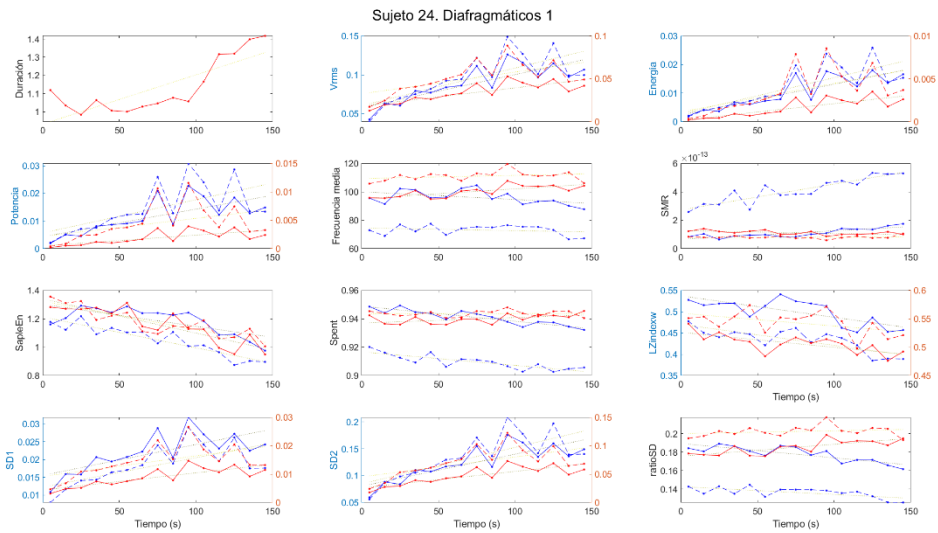


Figura 79. Gráficas de los parámetros del sujeto 24 de los canales diafrámicos.

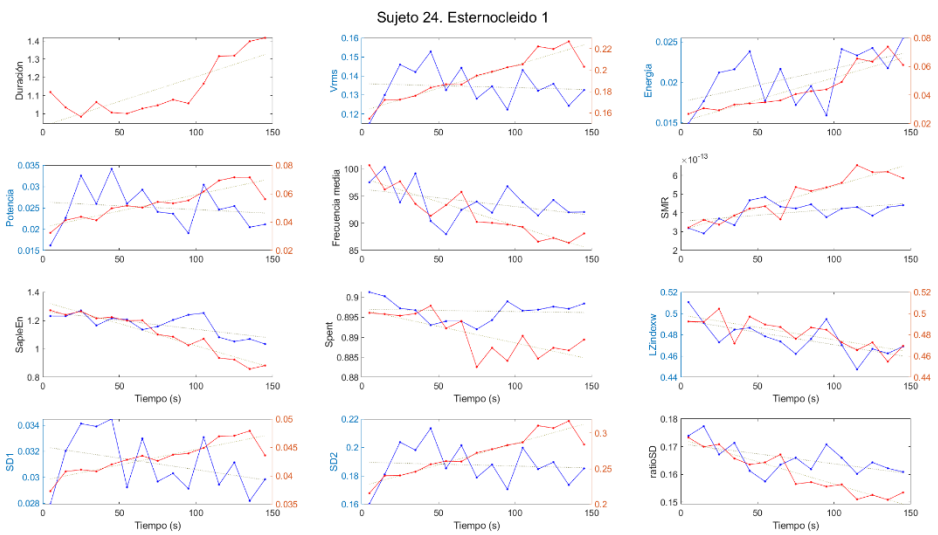


Figura 80. Gráficas de los parámetros del sujeto 24 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

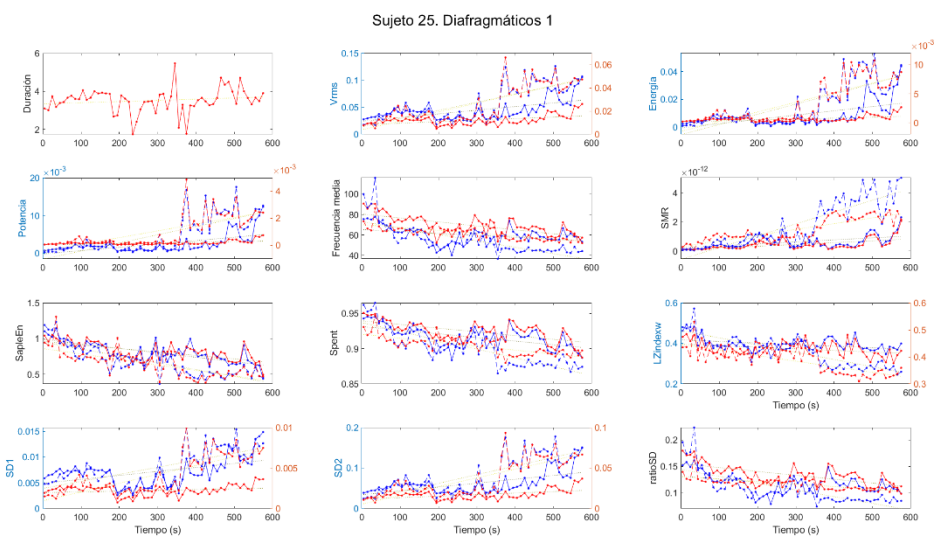


Figura 81. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los canales diafrámicos.

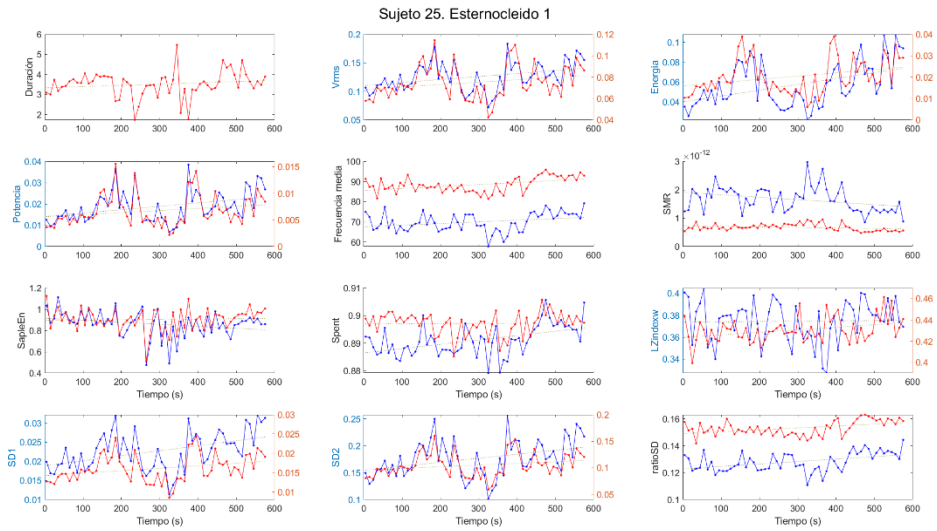


Figura 82. Gráficas de los parámetros del sujeto 25 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

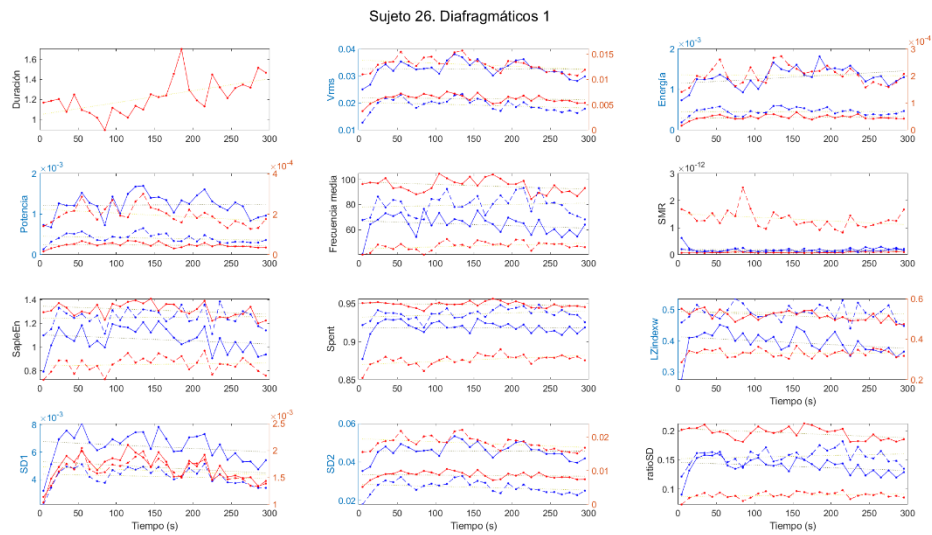


Figura 83. Gráficas de los parámetros del sujeto 26 de los canales diafragmáticos.

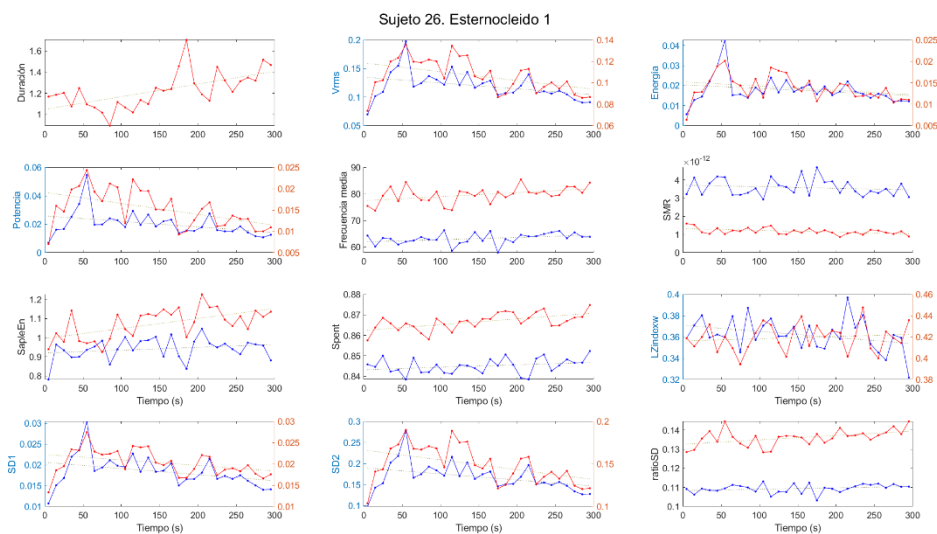


Figura 84. Gráficas de los parámetros del sujeto 26 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

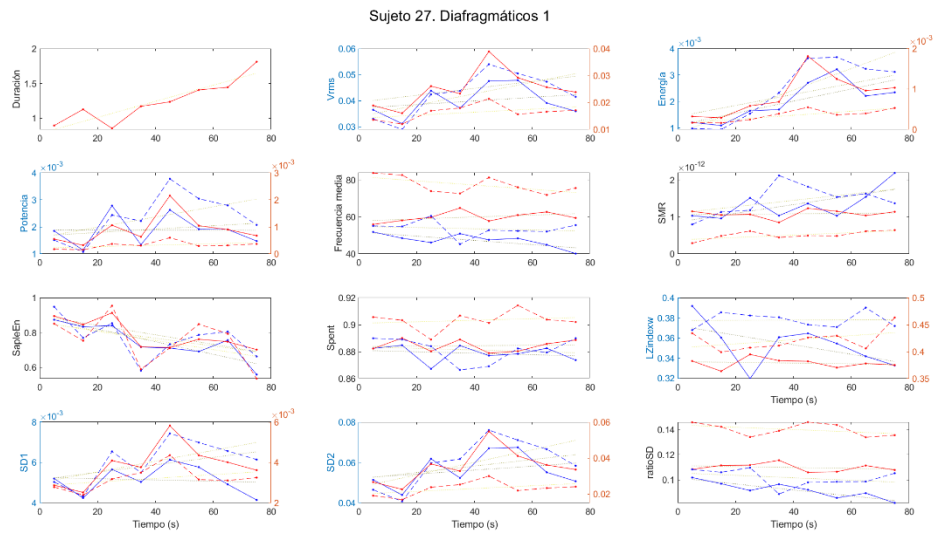


Figura 85. Gráficas de los parámetros del sujeto 27 de los canales diafragmáticos.

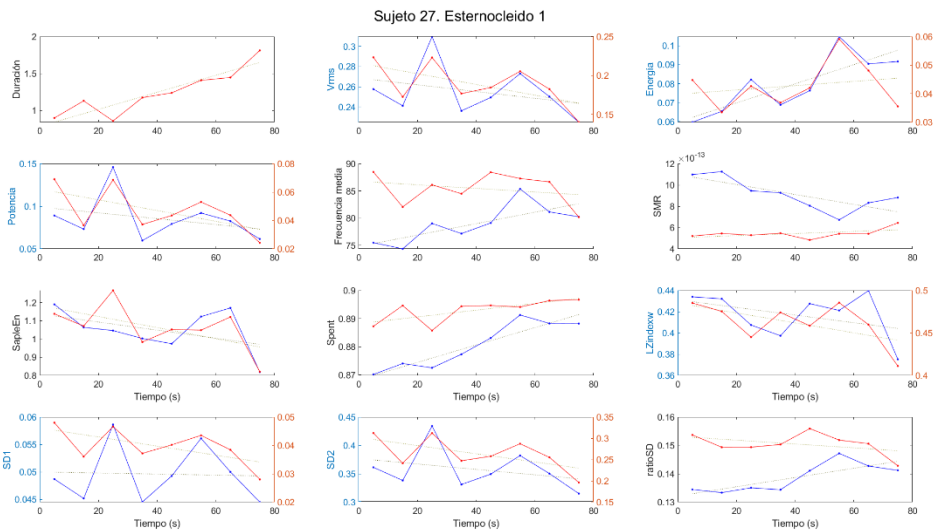


Figura 86. Gráficas de los parámetros del sujeto 27 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

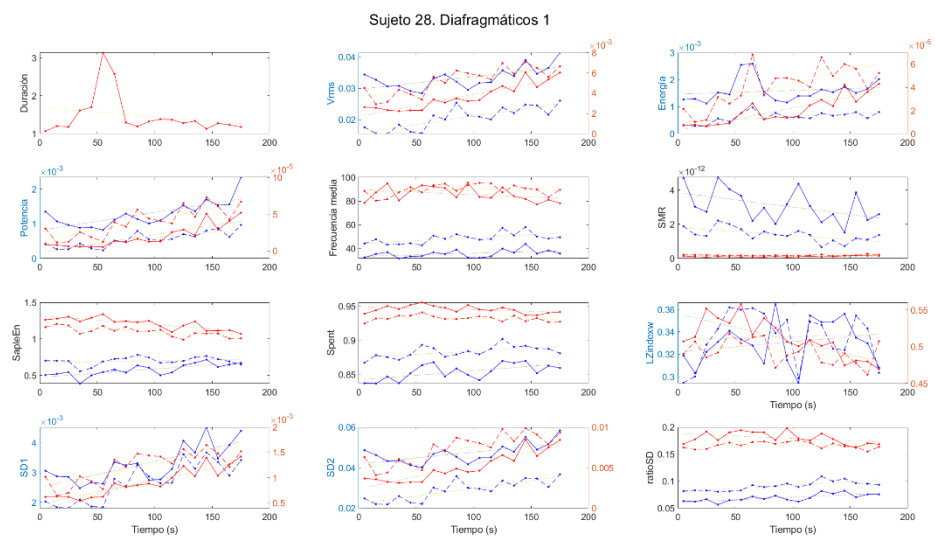


Figura 87. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los canales diafragmáticos.

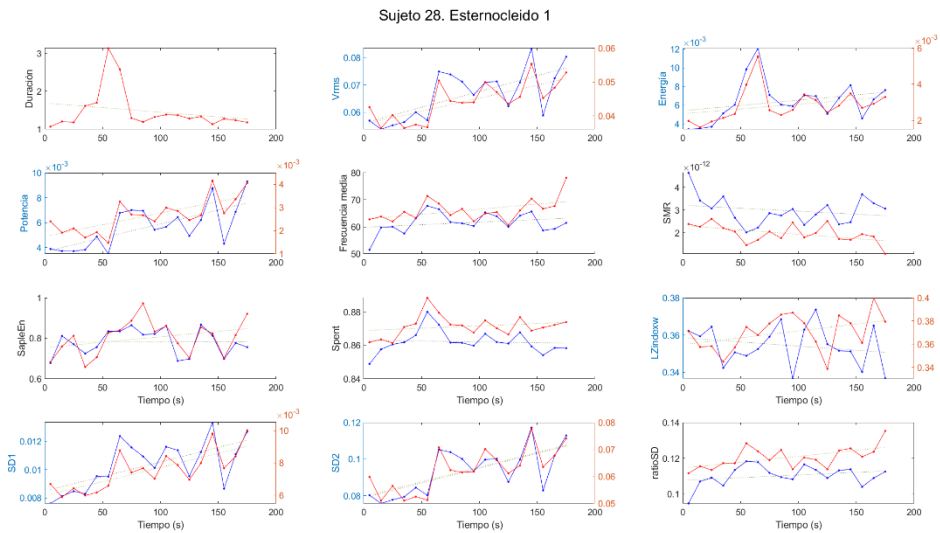


Figura 88. Gráficas de los parámetros del sujeto 28 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

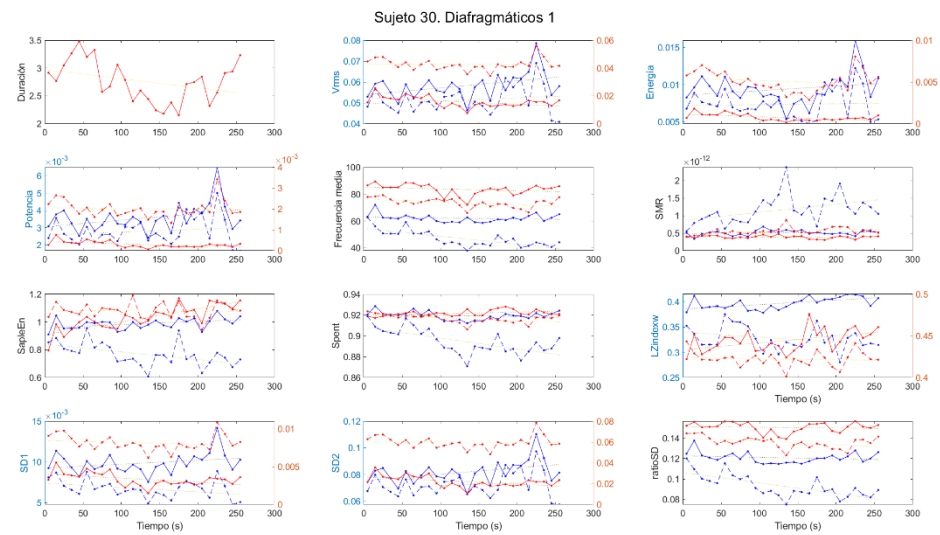


Figura 89. Gráficas de los parámetros del sujeto 30 de los canales diafragmáticos.

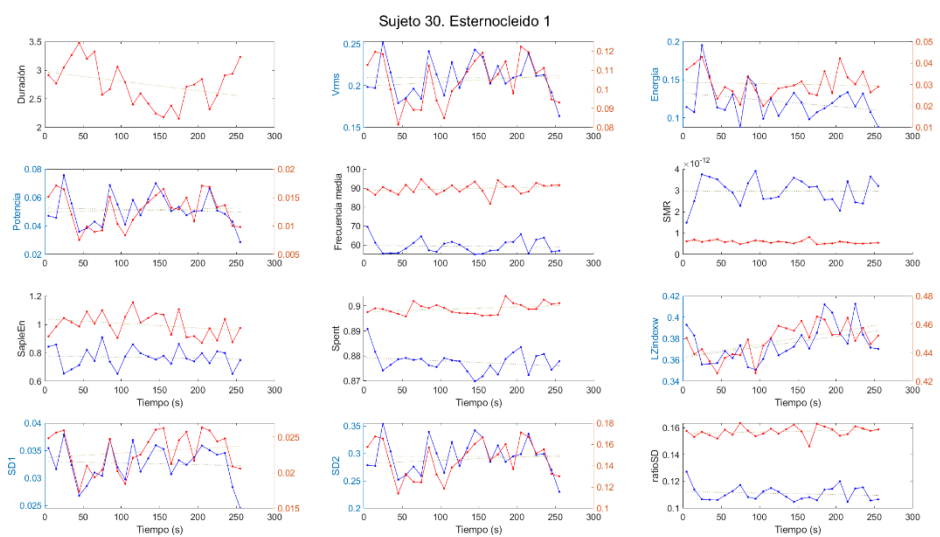


Figura 90. Gráficas de los parámetros del sujeto 30 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

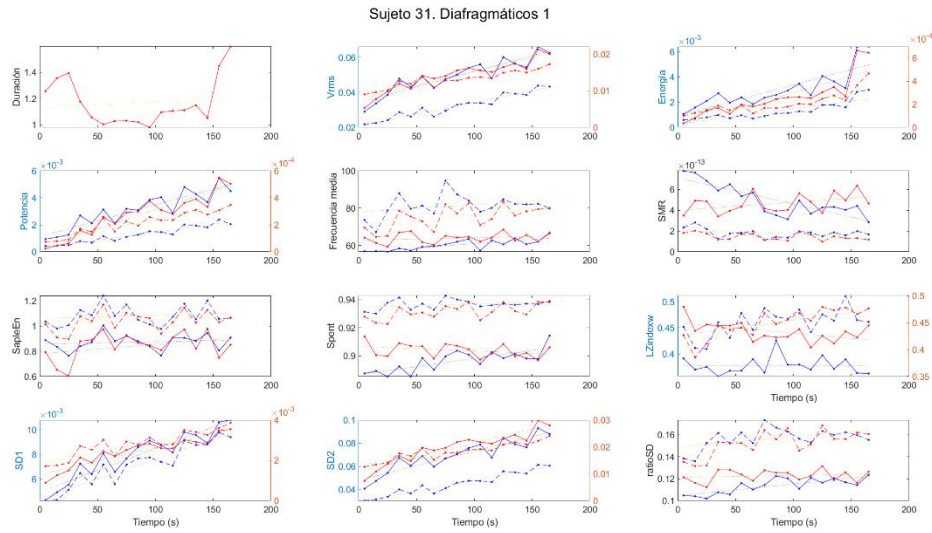


Figura 91. Gráficas de los parámetros del sujeto 31 de los canales diafragmáticos.

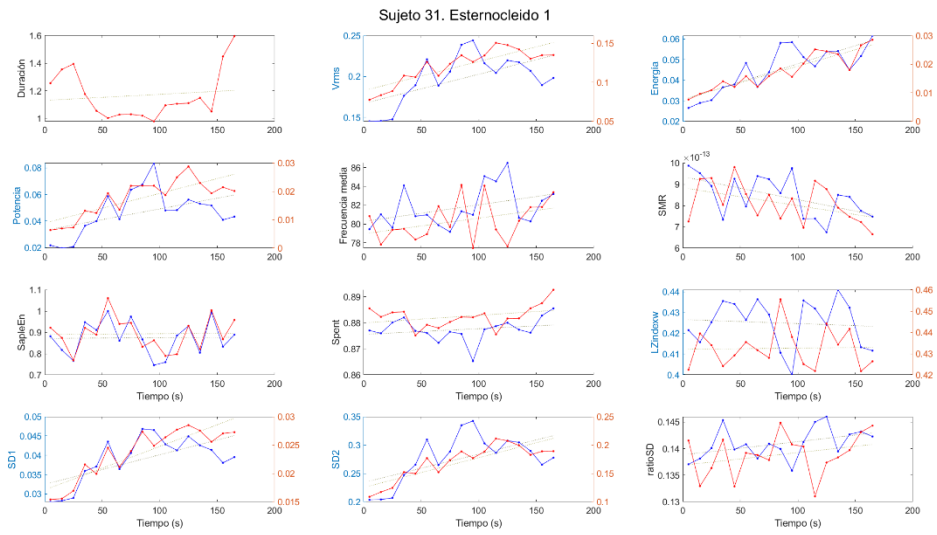


Figura 92. Gráficas de los parámetros del sujeto 31 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.



Figura 93. Gráficas de los parámetros del sujeto 33 de los canales diafragmáticos.

Sujeto 33. Esternocleidio 1

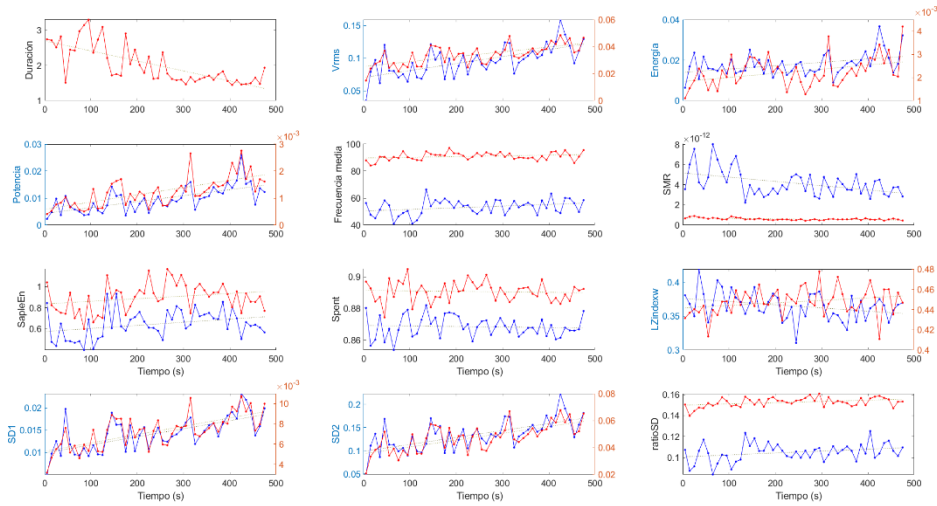


Figura 94. Gráficas de los parámetros del sujeto 33 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

Sujeto 34. Diafragmáticos 1

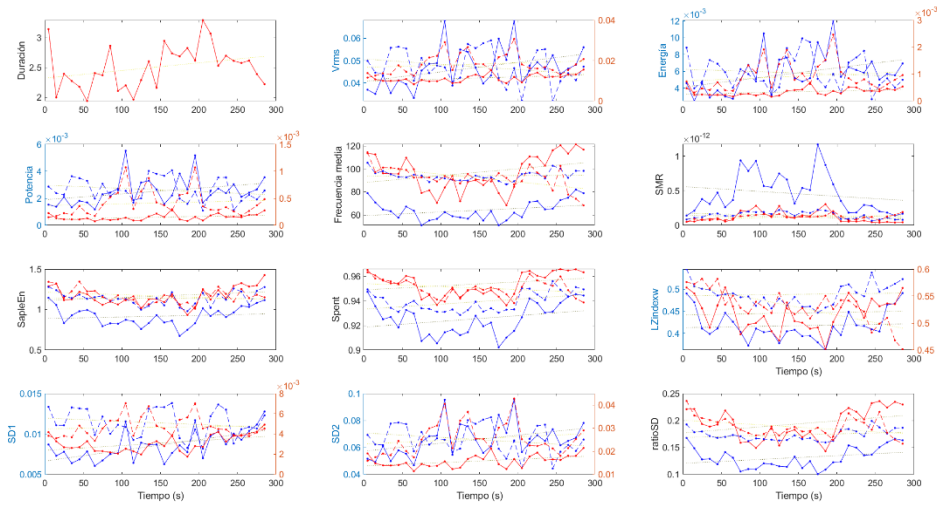


Figura 95. Gráficas de los parámetros del sujeto 34 de los canales diafragmáticos.

Sujeto 34. Esternocleidio 1

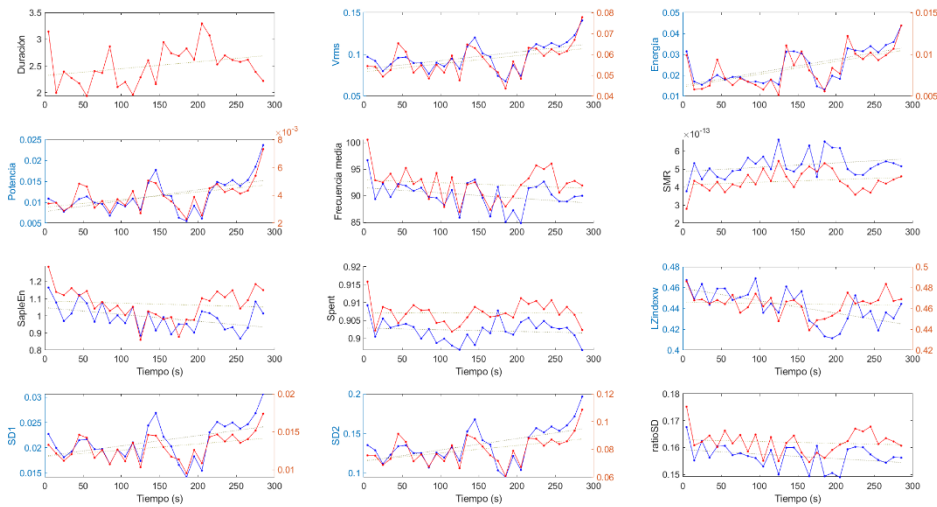


Figura 96. Gráficas de los parámetros del sujeto 34 de los 2 canales en el esternocleidomastoideo.

BDIz

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	0	1	-1	-1	0	1	1	0
2	0	1	1	1	0	-1	1	1	0	1	1	1
3	1	1	1	1	1	-1	1	1	0	1	1	1
4	1	0	0	0	-1	0	-1	0	-1	-1	0	-1
5	1	1	1	1	0	1	-1	-1	0	0	1	-1
6	1	0	0	0	0	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	0	0	0	0	0	-1	0	-1	-1	-1	0
9	-1	1	1	1	0	0	0	-1	0	1	1	0
10	0	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	0
11	1	0	0	0	0	-1	0	1	0	0	0	0
12	1	1	0	0	0	0	-1	-1	0	0	0	-1
13	-1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
14	1	0	0	0	-1	1	-1	-1	-1	0	0	-1
15	-1	1	1	1	0	1	0	-1	-1	1	1	0
16	0	1	1	1	0	1	-1	-1	0	1	1	0
17	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0
20	1	1	1	1	0	1	-1	-1	0	1	1	0
21	0	1	0	0	0	1	0	-1	0	1	1	0
22	1	1	1	0	-1	1	-1	-1	-1	-1	1	-1
23	-1	-1	-1	-1	0	1	0	-1	-1	-1	-1	-1
24	1	1	1	1	0	0	-1	-1	-1	1	1	0
25	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	0	1	1	-1
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	1	1	1	0	-1	1	-1	0	-1	0	0	-1
28	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0
31	0	1	1	1	0	-1	0	1	0	1	1	1
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	1	1	0	0	0	0	-1	1	1	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
1	13	21	18	17	1	12	4	5	0	18	20	3
-1	5	1	1	1	5	4	13	14	10	5	3	9
0	12	8	11	12	24	14	13	11	20	7	7	18
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1	43%	70%	60%	57%	17%	40%	43%	47%	33%	60%	67%	30%
-1	17%	3%	3%	3%	3%	13%	13%	17%	0%	17%	10%	10%
0	40%	27%	37%	40%	80%	47%	43%	37%	67%	23%	23%	60%

Tabla 6. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar diafragmático izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

CDIiz

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
2	0	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1
3	1	1	1	1	-1	0	0	0	0	1	1	0
4	1	0	0	0	-1	0	-1	-1	-1	0	0	-1
5	1	1	1	1	0	0	-1	-1	0	1	1	0
6	1	1	1	1	0	0	-1	-1	0	0	1	0
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	0	0	0	0	0	-1	0	0	-1	0	-1
9	-1	1	1	1	0	0	0	0	-1	1	1	0
10	0	1	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0
11	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0
12	1	1	0	0	0	0	-1	-1	-1	0	0	-1
13	-1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0
14	1	0	0	0	0	0	-1	0	-1	0	0	0
15	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	1	1	1	0	0	0	-1	0	1	1	0
17	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0
20	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	0	0	-1
21	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0
22	1	-1	-1	-1	-1	0	0	0	-1	-1	-1	-1
23	-1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	0	1	-1
24	1	1	1	1	1	0	-1	0	0	1	1	0
25	0	0	1	0	-1	1	0	0	0	1	1	-1
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	1	1	1	0	0	0	-1	0	0	0	0	0
28	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
31	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	13	18	17	17	1	4	4	3	0	15	18	1
-1	5	1	1	1	7	0	11	8	8	2	1	8
0	12	11	12	12	22	26	15	19	22	13	11	21
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1												
(%)	43%	60%	57%	57%	23%	13%	37%	27%	27%	50%	60%	27%
-1												
(%)	17%	3%	3%	3%	3%	0%	13%	10%	0%	7%	3%	3%
0												
(%)	40%	37%	40%	40%	73%	87%	50%	63%	73%	43%	37%	70%

Tabla 7. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico diafragmático izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

BDIde

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	0	1	0	-1	0	1	1	0
2	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
3	1	1	1	1	1	-1	1	1	1	1	1	1
4	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	-1	1	-1
5	1	1	1	1	-1	0	-1	-1	-1	1	1	-1
6	1	0	0	0	-1	1	-1	0	-1	-1	0	-1
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	1	1	0	-1	1	-1	-1	-1	0	1	-1
9	-1	1	1	1	0	0	0	-1	-1	1	1	-1
10	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
11	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
12	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	-1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
14	1	0	0	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	0
15	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0	0	-1	0	0	0	0
17	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0
20	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	0	0	-1
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
22	1	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	-1	0	0
23	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24	1	1	1	1	0	1	-1	-1	-1	1	1	0
25	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	1	1	1	0	0	0	-1	0	0	0	0	0
28	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	13	17	16	15	2	8	3	2	1	13	15	2
-1	5	0	0	0	7	1	10	11	11	4	1	8
0	12	13	14	15	21	21	17	17	18	13	14	20
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1												
(%)	43%	57%	53%	50%	23%	27%	33%	37%	37%	43%	50%	27%
-1												
(%)	17%	0%	0%	0%	7%	3%	10%	7%	3%	13%	3%	7%
0												
(%)	40%	43%	47%	50%	70%	70%	57%	57%	60%	43%	47%	67%

Tabla 8. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar diafragmático derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

CDIde

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
2	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	0
3	1	1	1	1	1	-1	1	1	1	1	1	1
4	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	1	0	0	0	-1	0	-1	-1	-1	0	0	-1
6	1	1	1	0	1	1	-1	0	-1	0	0	0
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	0	0	0	0	0	-1	0	-1	0	0	0
9	-1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
10	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
11	1	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	0	0	-1
12	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	-1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
14	1	0	0	0	-1	1	-1	-1	0	0	0	0
15	-1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0
20	1	0	0	1	-1	1	-1	-1	-1	0	0	-1
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
22	1	-1	-1	-1	-1	0	0	0	0	-1	-1	-1
23	-1	0	-1	-1	0	0	0	0	0	0	0	0
24	1	1	1	1	0	0	-1	0	0	1	1	0
25	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	1	0	0	0	-1	1	-1	-1	0	0	0	0
28	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	13	14	12	13	4	8	3	1	2	12	12	2
-1	5	1	2	2	9	1	12	9	9	1	1	8
0	12	15	16	15	17	21	15	20	19	17	17	20
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1												
(%)	43%	47%	40%	43%	30%	27%	40%	30%	30%	40%	40%	27%
-1												
(%)	17%	3%	7%	7%	13%	3%	10%	3%	7%	3%	3%	7%
0												
(%)	40%	50%	53%	50%	57%	70%	50%	67%	63%	57%	57%	67%

Tabla 9. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico diafragmático derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

BESde

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	0	1	0	-1	-1	1	1	0
2	0	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	0
3	1	-1	-1	-1	0	0	0	1	0	-1	-1	0
4	1	1	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0
5	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
6	1	0	0	0	-1	1	-1	0	-1	0	0	-1
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
9	-1	1	1	1	0	0	-1	0	-1	1	1	-1
10	0	1	1	1	0	0	-1	0	0	1	1	0
11	1	1	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0
12	1	1	1	1	1	-1	1	1	-1	1	1	0
13	-1	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	0
14	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
15	-1	1	0	1	1	-1	0	-1	1	1	1	0
16	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	0
17	1	1	1	1	0	0	0	0	-1	1	1	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	-1	-1	-1	0	0	0	-1	0	-1	-1	0
20	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
22	1	1	1	1	0	0	-1	0	0	1	1	0
23	-1	0	0	0	0	1	0	-1	0	0	0	0
24	1	0	1	0	-1	1	-1	0	-1	0	0	0
25	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	1	0	1	-1	1	0	-1	1	-1	0	-1	1
28	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	1	1	1	0	-1	0	0	0	1	1	0
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	1	1	0	-1	0	0	0	1	1	0
34	0	0	1	0	0	0	0	0	-1	0	0	0
1	13	19	20	18	3	6	4	5	1	17	17	1
-1	5	2	2	3	4	4	8	6	10	2	3	4
0	12	9	8	9	23	20	18	19	19	11	10	25
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1	43%	63%	67%	60%	13%	20%	27%	20%	33%	57%	57%	13%
-1	17%	7%	7%	10%	10%	13%	13%	17%	3%	7%	10%	3%
0	40%	30%	27%	30%	77%	67%	60%	63%	63%	37%	33%	83%

Tabla 10. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo bipolar esternocleidomastoideo derecho. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

CESiz

	Duración	Vrms	Energía	Potencia	fm	SMR	SampleEn	Spent	Lzindexw	SD1	SD2	ratioSD
1	1	1	1	1	0	0	-1	0	0	1	1	0
2	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
3	1	-1	-1	-1	0	0	-1	0	0	-1	-1	0
4	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	1	1
5	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
6	1	-1	0	-1	0	0	0	0	-1	0	0	-1
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
8	0	1	1	1	0	0	0	0	-1	1	1	0
9	-1	1	1	1	0	0	-1	-1	-1	1	1	-1
10	0	1	1	1	-1	1	-1	0	0	1	1	-1
11	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
12	1	0	0	0	1	-1	1	1	1	1	1	1
13	-1	1	1	1	-1	1	0	-1	-1	1	1	-1
14	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
15	-1	1	1	1	0	1	0	-1	0	1	1	0
16	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
17	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
19	0	-1	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1
22	1	1	1	1	0	0	-1	0	1	1	1	1
23	-1	0	0	0	0	0	0	-1	-1	0	0	0
24	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	1	1	-1
25	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	-1	0	-1	0	0	0	0	0	-1	-1	0
27	1	-1	0	-1	0	0	-1	1	0	-1	-1	0
28	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	1	1	1	0	-1	0	0	0	1	1	0
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
33	-1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	13	19	17	18	3	4	2	3	3	18	18	4
-1	5	5	2	4	3	2	7	5	6	3	3	5
0	12	6	11	8	24	24	21	22	21	9	9	21
Total	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
1	43%	63%	57%	60%	10%	13%	23%	17%	20%	60%	60%	17%
-1	17%	17%	7%	13%	10%	7%	7%	10%	10%	10%	10%	13%
0	40%	20%	37%	27%	80%	80%	70%	73%	70%	30%	30%	70%

Tabla 11. Tabla con las tendencias de las gráficas de parámetros de todos los sujetos en el electrodo concéntrico esternocleidomastoideo izquierdo. Tendencia positiva (1, verde). Tendencia negativa (-1, rojo). Tendencia no significativa (0, gris).

RESUMEN POR FAMILIAS DE PARÁMETROS

Suj	BDliz			CDliz			BDIde			CDIde			BESde			CESiz			DI	ES	
	temp	spect	NL	temp	spect	NL	temp	spect	NL	temp	spect	NL	temp	spect	NL	temp	spect	NL			
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	12	5	
2	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	4	2	
3	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	5	1	
4	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	9	2	
5	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	11	4	
6	0	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1	8	4	
7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
8	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	1	6	5	
9	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	0	0	1	0	1	1	0	1	7	4	
10	1	0	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	8	5	
11	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0	5	2	
12	1	0	1	1	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	6	2	
13	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	6	4	
14	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	9	2	
15	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	1	4	4	
16	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	1	0	0	6	2	
17	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	0	4	3	
18	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
19	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	4	1	
20	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	12	2	
21	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	
22	1	1	1	0	1	1	0	0	1	0	1	1	1	0	1	1	0	0	8	3	
23	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	5	3	
24	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	9	6	
25	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	12	2	
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
27	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	10	0	
28	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	4	2	
29	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
30	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	
31	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	4	2	
32	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
33	1	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	5	2	
34	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	2	
																		Podría haber fatigado		20	12
																		No hay fatiga		10	18
25	13	18	24	7	15	21	9	14	22	9	13	23	6	12	21	4	10				

Tabla 12. Resumen de las tendencias de los parámetros agrupados por familias.

