



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA EN SUPERFICIE DE LA MUSCULATURA DE SUELO PÉLVICO EN PACIENTES CON DOLOR PÉLVICO CRÓNICO TRATADOS CON TOXINA BOTULÍNICA

AUTOR: JOSÉ MARÍA ESNAOLA CAPA

TUTOR: FRANCISCO JAVIER GARCÍA CASADO

COTUTORA: GEMA PRATS BOLUDA

Curso Académico: 2018-19

AGRADECIMIENTOS

Quisiera expresar en estas líneas mi agradecimiento a aquellas personas que me han apoyado en esta última etapa de la carrera. Gracias a ellas ha sido posible la elaboración de este proyecto y, con ello, finalizar mis estudios de grado.

En primer lugar, quiero agradecer la confianza que el tutor ha depositado en mi durante todo el proyecto. Es de agradecer también el constante seguimiento que ha realizado conmigo, verificando en todo momento que daba los pasos adecuados.

Especial agradecimiento el que tengo hacia Yi Yao. Ella ha sido la persona que, dentro del equipo de supervisores, ha trabajado codo con codo conmigo resolviéndome cualquier duda que me pudiera surgir acerca de los algoritmos necesarios para el desarrollo del proyecto. Gracias a ella mis conocimientos sobre la programación se han visto notablemente reforzados.

De vital ayuda ha sido también mi familia. Padres, hermanos y abuelos me han sabido transmitir en todo momento un espíritu de esfuerzo, constancia y motivación. Gracias por echarme una mano siempre que lo he necesitado.

No puedo olvidarme tampoco de aquellos con los que he forjado una gran amistad a lo largo de mi paso por la universidad. Mis amigos me han acompañado incondicionalmente, resolviéndome las dudas que les presentara.

Por último, agradecer de todo corazón a la persona que sin duda más apoyo me ha transmitido. Se trata de mi novia, a la que debo la mayor parte de este trabajo. Desde el primer momento apoyándome en la decisión de tomar este proyecto, pasando por momentos de agobio y momentos de alegría. En todos ellos mostrándome siempre su fiel confianza en mí para lograr superar todos obstáculos que se me presentaran. Gracias por todo Cristina.

RESUMEN

A pesar de la existencia de numerosos estudios sobre el dolor pélvico crónico, continúa siendo incierto su protocolo de tratamiento. Actualmente, existe una corriente creciente del uso de la neurotoxina botulínica tipo A para el tratamiento de esta patología. No obstante, debido a la falta de profundidad en estas investigaciones, los resultados son todavía confusos.

En este proyecto se caracteriza la señal electromiográfica superficial de la musculatura de suelo pélvico en pacientes que poseen esta patología como herramienta para analizar el efecto que provoca el fármaco. Asimismo, se detalla el procedimiento aplicado a la señal en cada una de las etapas para lograr extraer de ella los parámetros más relevantes, los cuales ayuden a evaluar tanto el efecto del fármaco como la mejor ubicación de los electrodos sobre la superficie para una óptima adquisición de la señal.

Los resultados del proyecto muestran que existe una diferencia relevante a la hora de posicionar los electrodos, demostrando los situados en un plano transversal estar mejor predispuestos que los del plano longitudinal. Además, en cuanto al efecto que produce la inyección del fármaco, se plantea la hipótesis de que este tratamiento conlleva a la relajación muscular.

Por ello, en este estudio se establecen unas bases que posibilitan su extrapolación a futuras investigaciones que determinen la consideración de este tratamiento como un protocolo consolidado para erradicar la patología del dolor pélvico crónico.

Palabras clave: dolor pélvico crónico, registro electromiográfico, señal electromiográfica, toxina botulínica, inyección intramuscular, electrodos superficiales, canales bipolares.

RESUM

A pesar de l'existència de nombrosos estudis sobre el dolor pelvià crònic, continua sent incert el seu protocol de tractament. Actualment, hi ha un corrent creixent de l'ús de la neurotoxina botulínica tipus A per al tractament d'esta patologia. No obstant això, a causa de la falta de profunditat en aquestes investigacions, els resultats són encara confusos.

En aquest projecte es caracteritza la senyal electromiogràfica superficial de la musculatura de sòl pelvià en pacients que posseïxen esta patologia com a ferramenta per a analitzar l'efecte que provoca el fàrmac. Així mateix, es detalla el procediment aplicat a la senyal en cadascuna de les etapes per a aconseguir extraure d'ella els paràmetres més rellevants, els quals ajuden a avaluar tant l'efecte del fàrmac com la millor ubicació dels elèctrodes sobre la superfície per a una òptima adquisició de la senyal.

Els resultats del projecte mostren que hi ha una diferència rellevant a l'hora de posicionar els elèctrodes, demostrant els situats en un pla transversal estar millor predisposats que els del pla longitudinal. A més, en referència a l'efecte que produïx la injecció del fàrmac, es planteja la hipòtesi que aquest tractament comporta a la relaxació muscular.

Per això, en aquest estudi s'estableixen unes bases que possibiliten la seua extrapolació a futures investigacions que determinen la consideració d'aquest tractament com un protocol consolidat per a eradicar la patologia del dolor pelvià crònic.

Paraules clau: dolor pelvià crònic, registre electromiogràfic, senyal electromiogràfica, toxina botulínica, injecció intramuscular, elèctrodes superficials, canals bipolars.

ABSTRACT

Despite numerous studies on chronic pelvic pain, its treatment protocol remains uncertain. Currently, there is a growing trend in the use of botulinum neurotoxin type A for the treatment of this pathology. However, due to the lack of depth in these investigations, the results are still unclear.

This project characterizes the surface electromyographic signal of the pelvic floor musculature in patients with this pathology as a tool to analyze the effect of the drug. Likewise, the procedure applied to the signal in each one of the stages is detailed in order to extract from it the most relevant parameters, which help to evaluate both the effect of the drug and the best location of the electrodes on the surface for optimal signal acquisition.

The results of the project show that there is a relevant difference when positioning the electrodes, demonstrating that those located in a transverse plane are better predisposed than those in the longitudinal plane. In addition, as regards the effect produced by the injection of the drug, it is hypothesized that this treatment leads to muscular relaxation.

Therefore, this study establishes bases that allow its extrapolation to future research that will determine the consideration of this treatment as a consolidated protocol to eradicate the pathology of chronic pelvic pain.

Keywords: chronic pelvic pain, electromyographic record, electromyographic signal, botulinum toxin, intramuscular injection, surface electrodes, bipolar channels.

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- MEMORIA
- PRESUPUESTO

ÍNDICE DE LA MEMORIA

I. INTRODUCCIÓN	1
II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	15
III. MATERIALES Y MÉTODOS	16
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	36
V. CONCLUSIONES	61
VI. BIBLIOGRAFÍA	63

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. CUADRO DE PRECIOS MANO DE OBRA	2
CAPÍTULO 2. CUADRO DE PRECIOS MATERIALES, EQUIPOS Y SOFTWARE	2
CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS	3
CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS	4
CAPÍTULO 5. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES	5
CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	7

*CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA EN
SUPERFICIE DE LA MUSCULATURA DE SUELO PÉLVICO EN
PACIENTES CON DOLOR PÉLVICO CRÓNICO TRATADOS
CON TOXINA BOTULÍNICA*

MEMORIA

ÍNDICE DETALLADO DE LA MEMORIA

I.	INTRODUCCIÓN	1
1.1.	SUELO PÉLVICO	1
1.2.	ANATOMÍA DEL SUELO PÉLVICO	2
1.3.	CAUSAS Y CONSECUENCIAS DEL SUELO PÉLVICO PATOLÓGICO	4
1.3.1.	Incontinencia urinaria	4
1.3.2.	Incontinencia fecal	5
1.3.3.	Prolapso de los órganos pélvicos	5
1.3.4.	Dispareunia	6
1.3.5.	Dolor pélvico crónico.....	7
1.4.	UTILIDAD DE BONTA COMO TRATAMIENTO PARA EL DPC.....	10
1.5.	REGISTRO ELECTROMIOGRÁFICO.....	12
II.	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	15
III.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	16
3.1.	DISEÑO DEL ESTUDIO	16
3.1.1.	Selección de sujetos	16
3.1.2.	Protocolo de administración de BoNTA	17
3.1.3.	Protocolo del registro electromiográfico	17
3.2.	PREPROCESADO DEL REGISTRO	20
3.3.	SEGMENTACIÓN DEL REGISTRO.....	21
3.4.	OBTENCIÓN DEL ANCHO DE BANDA	21
3.4.1.	Cálculo de la densidad espectral de potencia (PSD)	22
3.4.2.	Cálculo del incremento de las PSD y su energía acumulada	23
3.4.3.	Prueba de rango de Wilcoxon	24
3.4.4.	Prueba Kruskal-Wallis.....	25
3.5.	PARAMETRIZACIÓN	27
3.5.1.	Parámetros temporales.....	28
3.5.2.	Parámetros frecuenciales.....	31
3.6.	ESTUDIO COMPARATIVO.....	34
3.6.1.	Comparativa paramétrica entre canales bipolares	34
3.6.2.	Comparativa paramétrica pre y post-tratamiento	35
IV.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	36

4.1. REPRESENTACIÓN DE LOS REGISTROS SEGMENTADOS	36
4.2. RESULTADO DEL ANCHO DE BANDA	42
4.3. OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	46
4.3.1. Parámetros temporales.....	46
4.3.2. Parámetros frecuenciales.....	49
4.3.3. Comparativa paramétrica entre canales bipolares	51
4.3.4. Comparativa paramétrica pre y post tratamiento	57
V. CONCLUSIONES	61
VI. BIBLIOGRAFÍA	63

Índice de tablas

Tabla 1. Frecuencias mínimas y máximas de la región preBoNTA de la señal para determinar el ancho de banda.....	42
Tabla 2. Frecuencias mínimas y máximas de la región postBoNTA de la señal para determinar el ancho de banda.....	43
Tabla 3. Resultado de la prueba de rango de Wilcoxon entre los canales pre y post BoNTA. ...	44
Tabla 4. Resultado de la prueba Kruskal-Wallis entre los cuatro grupos de las frecuencias de la misma región.....	44
Tabla 5. Comparativa del valor cuadrático medio entre canales bipolares.....	52
Tabla 6. Comparativa de la asimetría entre canales bipolares	53
Tabla 7. Comparativa de la curtosis entre canales bipolares.....	53
Tabla 8. Comparativa de la frecuencia media entre canales bipolares	54
Tabla 9. Comparativa de la resta entre el decil 9 y el decil 1 entre canales bipolares	55
Tabla 10. Comparativa de la frecuencia mediana entre canales bipolares	56
Tabla 11. Comparativa de la relación señal-ruido entre canales bipolares	57
Tabla 12. Comparativa del valor cuadrático medio pre y post tratamiento.....	57
Tabla 13. Comparativa de la asimetría pre y post tratamiento	58
Tabla 14. Comparativa de la curtosis pre y post tratamiento.....	58
Tabla 15. Comparativa de la frecuencia media pre y post tratamiento	58
Tabla 16. Comparativa de la resta entre el decil 9 y el decil 1 pre y post tratamiento	59
Tabla 17. Comparativa de la frecuencia mediana pre y post tratamiento	59
Tabla 18. Comparativa de la relación señal-ruido pre y post tratamiento	60

Índice de figuras

Figura 1. Conjunto de huesos de la anatomía del suelo pélvico.....	2
Figura 2. Conjunto de músculos del diafragma pélvico	3
Figura 3. Ubicación de los puntos gatillo	9
Figura 4. Mecanismo de aplicación de la inyección sobre los puntos gatillo	10
Figura 5. Mecanismo de acción del fármaco BoNTA actuando sobre las regiones musculares.....	11
Figura 6. Obtención del registro electromiográfico a partir de electrodos superficiales	13
Figura 7. Colocación de los electrodos	18
Figura 8. Registro electromiográfico completo de la paciente 2	19
Figura 9. Registro electromiográfico completo de la paciente 5	19

**Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en
pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica**

Figura 10. Registro electromiográfico completo de la paciente 6	20
Figura 11. Ejemplo de dos poblaciones que poseen la misma distribución pero diferente mediana	25
Figura 12. Filtro paso banda (BW: ancho de banda).....	27
Figura 13. Tipos de asimetría.....	29
Figura 14. Tipos de curtosis	30
Figura 15. Distribución de los deciles.....	32
Figura 16. Esquema del cálculo paramétrico. En los tramos en contracción se consideran 7 parámetros puesto que se incluye la relación señal-ruido.....	34
Figura 17. Señal EMG adquirida en la paciente 1 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.....	37
Figura 18. Señal EMG adquirida en la paciente 2 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.....	38
Figura 19. Señal EMG adquirida en la paciente 3 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.....	39
Figura 20. Señal EMG adquirida en la paciente 4 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.....	40
Figura 21. Señal EMG adquirida en la paciente 5 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.....	41
Figura 22. PSD de la paciente 2 antes de aplicar el ancho de banda (izquierda) y su PSD una vez filtrada la señal por este nuevo ancho de banda (derecha).....	45
Figura 23. Diagrama de barras del valor cuadrático medio.....	46
Figura 24. Diagrama de barras de la asimetría	47
Figura 25. Diagrama de barras de la curtosis.....	48
Figura 26. Diagrama de barras de la frecuencia media	49
Figura 27. Diagrama de barras de la resta entre el decil 9 y el decil 1	50
Figura 28. Diagrama de barras de la frecuencia mediana	50
Figura 29. Diagrama de barras de la relación señal-ruido	51

I. INTRODUCCIÓN

1.1. SUELO PÉLVICO

El suelo pélvico es un conjunto de músculos y ligamentos que cierran la cavidad abdominal en su parte inferior cuya función es sostener los órganos pélvicos como son vejiga, uretra, útero, vagina y recto, en una posición adecuada para poder desarrollar correctamente sus diferentes funciones. Es el responsable, por tanto, de que procesos como la micción, la defecación, el coito, y el parto se realicen con normalidad, asegurando la continencia tanto fecal como urinaria. Se extiende desde el pubis hasta el cóccix y lateralmente siguiendo una morfología romboidal (Hijazi Vega, 2015).

Los trastornos del suelo pélvico implican una serie de patologías en función de las causas que los provoquen. Se trata de un problema frecuente en las mujeres, afectando de forma notoria al menos a un tercio de las mujeres adultas (Lacima & Espuña, 2008). Las pacientes que presentan síntomas asociados a estas lesiones suelen sufrir un conjunto de problemas correlativos, que conllevan un impacto relevante en la calidad de vida y siendo una gran mayoría de ellas difíciles de tratar.

Los tratamientos que se aplican hoy en día tienen resultados limitados, en gran medida por el hecho de que el especialista tiene una visión sesgada. Con el fin de obtener una visión global, estas pacientes deberían ser evaluadas por un grupo multidisciplinario de especialistas.

Además, estas patologías causan una morbilidad significativa siendo costoso tanto para la paciente como para los proveedores de servicios de salud. No obstante, se conciben como de baja prioridad en relación con otros problemas de salud, ya que dentro del procedimiento de valoración clínica por los expertos no se consideran como una amenaza para la vida de la paciente.

Otro problema a la hora de identificar las patologías asociadas al suelo pélvico reside en el hecho de que tradicionalmente se ha considerado un tema tabú en la sociedad, lo que conlleva a las mujeres a no acudir a la consulta por vergüenza o a retrasar su visita.

En síntesis, es un hecho constatado que las enfermedades del suelo pélvico tienen una gran repercusión sanitaria, social y económica. Sin embargo, actualmente hay una gran escasez de datos epidemiológicos en relación con la incidencia, la prevalencia y los factores de riesgo específicos de esta patología.

En este contexto resultan de vital importancia, por tanto, las investigaciones orientadas a determinar el origen de las patologías del suelo pélvico mediante un diagnóstico exhaustivo y a elaborar un tratamiento efectivo que consiga erradicarlas.

1.2. ANATOMÍA DEL SUELO PÉLVICO

La anatomía de la zona pélvica está formada por un conjunto de huesos, articulaciones, músculos y ligamentos que dan soporte a los órganos situados en esta cavidad.

La pelvis, que se divide en pelvis mayor y menor, se encarga de albergar los órganos abdominales y pélvicos respectivamente. Está formada por los dos huesos coxales, los cuales conforman la cintura pélvica y relacionan los miembros inferiores con el tronco, el sacro y el cóccix, que constituyen la parte caudal de la columna vertebral. Los huesos coxales están formados por la fusión de los huesos ilion, isquion y pubis, y están articulados entre sí a través de la sínfisis del pubis, formándose por debajo de esta articulación el arco del pubis (véase Figura 1).

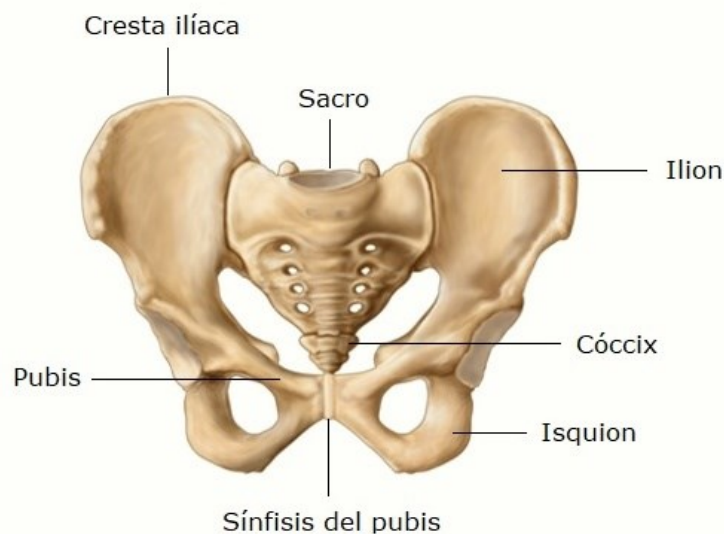


Figura 1. Conjunto de huesos de la anatomía del suelo pélvico.

Modificado de (“Lámina artística «Anatomía del hueso pélvico humano.» de StocktrekImages / Redbubble,” n.d.)

Además, a lo largo de todo este complejo se encuentra un conjunto de articulaciones, entre los huesos coxales y el sacro, llamadas sacroilíacas, cuya función es articular el hueso iliaco con el sacro. Una serie de ligamentos las refuerza y confiere estabilidad, y les proporciona un cierto rango de movimiento que es necesario para poder realizar las funciones propias de la cavidad la pélvica (“Suelo pélvico y prolapsos uterinos,” n.d.).

Existen ciertas diferencias entre la pelvis femenina y la masculina. La primera es más delgada y ligera, con las alas iliacas más abiertas que en el caso masculino, lo que conlleva a una abertura superior más amplia y ovalada. Además, el arco del pubis es más abierto en la mujer que en el hombre.

Además, el suelo pélvico está formado por un conjunto de músculos que forman una lámina muscular estriada en forma de cúpula compuesto principalmente por músculo estriado.

Tiene una estrecha relación con la musculatura de la pared abdominal. Se distingue entre la parte superficial, que se encuentra debajo de la piel formando el perineo, y la parte muscular denominada diafragma pélvico (“El diafragma muscular pelviano,” n.d.).

El perineo cierra el compartimento de la pelvis menor por su parte inferior sosteniendo las vísceras contenidas y es perforado por los orificios de salida de estas. Por ello, es el principal responsable de la continencia fecal y urinaria. El perineo se puede dividir en dos áreas triangulares: el perineo anterior o genital y el perineo posterior o anal.

En cuanto al diafragma pélvico, se considera dividido en tres planos: profundo, medio y superficial. El plano profundo está constituido por el músculo elevador del ano y los músculos isquiococcígeos (Véase Figura 2). A su vez, el primero está compuesto por los músculos:

- Puborrectal: controla la defecación tirando de la unión anorrectal hacia la parte ventral, relajándose durante la defecación. Algunas fibras de este músculo, llamadas fibras prerrectales, rodean la uretra en el hombre y la uretra y la vagina en el caso de la mujer (y que en ocasiones se conoce como pubovaginal o esfínter uretral-vaginal). Estas fibras son muy importantes para preservar la continencia urinaria, especialmente durante el aumento brusco de la presión intraabdominal que se produce durante los estornudos.
- Pubococcígeo: las fibras de este músculo son el componente principal del elevador del ano. Su función es soportar las vísceras pélvicas, además de controlar el esfínter anal.
- Ileococcígeo: tiene fibras musculares finas y ayuda también a sostener las vísceras pélvicas y el cóccix lateral. Este músculo es el que más contribuye a “elevar” el ano; su acción eleva el suelo pélvico en conjunto y el canal anorrectal.

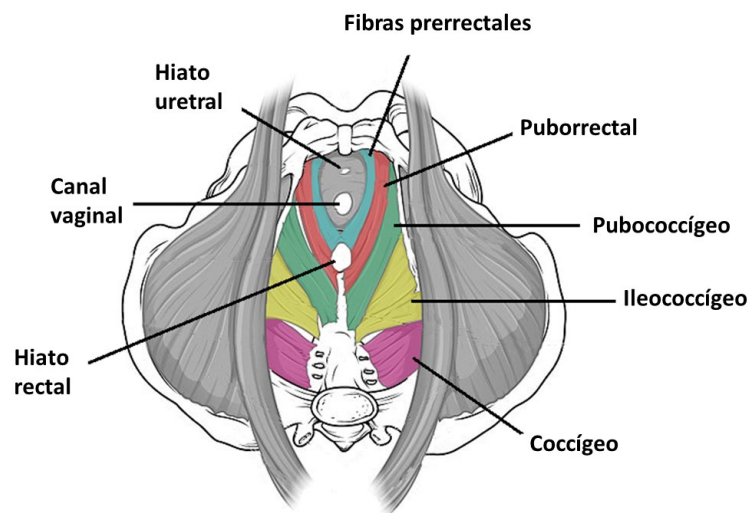


Figura 2. Conjunto de músculos del diafragma pélvico.

Modificado de (“The Pelvic Floor - TeachMeAnatomy,” n.d.)

Los otros músculos que componen el plano profundo son los coccígeos (o isquiococcígeos), que se localizan en la parte posterior del suelo pélvico. Son los componentes más pequeños y tienen forma triangular. Su función es complementaria a la del músculo elevador del ano. Ambos están unidos periféricamente al cuerpo púbico, a la columna vertebral isquiática y al arco tendinoso.

El plano medio está constituido por dos músculos los cuales funcionan como mecanismo de cierre de la uretra. Se trata del músculo transverso profundo del perineo y del músculo esfínter de la uretra, que se encarga de la parte voluntaria de la micción.

Por último, en el plano superficial se encuentran tres músculos. El músculo transverso superficial del perineo, que colabora con el transverso profundo en el cierre de la uretra, el músculo bulboesponjoso, y el isquiocavernoso, los cuales intervienen en los procesos de micción, erección (ya sea del pene o del clítoris) y de la eyaculación en el caso masculino.

1.3. CAUSAS Y CONSECUENCIAS DEL SUELO PÉLVICO PATOLÓGICO

Se define el suelo pélvico patológico como una defunción del mismo provocando un mal funcionamiento del conjunto muscular que cierra la cavidad inferior de la pelvis (Correa, 2014). Dicha patología es consecuencia de un debilitamiento de las estructuras músculo-aponeuróticas pertenecientes al suelo pélvico que, en condiciones normales, son capaces de resistir altas presiones debido a su actividad tónica-estática. Aunque existe la posibilidad de afectación en ambos sexos, es más común en la mujer, debido a la conformación anatómica del complejo vésico-esfinteriano (Correa, 2014).

Dadas las estrechas relaciones anatómicas en la pelvis, cualquier patología puede presentarse con una variedad de síntomas y, a menudo, hay una superposición considerable entre los síntomas que surgen de estas funciones esenciales.

A continuación, se describen las principales patologías asociadas al suelo pélvico, así como su foco de procedencia y las consecuencias que conllevan.

1.3.1. Incontinencia urinaria

La incontinencia urinaria se define como la pérdida involuntaria de orina. Se trata de un problema frecuente cuya prevalencia en adultos se estima en un 25%, afectando principalmente a las mujeres (de 2 a 3 veces más frecuente) y detectándose un incremento progresivo a medida que avanza la edad. No obstante, únicamente un 7% padece una incontinencia urinaria grave que implique afectar a su calidad de vida (Thüroff et al., 2011).

Existen diferentes tipos de incontinencia urinaria. Los más comunes se refieren a (Hijazi Vega, 2015):

- Incontinencia urinaria de esfuerzo. Se produce como consecuencia de realizar ejercicio físico o un esfuerzo que provoque un aumento de la presión abdominal. El mecanismo por el cual se produce la pérdida se debe a un aumento de la presión intravesical que, superando a la presión uretral, conlleva a esta pérdida involuntaria de orina.

- Incontinencia urinaria de urgencia. Se asocia a un deseo imperativo de orinar y se produce debido a una contractilidad aumentada de la vejiga urinaria que, en condiciones normales, únicamente se contrae cuando la persona decide orinar voluntariamente.
- Incontinencia urinaria postural. Se asocia a los cambios de la posición corporal.
- Incontinencia urinaria mixta. Engloba la incontinencia urinaria de esfuerzo y la de urgencia.
- Incontinencia urinaria continua. Se trata de la pérdida involuntaria de orina de forma continua en ausencia de deseo miccional.
- Incontinencia urinaria coital. Es la referida a la pérdida de orina durante el coito. Puede ser referida a dos momentos del acto coital: durante la penetración o durante el orgasmo.

El tipo de incontinencia urinaria más frecuente es la mixta, ya que supera el 40% del total de las incontinencias urinarias en mujeres (Carrillo Izquierdo, 2017).

1.3.2. Incontinencia fecal

La incontinencia fecal es aquella en la que existe una falta de control en la evacuación de heces sólidas, líquidas o gaseosas. Puede llegar a afectar hasta un 15% de la población general, provocando un mayor impacto en las mujeres e incrementándose con la edad, al igual que la incontinencia urinaria. Entre sus posibles causas se encuentran lesiones relacionadas con el parto, traumatismos en los músculos anales, pérdida de fuerza muscular anal relacionada con la edad y enfermedades neurológicas.

Existen diferentes tipos de incontinencia fecal, siendo los más comunes (Carrillo Izquierdo, 2017):

- Incontinencia fecal sólida o líquida. Se produce la pérdida involuntaria de heces tanto sólidas como líquidas.
- Incontinencia fecal gaseosa. Se produce la pérdida involuntaria de gases intestinales.
- Incontinencia fecal de urgencia. Asociadas a un deseo inaplazable de defecar, ya sea de heces sólidas, líquidas o gaseosas.

1.3.3. Prolapso de los órganos pélvicos

El prolapso de los órganos pélvicos (POP) se define como la protrusión de los mismos, es decir, la acción que realizan cuando sobresale de su ubicación normal excediéndose de sus límites. Consiste en el descenso parcial o total de órganos como la uretra, la vejiga, el útero o el recto. Esta protrusión se produce a través de la vagina o por debajo de ella y se debe a un fallo en la sujeción de estos órganos (Bump et al., 1996).

A pesar de existir pocos estudios acerca de la prevalencia del prolapso de órganos pélvicos, debido principalmente a la inconsistencia de la sintomatología, se encuentra en la literatura referente a esta patología una investigación que concluye que el porcentaje de mujeres a las que afecta se aproxima a un 6% (Bump & Norton, 1998).

Además, se estima que en la mitad de mujeres que han tenido al menos un parto vaginal se pueden detectar descensos de la pared anterior, posterior o incluso del útero. Sin embargo, en tan solo un 10-20% estos descensos provocan síntomas (Beck, McCormick, & Nordstrom, 1991).

El prolapso debe ser evaluado estableciendo un punto de referencia anatómico fijo que pueda ser identificado de manera precisa. Tradicionalmente, se emplea el himen como punto de referencia [, ya que visualmente se identifica de forma clara.

Esta patología presenta diferentes grados, de tal manera que conforme va aumentando la escala implica mayores complicaciones en la paciente (Baden & Walker, 1972):

- Grado I: descenso entre la altura de las espinas isquiáticas y la posición normal.
- Grado II: descenso entre las espinas isquiáticas y el himen.
- Grado III: descenso por fuera del nivel del himen.
- Grado IV: prolapso total, fuera del plano referente a la vulva.

En cuanto a los síntomas que presenta esta patología es común la sensación de cuerpo extraño en el introito vaginal o de tumoración en los genitales externos. Otros síntomas comunes se relacionan con problemas urinarios tales como un aumento de la frecuencia miccional, llegando incluso a la urgencia miccional, y dificultad de vaciado. Síntomas relacionados con las estructuras rectales se encuentran el estreñimiento, la sensación de evacuación incompleta y la incontinencia fecal. Por último, existen también una serie de síntomas de disfunción sexual como la dificultad coital.

Los síntomas asociados al prolapso de los órganos pélvicos pueden verse magnificados por el hecho de realizar ejercicio o permanecer de pie largos períodos de tiempo. En esta línea, grandes esfuerzos abdominales, como puede ser la defecación, pueden conllevar a prolapsos más prominentes (Haylen et al., 2010).

1.3.4. Dispareunia

Se conoce como dispareunia a la patología que provoca todo tipo de dolor sexual, ya sea durante el coito o después del mismo. En la mayoría de casos, se produce durante la penetración y puede afectar a cualquier parte del área genital (labios mayores y menores, clítoris, vagina o útero). Las pacientes que padecen esta enfermedad describen un dolor agudo y cólico. Además, la dispareunia no es sólo un trastorno del dolor, sino también una alteración específica de receptividad.

Según la Organización Mundial de la Salud, la prevalencia de la dispareunia femenina se encuentra alrededor de un 8-22%, existiendo un pico de incidencia durante la menopausia, debido a que el nivel de lubricación es menor en esta etapa al disminuir los estrógenos. En este caso se puede llegar a alcanzar hasta un 39,5% de afectadas. Además, el riesgo de incidencia es 9,3 veces superior en jóvenes que en mujeres de mayor edad.

Entre las posibles causas de esta patología se encuentran lesiones posteriores a un parto o a una cirugía, inflamaciones por endometriosis, infecciones de orina o irritaciones como eccemas. Otra posible causa se relaciona con factores emocionales, ya sea por miedo, estrés o falta de deseo sexual.

Se distinguen dos tipos de dispareunia en función de la zona en la que se produzca el dolor: por un lado, dispareunia primaria, en la que el dolor se refiere a la parte externa de la vagina y, por otro lado, dispareunia secundaria, en la que el dolor se refiere al interior de la vagina próxima al cuello del útero.

Asociada a la dispareunia se encuentran otras patologías relacionadas con problemas en las relaciones sexuales. Una de ellas es la vulvodinia. Este término hace referencia a una afección vaginal que se caracteriza por ocasionar molestias en la región vulvar y de la cual se desconocen en gran medida sus causas. Se trata de un síntoma más que de un diagnóstico.

Comúnmente, las dermatosis vulvares y las condiciones inflamatorias se asocian con la aparición de este síntoma. Para considerarse una patología, los síntomas del dolor vulvar deben prolongarse durante más de tres meses, pudiendo manifestarse variando tanto de localización como de intensidad.

Otra patología asociada a la dispareunia y que se deriva de la vulvodinia es la vestibulodinia provocada, y se refiere al dolor en el vestíbulo vaginal que ocurre después de cualquier tipo de estimulación, desde el contacto con la ropa hasta los exámenes exploratorios o las relaciones sexuales. Dentro de los estudios que se han llevado a cabo sobre las posibles causas de esta patología, se plantea la hipótesis de que la vestibulodinia puede ser el resultado de la hiperplasia neural intraepitelial con la consiguiente activación de los nociceptores en esta área (Weström & Willén, 1998).

1.3.5. Dolor pélvico crónico

El dolor pélvico crónico (DPC) se define como una condición debilitante entre las mujeres que presenta como clínica frecuente el síndrome miofascial. Se trata de un dolor referido a la zona pélvica con una duración mayor a seis meses y con ausencia de causa orgánica demostrada, habiéndose encontrado un componente miofascial el cual ha sido refractario al tratamiento médico convencional. Este tratamiento hace referencia al conjunto de antiinflamatorios no esteroideos (AINES).

En cuanto a la epidemiología que presenta esta patología, la Organización Mundial de la Salud sugiere que la prevalencia mundial del DPC en mujeres tiene una prevalencia de entre un 2,1% y un 24%, siendo mayor en mujeres en edad fértil (Latthe, Latthe, Say, Gülmezoglu, & Khan, 2006). Además, sigue habiendo muchas pacientes para las que el dolor pélvico crónico es o no diagnosticado o tratado ineficazmente.

A nivel socioeconómico, presenta un gran impacto puesto que provoca una reducción del 45% en la productividad del trabajo y un aumento del 15% de bajas laborales por parte de las mujeres con esta afección (Latthe, Mignini, Gray, Hills, & Khan, 2006). Se estima que entre el 10% y el 15 % de las consultas ginecológicas y el 40 % de las laparoscopias ginecológicas se realizan para investigar la esta patología (Pastore & Katzman, n.d.).

Se trata de un síntoma común en las mujeres con una amplia variedad de etiologías que exige un diagnóstico preciso y un tratamiento adecuado. Como en todo procedimiento clínico, la anamnesis y el examen físico son la base del diagnóstico del DPC, con imágenes no invasivas de cualquier tipo, incluyendo el ultrasonido, que a menudo añaden poco a los hallazgos clínicos, pero que son útiles en la exclusión de la patología estructural.

Entre las posibles causas de esta patología, se encuentra una estrecha relación entre una disfunción hipertónica de los músculos del suelo pélvico y las pacientes que presentan la enfermedad. Sin embargo, su origen sigue siendo incierto ya que suele ubicarse en diferentes órganos y sistemas.

Una posible explicación propuesta por diversos estudios es que la contracción muscular prolongada conlleva a la compresión de la propia vasculatura de los músculos, así como el aumento del consumo de oxígeno, lo que provoca una situación de isquemia.

Las contracciones musculares con falta de oxígeno activan los nociceptores musculares que, a su vez, activan los reflejos flexores. Se cree que esto está mediado por la liberación de sustancias inflamatorias como la bradiquinina o la sustancia P y prostaglandinas, lo cual conlleva a una mayor sensibilidad e hiperalgesia, caracterizada por una percepción intensificada del dolor, y generando de esta manera un círculo vicioso (Digesu et al., 2011).

Además, es común que, junto al DPC, se exprese una variedad de síntomas dada la función dinámica y diversa de la pelvis femenina como pueden ser dispareunia, vulvodinia, disquécia o molestias difusas en la zona del hipogastrio (Tarazona & Nohales, 2018).

El síndrome miofascial asociado al DPC se caracteriza, como se ha comentado, por tener el dolor ubicado en una región muscular con tensión aumentada. Pues bien, en estas zonas se identifican los llamados “puntos gatillo”, los cuales son el principal generador de dolor (Figura 3).

Los síntomas producidos por estas regiones, que están casi invariablemente acompañados de una disfunción muscular del suelo pélvico, pueden extenderse más allá del dolor, provocando la sensibilización de los nociceptores locales, la presencia de isquemia local y la liberación sostenida de acetilcolina y mediadores inflamatorios variados. Todo ello puede inducir a las patologías descritas con anterioridad en el trabajo.

Los puntos gatillo, también llamados nudos de contracción, pueden ser activos o latentes, siendo la principal característica diferenciadora si son o no la causa de un dolor clínicamente significativo. Además, estos nudos pueden ser identificados entorno al 85% de las pacientes que sufren síndromes relacionados con el DPC (Bron & Dommerholt, 2012).

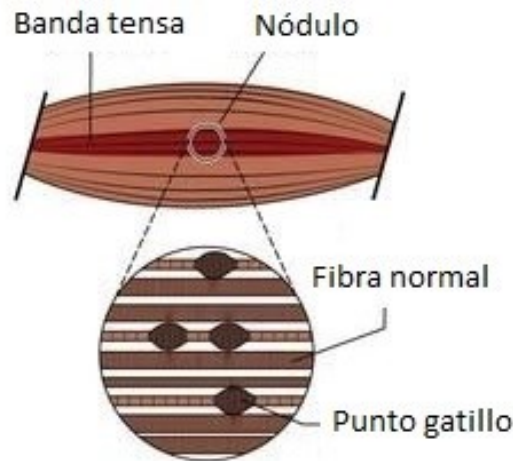


Figura 3. Ubicación de los puntos gatillo.

Modificado de (Simons, & Travell, 1999)

A menudo, cuando se realizan exámenes exploratorios en estas regiones se produce una respuesta de espasmos al tocar estos nudos mediante los métodos de palpación. El hallazgo de estos puntos se considera de especial relevancia en la identificación de los posibles focos del DPC ya que son considerados una guía en el tratamiento de este síndrome (Hong, 2006).

Así pues, el reconocimiento de los puntos gatillo y la posterior intervención terapéutica es esencial para tratar de contrarrestar los efectos del DPC, puesto que pueden mejorar en gran medida el dolor de la patología inicial.

Entre las terapias que se llevan a cabo en el tratamiento contra el DPC se priorizan aquellas que siguen un tratamiento conservador, ya que usualmente se asocia a mejoras clínicas relevantes. No obstante, en casos en los que estas terapias son reacias, se aplican tratamientos más invasivos. Se trata de inyecciones en los puntos gatillo (Figura 4), las cuales pueden incorporarse fácilmente a la práctica urológica.

Las inyecciones de puntos gatillo se utilizan normalmente como terapia adyuvante de la farmacoterapia, la fisioterapia y la terapia conductual. Por ello, no son utilizadas en primera instancia. Se utilizan una gran variedad de medicamentos y técnicas para administrarlas, siendo las más comunes la infiltración intramuscular con anestesia local o toxina botulínica, o con agujas secas. Así mismo, los músculos en los cuales se inyectan incluyen el elevador del ano (iliococcígeo, pubococcígeo y puborrectal), el coccígeo, el obturador intestinal y el perineo transversal superficial y profundo.

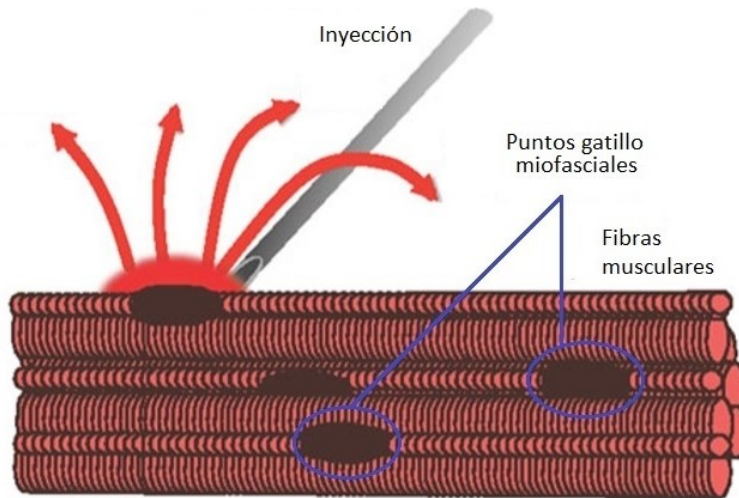


Figura 4. Mecanismo de aplicación de la inyección sobre los puntos gatillo

Modificado de (Moldwin & Fariello, 2013)

Además, recientes estudios han demostrado que la identificación de los puntos gatillo extra pélvicos en zonas próximas a esta región también pueden producir una mejoría clínica en el tratamiento del DPC (Montenegro et al., 2009), al realizar las inyecciones en los músculos iliopsoas, abductores y recto abdominal.

Sin embargo, existe una serie de contraindicaciones como consecuencia de las inyecciones en los puntos gatillo que deben ser consideradas antes de aplicarlas y que incluyen infección local o sistémica, terapia anticoagulante, trastornos hemorrágicos, alergia a agentes anestésicos o toxina botulínica y trauma muscular agudo (Malanga & Wolff, n.d.).

1.4. UTILIDAD DE BONTA COMO TRATAMIENTO PARA EL DPC

La toxina botulínica, comúnmente conocida como Botox, es una potente neurotoxina producida por una bacteria grampositiva llamada *Clostridium Botulinum*. Cuando se usa con fines terapéuticos, se inyecta en las regiones musculares descritas como nudos de contracción. Por ello, se trata de un tipo de inyección en los puntos gatillo comentada con anterioridad.

Dentro del mecanismo de acción que lleva a cabo, la toxina botulínica se une a las neuronas presinápticas periféricas en la unión neuromuscular. Estas terminales nerviosas almacenan vesículas que contienen acetilcolina, neurotransmisor necesario para producir la contracción muscular, con el objetivo de ser liberadas en la hendidura sináptica y provocar la contracción muscular (Gottsch, Yang, & Berger, 2010).

La toxina produce una parálisis muscular al prevenir la liberación de acetilcolina de las vesículas presinápticas, es decir, al prevenir su fusión con la membrana plasmática presináptica. Esta parálisis conlleva a una relajación muscular (véase Figura 5).

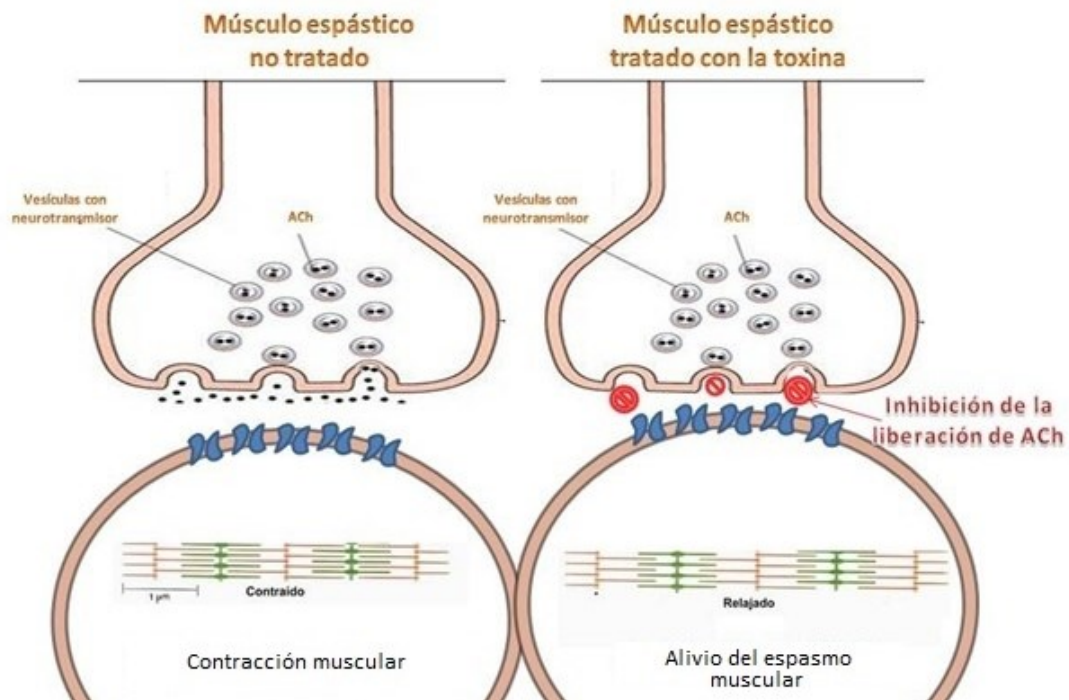


Figura 5. Mecanismo de acción del fármaco BoNTA actuando sobre las regiones musculares. Modificado de (María & Navarrete, 2013)

Sin embargo, este efecto es solo temporal debido a la sustitución de las sinapsis inactivadas por otras nuevas dentro de un proceso llamado germinación con la posterior recuperación de las sinapsis originales (Dressler, 2012). En dosis terapéuticas inyectadas por vía intramuscular, estudios recientes concluyen que la denervación química parcial dura de 3 a 6 meses (Tarazona & Nohales, 2018).

Además, la toxina botulínica muestra una acción de bloqueo muscular aferente, cuyo papel en sus efectos terapéuticos sigue siendo incierto, e induce el bloqueo de los transmisores implicados en la percepción del dolor, como la sustancia P, el glutamato, el péptido relacionado con el gen de la calcitonina y la noradrenalina (Dressler, 2012).

Existe una gran variedad de tipos de toxina botulínica. Las cepas de *Clostridium Botulinum* forman esporas anaeróbicas cuyas células secretan hasta siete derivaciones inmunológicamente distintas de toxina botulínica. Si bien otros serotipos botulínicos han sido probados para uso clínico, se utiliza principalmente la toxina botulínica tipo A (BoNTA) la cual se trata de la variedad que posee una vida media más larga (Dressler, 2012).

Las propiedades de debilitamiento muscular de esta neurotoxina botulínica tipo A se utilizaron por primera vez con fines terapéuticos en el tratamiento del estrabismo. En la literatura referente a esta toxina se pone de manifiesto que está siendo utilizada comercialmente para aliviar síntomas de torticolis espasmódica, blafaroespasma, la espasticidad en la parálisis cerebral y en la incontinencia urinaria en vejiga hiperactiva, entre otros (Tarazona & Nohales, 2018).

Las aplicaciones clínicas de la BoNTA se han vuelto cada vez más comunes en los últimos 20 años y han sido descubiertos tratamientos exitosos de una variedad de afecciones musculares e inflamatorias (Sinha, Karri, & Arunkalaivanan, 2007).

El uso más frecuente de las numerosas entidades neurológicas potencialmente tratables con esta toxina se aplica a ciertas enfermedades caracterizadas por movimientos involuntarios, especialmente en el caso de las distonías.

Por ello, el uso potencial de la BoNTA como tratamiento para el dolor pélvico crónico ha sido reconocido durante más de 10 años, desde que diversos estudios informaran sobre las inyecciones de BoNTA para el tratamiento del vaginismo (Brin & Vapnek, 1997). Posteriormente se ha sugerido que esta toxina mejora el dolor en los espasmos musculares, y su papel en los espasmos secundarios referentes al dolor pélvico crónico ha cobrado una especial relevancia (Wissel et al., 2000).

Así pues, el tratamiento con BoNTA para una variedad de indicaciones ginecológicas parece exitoso con efectos secundarios limitados, ya que existen pocas complicaciones reportadas de esta técnica de inyección. No obstante, son todavía escasos los datos que apoyen este tratamiento siendo necesario profundizar en su estudio.

En consecuencia, como se ha comentado en el apartado anterior, la fisioterapia podría utilizarse como un tratamiento no invasivo de primera línea, con inyecciones de BoNTA reservadas para aquellos pacientes que son refractarios al tratamiento.

1.5. REGISTRO ELECTROMIOGRÁFICO

Dentro de la variedad de técnicas que se emplean para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento de las patologías asociadas al suelo pélvico, el registro electromiográfico cobra especial relevancia por su reciente utilidad en investigación, permitiendo evaluar objetivamente la función de los músculos del suelo pélvico (Resende et al., 2012).

Se trata de una técnica innovadora aún en fase de desarrollo, cuyo empleo está ganando progresivamente la atención de los expertos, pues ha mostrado tener relevancia clínica y su uso aporta beneficios en la interpretación de variables objeto de estudio, reflejando consigo una mejoría en los resultados del proceso de sanación.

La señal recogida en una electromiografía (EMG) es una señal biológica que se obtiene midiendo los voltajes asociados a las corrientes eléctricas generadas en un músculo durante su contracción, proporcionando una medida de la actividad neuromuscular. Así pues, el estudio de las señales de EMG aporta información relevante sobre el estado fisiológico y electrofisiológico de los músculos sobre los que se realiza tal estudio (Merletti, Farina, & Granata, 1999).

Las corrientes eléctricas que se generan en los músculos tienen su origen en la propagación de los potenciales de acción a lo largo de la fibra muscular que se producen en las llamadas unidades motoras (MU). Un MU consta de la unidad funcional más pequeña de un músculo que puede ser activado por el control neural y está compuesto por el conjunto de fibras musculares inervadas por un único motor- α neurona (Bender, 1967).

La producción de fuerza muscular dentro de un MU se logra a través de la activación, en diferentes posiciones, de la neurona α -motor haciendo que la tensión que se produce en las fibras musculares se propague a lo largo de la longitud de las fibras unidas, ocurriendo la relajación cuando la neurona α -motor cesa la actividad (Figura 6).

En la revisión bibliográfica realizada se documentan numerosos estudios que constata la existencia de altos índices de correlación entre el número de unidades motoras activadas y la fuerza muscular (Madill, Harvey, & McLean, 2010).

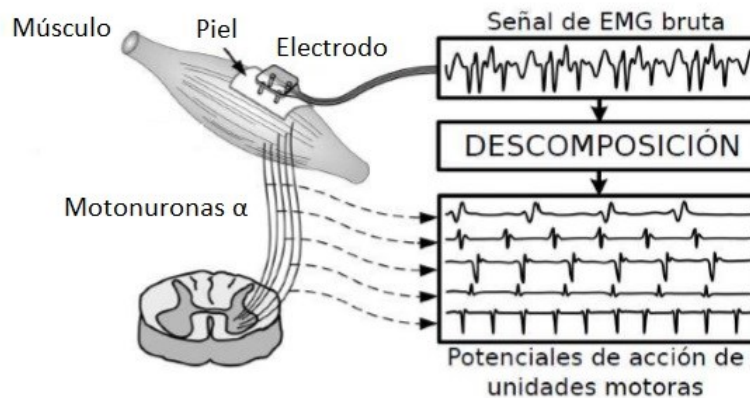


Figura 6. Obtención del registro electromiográfico a partir de electrodos superficiales.
Modificado de (Taghirad, n.d.)

El sistema nervioso siempre controla la actividad muscular, es decir, el mecanismo de contracción/relajación. Por lo tanto, la señal EMG es una señal controlada por el sistema nervioso y dependiente de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos. Dicha señal adquiere ruido mientras viaja a través de diferentes tejidos hasta el detector. Además, este detector EMG, especialmente si se encuentra en la superficie de la piel, recoge señales de diferentes unidades motoras a la vez, lo que puede generar una interacción de diferentes señales.

Existen dos tipos de electrodos para adquirir la señal muscular: electrodos invasivos y electrodos no invasivos. Por un lado, la electromiografía con electrodos de aguja es una técnica muy extendida y usada en neurofisiología para examinar la actividad eléctrica de un nervio o un conjunto de músculos, existiendo electrodos monopolares y concéntricos.

Proporciona información de alta resolución espacial y muy concreta de la zona muscular donde se introduce la aguja pudiendo recoger los potenciales de acción de un grupo de fibras musculares individuales. Sin embargo, la EMG con electrodos de aguja es una técnica altamente invasiva, provocando incomodidad en los pacientes durante el procedimiento de adquisición de la señal.

Por otro lado, cuando el EMG es adquirido por electrodos adheridos directamente en la piel, la señal es un compuesto de todos los potenciales de acción de las fibras musculares que ocurren en los músculos subyacentes a la piel. Son los electrodos de superficie, que se colocan cerca del campo de los potenciales de acción. Estos potenciales ocurren a intervalos aleatorios. Por ello, en cualquier momento la señal de EMG puede ser positiva o negativa.

La combinación de los potenciales de acción de todas las fibras musculares de una sola unidad motora es el potencial de acción de la unidad motora (MUAP).

Usando electrodos superficiales no invasivos se han estudiado técnicas para la descomposición de la señal de EMG superficial, demostrando que es posible a partir ella identificar las MU (Merletti et al., 2004).

Además, la electromiografía superficial se está revelando como una herramienta muy poderosa para la caracterización electrofisiológica del músculo liso humano (Devedeux, Marque, Mansour, Germain, & Duchêne, 1993).

Con todo ello, esta técnica, y como se verá a lo largo del estudio, adquiere una gran relevancia dentro del tratamiento de la patología del dolor pélvico crónico, ya que en los puntos gatillo miofasciales se han identificado áreas con mayor actividad espontánea del EMG alrededor de estos nudos de contracción (Merletti et al., 2004).

Por este motivo, empleando el EMG como guía se puede alcanzar la localización precisa de los puntos gatillo, y asegurar así una entrega precisa de BoNTA a esas regiones musculares.

No obstante, en la actualidad esta técnica sigue estando infrutilizada y aún no se ha estudiado con la profundidad que merece. En buena medida, esto se debe a que no se dispone de sistemas de monitorización electromiográfica que permitan tanto la localización de los puntos gatillo como la ubicación óptima donde efectuar la inyección de la toxina.

II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

A pesar de la existencia de numerosos estudios sobre el dolor pélvico crónico (DPC), continúa siendo incierto su protocolo de tratamiento, ya que ninguno ha logrado dar resultados satisfactorios, ni tampoco encontrar una evidencia contrastada de la efectividad de métodos no quirúrgicos.

Actualmente existe una corriente creciente global del uso de la neurotoxina botulínica tipo A (BoNTA) para el tratamiento del DPC. Diversos estudios han utilizado esta toxina como tratamiento para el DPC, concluyendo que se produce una mejora de los síntomas y del dolor muscular. No obstante, debido a la falta de profundidad en estas investigaciones, los resultados continúan siendo confusos.

Por ello, existe un elevado interés clínico tanto por conocer de forma objetiva los resultados del tratamiento con BoNTA como por poseer una herramienta que ayude a localizar la zona óptima de administración del mismo.

Además, hasta la fecha no existe en el mercado ningún sistema capaz de detectar la actividad mioeléctrica del suelo pélvico de forma precisa. Así pues, la posibilidad de contar con una herramienta que permita localizar y caracterizar el estado electrofisiológico de los músculos de la cavidad pélvica con resultados reproducibles y objetivos sería de gran utilidad y causaría un impacto importante en la práctica clínica.

Los objetivos, por tanto, del estudio son los siguientes:

- **Objetivos principales:**
 - Obtener los parámetros más relevantes de la señal electromiográfica que permitan caracterizar el comportamiento muscular en pacientes con dolor pélvico crónico.
 - Comparar, identificar y evaluar la actividad electrofisiológica de la musculatura de suelo pélvico tanto entre los diferentes canales bipolares de adquisición de la señal como en los tramos previos y posteriores a la inyección de la toxina botulínica.
- **Objetivos secundarios:**
 - Desarrollar algoritmos capaces de tratar la señal de estudio en cada una de sus etapas.
 - Aplicar diversos estudios estadísticos a la parametrización de la señal para consolidar una herramienta que apoye la evaluación de la actividad electrofisiológica muscular.

III. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El estudio realizado es de tipo prospectivo. Además, es no aleatorizado y no enmascarado. Se trata de un ensayo clínico de fase III de baja intervención.

3.1.1. Selección de sujetos

Las pacientes que se sometieron al estudio fueron todas reclutadas en el Servicio de Ginecología y Obstetricia en la Sección de Suelo Pélvico del Hospital Universitari i Politècnic la Fe una vez se confirmó que cumplían todos los criterios de inclusión y ninguno de lo de exclusión que se describen a continuación:

- Criterios de inclusión:
 - I. Padecer la patología del DPC.
 - II. Firmar el consentimiento informado para la administración de BoNTA.
 - III. Autorizar la participación en el estudio.
 - IV. Aceptar no quedarse embarazadas durante la duración del estudio, utilizando métodos anticonceptivos eficaces.
- Criterios de exclusión:
 - I. Ser menor de edad.
 - II. Poseer alguna infección activa pélvica.
 - III. Poseer alguna enfermedad maligna general o pélvica.
 - IV. Poseer alguna enfermedad psiquiátrica.
 - V. Poseer alguna contraindicación para la administración de BoNTA.
 - VI. Participar en otro ensayo clínico y se les haya administrado un medicamento en investigación dentro de los 30 días anteriores al inicio planeado del tratamiento.

- Criterios de retirada:

Los sujetos solo podían ser retirados del estudio si voluntariamente deseaban cesar su participación siendo sustituidos por otros sujetos nuevos, pudiendo retirar su consentimiento en cualquier momento sin perjuicio. Adicionalmente, el investigador podía retirar a un sujeto si, según la opinión clínica del investigador, lo consideraba del interés del sujeto o si el sujeto no podía cumplir con los requisitos del protocolo.

La población referente al estudio trata de 15 pacientes diagnosticadas con DPC, cuya principal causa etiológica o mantenedora del dolor es muscular/miofascial. Para cumplir con la Ley de Protección de Datos, a todas ellas se les reemplaza su ID por números ordinales del 1 al 15. Las pacientes cumplen las siguientes características:

- Edad: de 26 a 61 años, siendo la media de 43,6 años.
- Talla: de 151 a 174 cm, siendo la media de 162,9 cm.
- Peso: de 52 a 98 kg, siendo la media de 66,2 kg.
- Estado civil: 1 soltera, 13 casadas y 1 viuda. Media de hijos 1,6.
- Zona de inyección: 12 pacientes infiltradas en el puborrectal izquierdo y 3 en el derecho.

3.1.2. Protocolo de administración de BoNTA

La toxina empleada en el estudio para el tratamiento del síndrome miofascial se trata de BoNTA 80 U.I. (Xeomin, Merz Pharma España S.L.).

Previamente a la administración del fármaco se explora e identifica la musculatura del suelo pélvico, de los puntos gatillo y de los músculos espásticos. A continuación, se diluye hasta 300 unidades de BoNTA en solución salina en una jeringa de 10 ml, utilizándose para ello un electrodo monopolar de aguja electromiográfica (Chalgren Enterprises Inc, Gilroy, Calif). Se procede entonces a inyectar 2 ml de lidocaína al 1% en el sitio especificado en la exploración. La entrada de la aguja se realiza entre el surco genitocrural y el ano, a 2 a 3 cm de la línea media. Bajo guía digital electromiográfica transvaginal para confirmar la posición de la punta de la aguja, ésta se inserta a través del perineo hacia el gatillo espástico, identificado por una mayor frecuencia y amplitud de la señal electromiográfica. Se procede entonces a inyectar 30 unidades de BoNTA en cada punto siguiendo esta secuencia: pubococcígeo, iliococcígeo y coccígeo. En el obturador se suministran hasta 60 unidades según sea necesario e indicado por la electromiografía.

3.1.3. Protocolo del registro electromiográfico

El registro electromiográfico se llevó a cabo a través del correspondiente electromiógrafo, perteneciente al Hospital Universitari i Politècnic la Fe. Se empleó una frecuencia de muestreo de 10.000 Hz y un ancho de banda comprendido en un rango de 3 a 1.000 Hz. El tiempo de registro estuvo en torno a los 15 minutos de duración media.

Para la obtención del registro se siguió el siguiente protocolo: en primer lugar, se prepara la piel donde se situarán los electrodos empleando pasta abrasiva con el fin de disminuir la impedancia existente entre el electrodo y la piel. En cada sesión se colocan seis electrodos desechables de Ag/AgCl (3M Red Dot 2660-5) en la superficie cutánea más cercana a la musculatura del suelo pélvico. Dicha localización se encuentra en los labios mayores y espinas ilíacas.

Se colocan dos electrodos en el labio mayor derecho según el plano longitudinal, formando el canal bipolar 1 (B1), y otros dos electrodos en el labio mayor izquierdo, formando el canal bipolar 2 (B2). Además, en el plano transversal se encuentra el canal bipolar 3 (B3) en la parte superior de los labios mayores, y el canal bipolar 4 (B4) en la parte inferior de los labios mayores. Por otro lado, se coloca el electrodo de referencia y el de tierra (GND, 'ground' en inglés), como se muestra en la Figura 7.

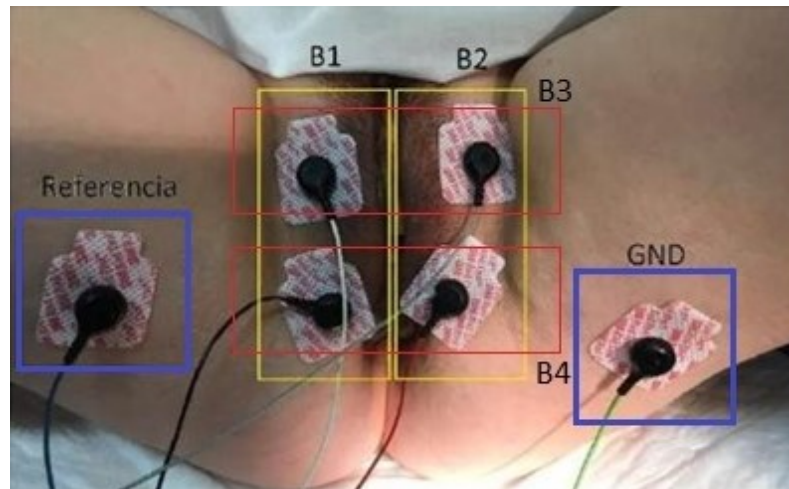


Figura 7. Colocación de los electrodos.

Modificado de: (Tarazona & Nohales, 2018)

Asimismo, se establece un protocolo de actividad muscular voluntario. Dicho protocolo fue diseñado por expertos clínicos en la musculatura pélvica con el fin de evaluar el estado muscular previo y posterior a la administración de BoNTA.

La actividad de las pacientes durante el registro consiste en realizar 5 contracciones tónicas mantenidas de la musculatura pélvica durante 5 segundos habiendo permanecido previamente en reposo. Una vez realizadas estas contracciones, se procede nuevamente a relajar los músculos durante unos minutos.

A continuación, se lleva a cabo la inyección de BoNTA siguiendo el protocolo descrito con anterioridad. De igual manera, se repiten las 5 contracciones voluntarias pasados unos minutos de la administración del fármaco.

Por tanto, el registro electromiográfico de cada paciente consiste en cinco contracciones preBoNTA y en cinco contracciones postBoNTA, como se muestra en los gráficos de las Figuras 9, 10 y 11.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

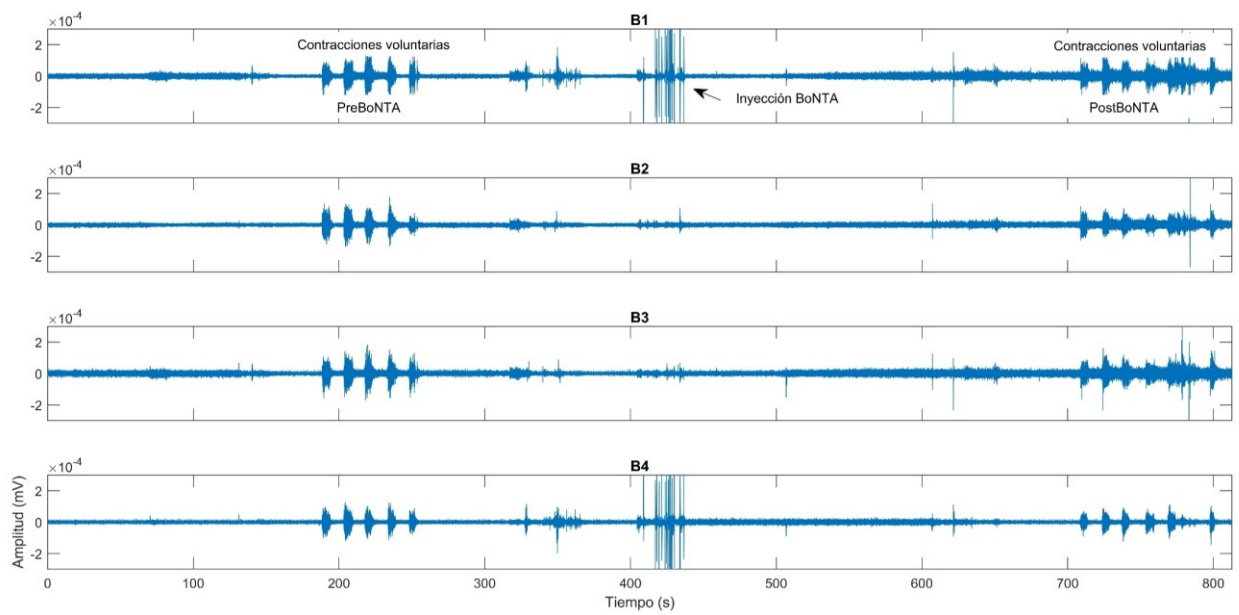


Figura 8. Registro electromiográfico completo de la paciente 2

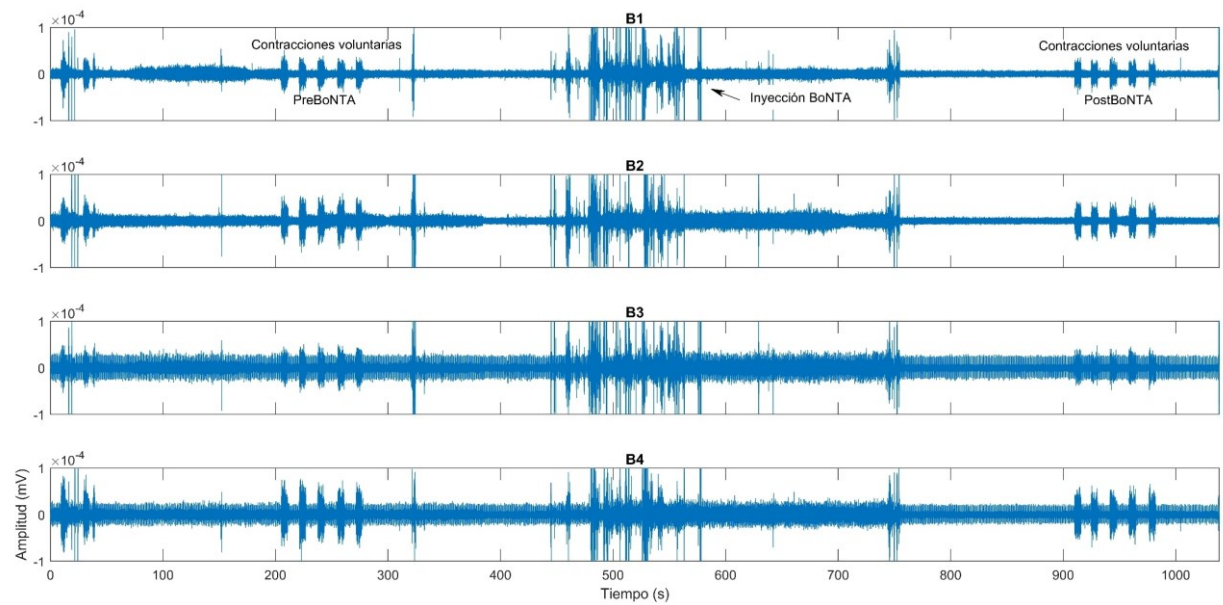


Figura 9. Registro electromiográfico completo de la paciente 5

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

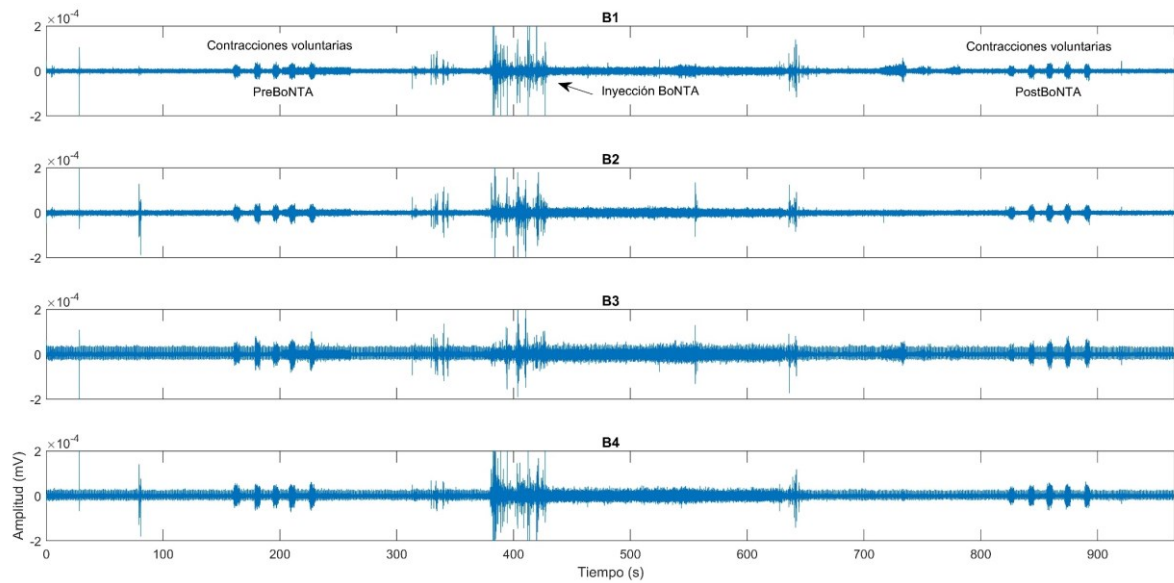


Figura 10. Registro electromiográfico completo de la paciente 6

Todos los sistemas de amplificación de bioseñales comerciales que se han empleado en este proyecto son de conformidad con las normas de los equipos de electromedicina UNE-EN-IEC 60601-1, UNE-EN- IEC 60601-1-1, UNE-EN-IEC 60601-1- 2 y EN50082-1, EN55011, la aplicación de las Directivas 93/42 / CEE, 89/336 / CEE y LVFS 2003: 11, regulación de seguridad ETL enumerado UL 2601-1 y certificado aCSA 22.2 # 601-0, marcado CE cumpliendo la directiva de dispositivos médicos y requisitos del estándar internacional IEC601.1.

Los estudios propuestos cumplen con la ley 14/2007 para la investigación biomédica y la Declaración de Helsinki de la WMA - Principios éticos para las investigaciones médicas que involucran seres humanos (último, Brasil 2013). Asimismo, todos los datos personales y clínicos de los pacientes son tratados conforme a la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, haciendo una base de datos disociados de los datos personales aislando los datos clínicos de los datos de los pacientes.

3.2. PREPROCESADO DEL REGISTRO

A las pacientes sometidas al estudio se les realizó el registro electromiográfico mencionado, proporcionando así cada una de ellas varias señales de EMG. Este registro consta de la señal cruda, es decir, la señal original adquirida por el equipo de electromedicina.

En adelante se explica el proceso de filtrado detallado que se ha aplicado a la señal original a través de cada una de sus etapas según el flujograma propuesto. Para llevar a cabo el diseño de los algoritmos necesarios para todos los procedimientos realizados en el estudio se ha empleado la herramienta Matlab.

En primer lugar, se aplica un filtro Notch al registro adquirido para eliminar la interferencia de red. Este filtro, también llamado filtro rechazo banda o filtro elimina banda, se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que interfiere en la señal objeto de estudio, impidiendo el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.

De esta manera se consigue lograr eliminar la interferencia de red de 50 Hz y sus armónicos. Estos últimos se suprimen aplicando un filtro de peine, denominado así por tratarse de una serie de picos regularmente espaciados que presentan una figura semejante a la de un peine. Este efecto se produce al sumarle a la señal original una versión retrasada en el tiempo de sí misma provocando interferencias constructivas y destructivas.

A continuación, se descompone la señal en cuatro canales monopares. La resta entre estos canales proporciona una configuración bipolar sobre la que se realizará el estudio (Figura 7). Es entonces cuando se procede a eliminar la señal continua restando a cada canal su media, logrando de esta manera sustraer la energía media.

3.3. SEGMENTACIÓN DEL REGISTRO

Las señales bipolares obtenidas después de aplicar el preprocesado explicado debían ser segmentadas en diferentes tramos para ser analizadas. Estos tramos se diferencian en tramos basales y tramos en contracción. A su vez, se distingue entre tramos antes de aplicar la inyección BoNTA y después de aplicarla. Por tanto, cada canal bipolar consta de los siguientes tramos: basal previo a la inyección BoNTA, contracciones previas a la inyección BoNTA, basal posterior a la inyección BoNTA y contracciones posteriores a la inyección BoNTA.

Existen casos de pacientes en las que en su registro electromiográfico correspondiente faltan algunas contracciones, pudiendo tener, por ejemplo, cinco contracciones previamente a la aplicación del fármaco y tres contracciones una vez aplicado el mismo.

La tarea de segmentación consiste por tanto en identificar manualmente cada tramo característico de las señales de los cuatro canales bipolares de cada paciente. Para ello, se localiza de manera precisa el instante inicial y final de cada uno de los tramos.

A partir de esta segmentación de las señales se puede realizar un análisis determinado, en función de tipo de tramo que se trate.

3.4. OBTENCIÓN DEL ANCHO DE BANDA

Una vez definidos los intervalos de cada señal se pretende ahora conseguir estimar un nuevo ancho de banda. El objetivo de esta tarea consiste en hallar un ancho de banda que sustituya al original que se ajuste de manera más precisa a la señal de interés, eliminando así frecuencias que provoquen ruido y cualquier tipo de interferencia que la dañe.

3.4.1. Cálculo de la densidad espectral de potencia (PSD)

En primer lugar, se calcula la densidad espectral de potencial (PSD) de las señales. La PSD de una señal nos da información acerca de cómo se distribuye la potencia a lo largo de la frecuencia, siendo la transformada de Fourier de su función de autocorrelación. Se define como:

$$S_{xx}(\Omega) = TFN\{R_{xx}[m]\} = \sum_{m=-\infty}^{\infty} R_{xx}[m]e^{-j\Omega m} \quad (1)$$

A través de ella, se evalúa qué contribución tiene cada frecuencia a la señal adquirida, mostrando a qué frecuencias las variaciones de energía son fuertes y a cuáles son débiles. Concretamente en el caso de la señal de EMG, la PSD proporciona información sobre el reclutamiento de las unidades motoras; cuantas más se recluten, más fuerte será la contracción. Velocidades rápidas de conducción de las fibras que se reclutan provocan MUAPs de duración corta que se refleja en la PSD con unas altas frecuencias.

La PSD de la señal se estima a través del periodograma, una herramienta que permite realizar una estimación no paramétrica de un proceso aleatorio estacionario. Se trata de aplicar la Transformada rápida de Fourier (FFT) a la señal temporal de entrada. Para ello, se introduce en primer lugar la secuencia de la señal sobre la que se quiere calcular su PSD:

$$x[n] \xrightarrow{FFT} PSD[k] \quad (2)$$

Para una señal x_n muestreada a una frecuencia de muestro f_s y siendo Δt el intervalo de muestreo, el periodograma se define como:

$$P_{xx}(f) = \frac{\Delta t}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi f n} \right|^2, \quad -\frac{1}{2\Delta t} < f < \frac{1}{2\Delta t} \quad (3)$$

Cuando la señal medida es periódica y el número de periodos del intervalo de tiempo de adquisición es entero, el cálculo de la FFT del periodograma se realiza de forma correcta. Sin embargo, en la gran mayoría de ocasiones, la señal medida no contiene un número entero de periodos, pudiendo introducir cambios de transición brusca en la señal medida. Estas transiciones bruscas derivan en discontinuidades y se muestran en la FFT como componentes de alta frecuencia que no se corresponden con la señal original. De esta manera, el espectro resultante no es el real de la señal original sino una versión distorsionada, en la cual la energía en una frecuencia determinada se fuga a otras frecuencias. Este fenómeno se conoce como fuga espectral.

Para minimizar los efectos provocados del cómputo de una FFT con un número no entero de ciclos se usan las funciones de ventana. Las ventanas reducen la amplitud de las discontinuidades en los límites de cada secuencia finita adquirida por el digitalizador. Consisten en multiplicar el registro de tiempo por una ventana de longitud finita con una amplitud que varía progresivamente hacia cero en los bordes. Esto hace que produzca como resultado una forma de onda continua y sin transiciones bruscas. (Diva, n.d.). Se ha empleado en este estudio la ventana Hamming, que posee una forma sinusoidal (Williamson, 1999):

$$W(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), & 0 \leq n \leq N \\ 0, & \text{para cualquier otra condición} \end{cases} \quad (4)$$

siendo n el valor de cada ítem de la secuencia y N el número total de ítems.

Además, se introduce el número de puntos de la transformada discreta de Fourier (DFT), que se obtendrá a través de la FFT. Esta cantidad de puntos debe ser mayor o igual que la longitud de la secuencia. De modo contrario, se truncarían los puntos de secuencia que estuvieran por encima de este valor establecido. El valor empleado es de 65.536 puntos.

Teniendo estas variables establecidas se procede a realizar el cálculo de las PSD en esta primera etapa de la obtención del ancho de banda. Dentro del algoritmo diseñado para esta tarea, las PSD se clasifican en función del tipo de tramo de la señal que correspondan. Así, para cada paciente y para cada señal bipolar, se conforman cuatro grupos. Por un lado, un conjunto de PSD correspondientes a los tramos basal preBoNTA y otro conjunto correspondiente a los tramos basal postBoNTA. Por otro lado, se establecen otros conjuntos de PSD referentes a la media de las PSD de cada contracción. El algoritmo está diseñado para que, en caso de que a alguna paciente le faltara alguna de las cinco contracciones, compute la media en función del número de contracciones que posea la señal. De igual manera, existen dos conjuntos siguiendo esta metodología; uno para las contracciones preBoNTA y otro para las contracciones postBoNTA.

3.4.2. Cálculo del incremento de las PSD y su energía acumulada

El siguiente paso en la búsqueda del ancho de banda consiste en la obtención del incremento de las PSD calculado como la resta entre el promedio de las PSD en contracción y la PSD en basal.

$$\Delta PSD = PSD_{contracción} - PSD_{basal} \quad (5)$$

Se obtienen los incrementos tanto preBoNTA como postBoNTA de los cuatro canales bipolares.

El estudio se centra ahora en hallar dentro de cada PSD incremento las frecuencias máximas y mínimas. Se persigue la idea de obtener para cada canal bipolar las frecuencias mínimas y máximas tanto antes de aplicar la inyección como posterior a esta. Para lograrlo, se procede al cálculo de la energía acumulada.

$$E_{acum} = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} \cdot PSD(f) \cdot df}{\int_{f_1}^{f_2} f^5 \cdot PSD(f) \cdot df} \quad (6)$$

siendo f_1 y f_2 las frecuencias referentes al ancho de banda de la señal.

Una vez se ha calculado la energía acumulada se aplica un criterio de selección de las frecuencias máximas y mínimas del intervalo. Se probaron dos tipos de criterios, uno de ellos más restrictivo que el otro, este último llamado laxo.

En el primero de ellos, se toma como frecuencia máxima el primer valor de la energía acumulada que es igual o mayor que el percentil 97,5 siendo en el segundo criterio el último valor de la energía acumulada que es menor o igual al percentil 97,5. En cuanto a la frecuencia mínima, en el primer criterio es el último valor de la energía acumulada que es menor o igual que el percentil 2,5 mientras que en el segundo corresponde al primer valor de la energía acumulada que es mayor o igual al percentil 2,5.

Al conjunto de frecuencias máximas y mínimas se le aplican diversos test estadísticos con la finalidad de comprobar la existencia de diferencias significativas.

3.4.3. Prueba de rango de Wilcoxon

El primero de ellos es la prueba de rango de Wilcoxon, que se describe a menudo como la versión no paramétrica de la prueba Test-t, conocida también como prueba t de Student ("Statistics" n.d.), y que además es equivalente a la prueba U de Mann-Whitney.

Antes de entrar en detalle del funcionamiento de este test estadístico, se exponen las suposiciones de la prueba Test-t de dos muestras para comparar dos medias de población:

1. Las dos muestras son independientes entre sí.
2. Las dos poblaciones tienen la misma varianza o dispersión.
3. Las dos poblaciones se distribuyen normalmente.

Como es sabido, si las suposiciones 2 y 3 no se cumplen, pero se dispone de un gran número de muestras (por encima de 40, por ejemplo) los resultados se pueden dar por válidos, puesto que se aproximan a valores correctos.

No obstante, cuando el número de muestras es pequeño y los datos a analizar están sesgados o no son normales, esta prueba presenta problemas. Pues bien, es aquí donde entra en juego la prueba de rango de Wilcoxon. Este estadístico solo supone las dos primeras hipótesis, de independencia e igualdad de varianza. No asume que los datos tengan una distribución conocida ("University of Virginia Library," n.d.). Por ello, esta prueba se utiliza como alternativa a la prueba t de Student cuando no se puede suponer la normalidad de dichas muestras.

Las distribuciones pueden describirse con fórmulas matemáticas, mediante parámetros que dictan la forma y/o ubicación de la distribución. Por ejemplo, la varianza y la media son los parámetros que caracterizan la forma y ubicación de la distribución normal, respectivamente. En este caso, dado que la prueba t de Student no asume distribuciones conocidas, no trata con parámetros y, por tanto, se trata de una prueba no paramétrica.

Así, cuando el número de muestras es pequeño, se procede a utilizar esta fórmula que equivale a la de la prueba U de Mann-Whitney:

$$U = S - \frac{n_x(n_x + 1)}{2} \quad (7)$$

siendo n_x el tamaño de la muestra y S la suma de rangos de menor valor.

Mientras que la hipótesis nula de la prueba t de Student es la igualdad de medias, la hipótesis nula de la prueba de Wilcoxon se toma generalmente como que las medianas son iguales.

Otra forma de considerar la hipótesis nula es que las dos poblaciones tienen la misma distribución con la misma mediana. Si se rechaza la hipótesis nula, significa la existencia de pruebas en las que una distribución se desplaza a la izquierda o a la derecha de la otra y, puesto que se asume que las distribuciones son iguales, rechazar la hipótesis nula significa que las medianas de las dos poblaciones son diferentes ("University of Virginia Library," n.d.), tal y como se muestra en la Figura 11.

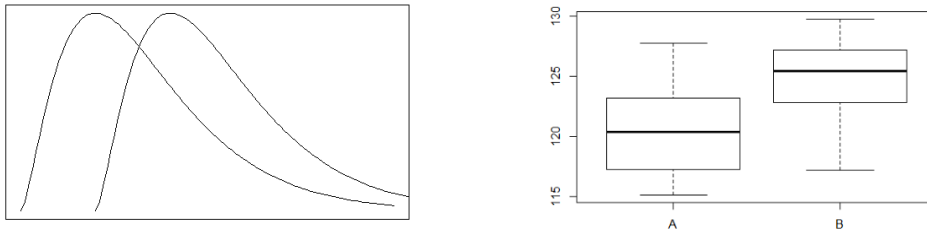


Figura 11. Ejemplo de dos poblaciones que poseen la misma distribución pero diferente mediana

Por tanto, si al aplicar sobre los datos la prueba de rango de Wilcoxon se obtiene un valor p por debajo de 0,05 se concluye que las medianas de estas dos distribuciones difieren, cumpliéndose con ello la hipótesis alternativa, que indica que las medianas de las dos distribuciones no son iguales, desplazándose una de ellas a la izquierda o a la derecha de la otra. En otras palabras, se afirmaría la existencia de diferencias significativas entre las dos poblaciones.

3.4.4. Prueba Kruskal-Wallis

El test de Kruskal-Wallis, también conocido como test H, es un test no paramétrico que resulta ser una alternativa del clásico ANOVA unidireccional que se emplea para datos no pareados. A su vez, se trata de una extensión de la prueba de suma de rango de Wilcoxon a más de dos grupos.

A diferencia del ANOVA en el que se comparan las medias, el test de Kruskal-Wallis compara las medianas de los grupos de datos para determinar si las muestras están equidistribuidas y que, por lo tanto, provienen de la misma población o, de manera equivalente, de poblaciones diferentes con la misma distribución ("Rpubs - Kruskal-Wallis test," n.d.). La prueba de Kruskal-Wallis puede utilizarse tanto para variables dependientes a nivel continuo como a nivel ordinal.

Así, esta prueba considera la hipótesis nula aquella que asume que las muestras (grupos) son de poblaciones idénticas mientras que toma como hipótesis alternativa aquella que asume que al menos una de las muestras proviene de una población diferente a las demás.

Se dispone de k grupos cada uno con n_i observaciones. Si se ordenan todas las observaciones de menor a mayor y se le asigna a cada una de ellas su rango, cuando para cada uno de los grupos (R_i) se obtenga la suma de rangos es de esperar que, si se cumple la hipótesis nula, todos los grupos tengan un valor similar. Partiendo de esta idea, y considerando además N como el tamaño total de la muestra, se calcula el estadístico H como:

$$H = \frac{12}{N(N+1)} \sum_{i=1}^k \frac{R_i^2}{n_i} - 3(N+1) \quad (8)$$

En esta prueba las suposiciones sobre las observaciones a estudiar son las siguientes:

1. Las observaciones tomadas de la población son aleatorias.
2. Las observaciones son independientes entre sí.
3. Las observaciones presentan homocedasticidad; dado que la hipótesis nula asume que todos los grupos pertenecen a una misma población y que por lo tanto tienen las mismas medianas, es indispensable que todos los grupos posean la misma varianza.

La prueba de Kruskal-Wallis utiliza rangos de datos, en lugar de valores numéricos, para calcular la estadística de la prueba. Dichos rangos los establece ordenando los datos de menor a mayor en todos los grupos y tomando el índice numérico de este orden. El rango para una observación empatada con otra es igual al rango promedio de todas las observaciones empatadas con ella. Se trata por lo tanto de un test que emplea rangos para contrastar la hipótesis de que k muestras han sido obtenidas de una misma población ("Kruskal-Wallis test-MATLAB," n.d.).

Si los requerimientos anteriormente comentados se cumplen y, además, el número de grupos k a comparar es igual a 3 y el número de observaciones en cada uno es menor o igual a 5, se recurre a tablas tabuladas con valores teóricos de H .

En caso contrario, la estadística F usada en el ANOVA clásico unidireccional es reemplazada por una estadística de chi-cuadrado con $k-1$ grados de libertad, y el valor p mide la importancia de la estadística de chi-cuadrado ("Rpubs - Kruskal-Wallis test," n.d.).

Si el valor calculado de la prueba de Kruskal-Wallis es menor que el valor crítico de chi-cuadrado, entonces la hipótesis nula no puede ser rechazada.

Por el contrario, si el valor calculado de la prueba de Kruskal-Wallis es mayor que el valor crítico de chi-cuadrado, entonces podemos rechazar la hipótesis nula y decir que al menos una de las muestras proviene de una población diferente.

Al igual que ocurre con un ANOVA, si el test de Kruskal-Wallis resulta ser significativo, implica que al menos dos grupos de entre los comparados presentan diferencias significativas, pero no indica cuales. Para saberlo, es necesario comparar todos los grupos entre ellos.

3.5. PARAMETRIZACIÓN

La etapa de parametrización supone caracterizar la señal de manera que se logre extraer de ella ciertos parámetros que ayuden a evaluar los diferentes propósitos que se plantean, es decir, conseguir una valoración objetiva de la señal de EMG a partir de la cual se sepa con exactitud cómo varía y qué particularidades presenta.

En primer lugar, se realiza un procesamiento de la señal utilizando un filtro Butterworth de tipo paso banda. Este tipo de filtro realiza la función de dejar pasar ciertas frecuencias ubicadas dentro de un ancho de banda determinado, atenuando el resto de frecuencias que se encuentran fuera de esta región.

Este ancho de banda está determinado por la frecuencia de corte inferior (f_1) y la frecuencia de corte superior (f_2). A su vez, se establece la frecuencia central (f_0) como la frecuencia que se encuentra en el centro del ancho de banda, tal y como su propio nombre indica (Figura 12).

En este estudio se han tomado como frecuencias de corte inferior y superior las obtenidas en el apartado del cálculo del ancho de banda. Se realiza con ello un filtrado de la señal previamente preprocesada.

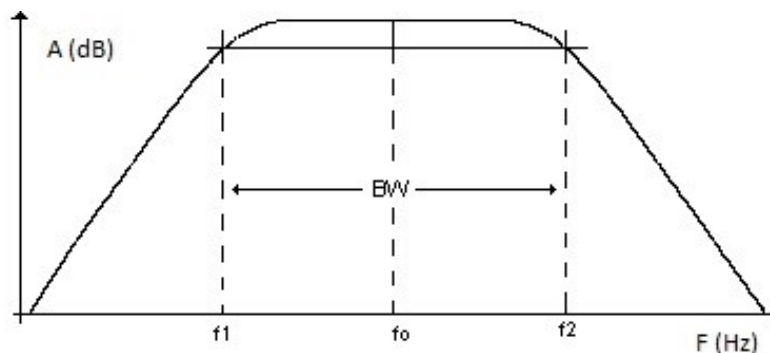


Figura 12. Filtro paso banda (BW: ancho de banda)

Una vez se ha filtrado la señal, se pasa a una etapa de caracterización de la señal. Se procede en este estudio a calcular dos tipos de parámetros: temporales y frecuenciales.

3.5.1. Parámetros temporales

El cálculo de estos parámetros se realiza en el dominio del tiempo sobre la señal temporal. Realizando una búsqueda bibliográfica, se extrae que para este proyecto los parámetros más adecuados y representativos concordantes a los objetivos planteados resultan ser: el valor cuadrático medio, la asimetría y la curtosis.

Valor cuadrático medio

El valor cuadrático medio (también conocido como RMS por sus siglas en inglés) es esencialmente la raíz cuadrada del promedio de los cuadrados de un conjunto de cantidades o números. Aplicado a este estudio, dicho parámetro permite caracterizar la señal estimando el contenido de energía relacionando su amplitud en un intervalo determinado (Bonell, Cherniz, & Tabernig, 2011).

Para una señal discreta $x(n)$, con $n = 1, \dots, N$ muestras igualmente espaciadas, el valor RMS se define como:

$$RMS(m) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n)]^2} = \sqrt{\frac{[x(n)]_1^2 + [x(n)]_2^2 + \dots + [x(n)]_N^2}{N}} \quad (9)$$

Asimetría

Es una medida que proporciona información sobre si los datos están distribuidos alrededor de la media aritmética de la muestra. Muestra el grado de distorsión en referencia a la curva de la campana de Gauss, es decir, de la distribución normal y, por tanto, mide la falta de simetría en la distribución de los datos diferenciando los valores extremos en una y otra cola. Por ello, una distribución simétrica tendrá una desviación nula respecto a la media aritmética (Diva, n.d.).

La asimetría presenta tres estados diferentes, cada uno de los cuales define de forma concisa como están distribuidos los datos respecto al eje de asimetría. La asimetría puede ser positiva, negativa o nula.

La asimetría positiva implica que la cola del lado derecho de la distribución es más larga que la cola del lado izquierdo. La media y la mediana de los datos sesgados positivamente serán mayores que la moda.

La asimetría negativa implica que la cola del lado izquierdo de la distribución es más larga que la cola del lado derecho. La media y la mediana de los datos sesgados negativamente serán menores que la moda.

Se dice que no existe asimetría o, equivalentemente, se trata de una distribución simétrica, cuando se da el mismo número de elementos a izquierda y derecha de la media. En este caso, coinciden la media, la mediana y la moda ("Skewness Definition," n.d.) (Véase Figura 13).

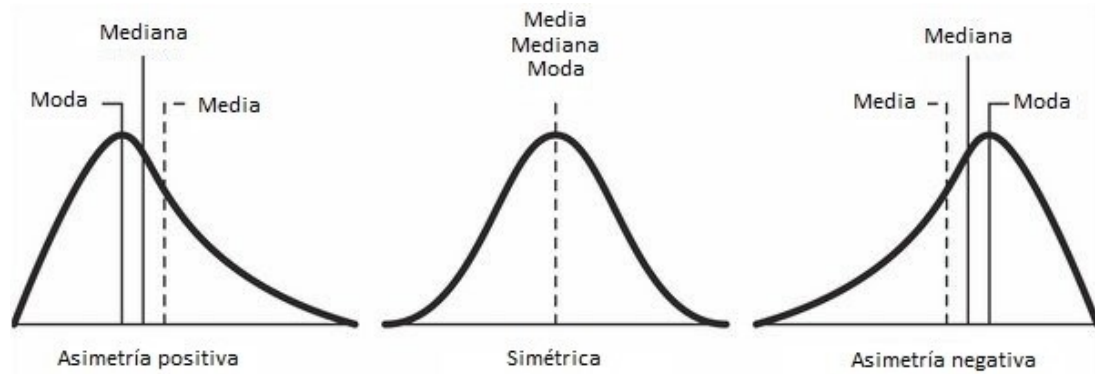


Figura 13. Tipos de asimetría.
Modificado de (Canals, n.d.)

Existen tres coeficientes de asimetría para calcular dicho parámetro: el coeficiente de asimetría de Pearson, que mide la diferencia entre la media y la moda respecto a la dispersión del conjunto, el coeficiente de asimetría de Bowley, que toma como referencia los cuartiles para determinar si la distribución es simétrica o no, y el coeficiente de asimetría de Fisher, que es el que se emplea en este estudio. Este coeficiente evalúa la proximidad de los datos a su media. Cuanto mayor sea la suma $\sum(x_i - \bar{x})^3$, mayor será la asimetría. Sea el conjunto $X=(x_1, x_2, \dots, x_N)$, la fórmula de la asimetría de Fisher consiste en:

$$CA_F = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^3}{N \cdot S_x^3} \quad (10)$$

siendo \bar{x} la media y S_x la desviación estándar.

Si $CA_F < 0$: la distribución tiene una asimetría negativa y la cola se extiende a valores menores que la media.

Si $CA_F = 0$: la distribución es simétrica.

Si $CA_F > 0$: la distribución tiene una asimetría positiva y la cola se extiende a valores mayores que la media.

Curtosis

Se trata de una medida estadística que define la proporción en que las colas de una distribución difieren de las colas de una distribución normal. En otras palabras, la curtosis identifica si las colas de una distribución dada contienen valores extremos, determinando el grado de concentración que presentan los valores en la región central de la distribución. Es, junto con la asimetría, una medida descriptiva de gran importancia de cara a conocer la distribución de los datos. Permiten juzgar de forma concisa la probabilidad de que los valores residan en las colas de la distribución de probabilidad.

Una curtosis alta en un conjunto de datos es un indicador de que existen valores atípicos. En ocasiones, esto es debido a una entrada de datos errónea. En cambio, una curtosis baja es un indicador de que los datos carecen de valores atípicos.

Existen tres tipos de curtosis:

Leptocúrtica (Curtosis>3): los datos están muy concentrados en la media, proporcionando una curva aguda y apuntada. Los valores atípicos estiran el eje horizontal del gráfico, lo que hace que la mayor parte de los datos se encuentren en un rango vertical estrecho.

Mesocúrtica (Curtosis=3): esta distribución tiene una curtosis similar a la de la distribución normal. En la literatura, se encuentra que existen dos formas de definir este tipo de curtosis. Por un lado, en la ecuación empleada para obtener el valor de la curtosis se resta tres a este valor de modo que la distribución normal tiene una curtosis de 0. Por otro lado, no se aplica esta resta en el cálculo de la curtosis de modo que la distribución normal presenta un valor de 0. En este estudio, la curtosis se ha calculado siguiendo la primera metodología.

Platicúrtica (Curtosis<3): los datos se encuentran poco concentrados alrededor de la media, presentando una forma achatada debido a su dispersión. Esto es la consecuencia de que los valores extremos son inferiores a los de la distribución normal (Diva, n.d.), como se muestra en la Figura 14.

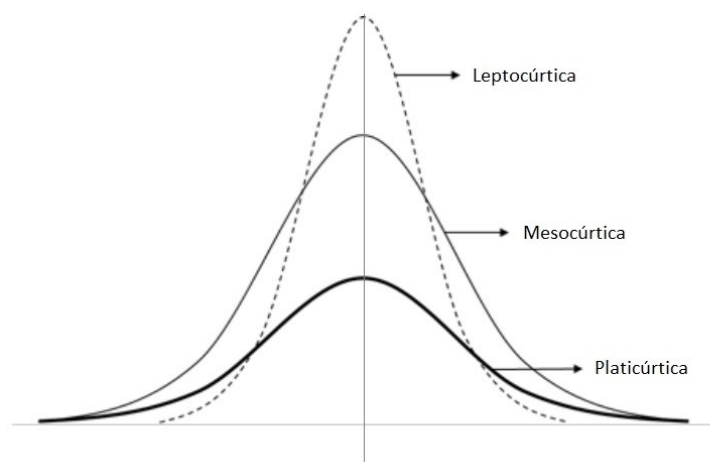


Figura 14. Tipos de curtosis.
Modificado de ("Sigmapedia | MoreSteam.com," n.d.)

Sea el conjunto $X=(x_1, x_2, \dots, x_N)$, entonces el coeficiente de curtosis será:

$$Curtosis = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4}{N \cdot S_x^4} \quad (11)$$

siendo \bar{x} la media y S_x la desviación estándar.

3.5.2. Parámetros frecuenciales

El análisis espectral de una señal consiste en la descomposición de dicha señal en sus diversos componentes dentro del dominio frecuencial. Proporciona la distribución de la energía o potencia de la señal en función de la frecuencia. Los componentes se obtienen al convertir la señal temporal al dominio frecuencial, utilizando para ello la Transformada de Fourier ("Análisis espectral," n.d.). En este estudio, se lleva a cabo el cálculo de parámetros frecuenciales (también llamados espectrales) ya que aportan información relevante que no es posible interpretar a partir de la señal en el dominio temporal. Los parámetros frecuenciales más relevantes para este estudio son: la frecuencia media, la frecuencia mediana, los deciles y la relación señal-ruido.

Frecuencia media

Este parámetro representa el promedio de las frecuencias ponderando por la amplitud del espectro de potencias. La ecuación que estima la frecuencia media normalizada del espectro de potencia de una señal de dominio temporal es la siguiente:

$$F_{media} = \frac{\sum_{k=1}^{N/2} k \cdot PSD[k]}{\sum_{k=1}^{N/2} PSD[k]} \cdot \frac{f_m}{N} \quad (12)$$

siendo k el valor de la frecuencia correspondiente al índice i del vector de la PSD, $PSD[k]$ la potencia del espectro de la señal en el índice k del vector de frecuencias, f_m la frecuencia de muestreo y N la longitud del vector de frecuencias.

Frecuencia mediana

Además de la frecuencia media, este parámetro es muy empleado para caracterizar la señal de EMG. Establece la frecuencia a la cual el espectro de potencias queda dividido en dos regiones de igual tamaño, es decir, de manera que poseen la misma potencia integrada (Oskoei & Hu, 2008). La ecuación que permite su cálculo es la siguiente:

$$F_{mediana} = D \cdot \frac{f_m}{N} \xrightarrow{\text{que cumple}} \sum_{k=1}^D PSD[k] = \sum_{k=D}^{N/2} PSD[k] \quad (13)$$

Realizando una comparativa entre la frecuencia media y la mediana, cabe señalar que la primera es siempre ligeramente superior a la segunda debido a la forma sesgada del espectro de potencia de la señal de EMG (Knaflitz, Merletti, & De Luca, 1990), mientras que la varianza de la frecuencia media es típicamente inferior a la de la frecuencia mediana. En teoría, la desviación estándar de ésta es mayor que la de la frecuencia media por un factor de 1,253 (Balestra, Knaflitz, & Merletti, 1988). Sin embargo, la estimación de la frecuencia mediana se ve menos afectada por el ruido aleatorio, particularmente en el caso del ruido localizado en la banda de alta frecuencia del espectro de potencia de EMG, y más afectada por la fatiga muscular (Stolen, De Luca, & De Luca, 1981).

Deciles

En primer lugar, se definen los cuantiles como aquellos parámetros que, dada una serie de datos, dividen su respectiva distribución en determinadas partes iguales, según el tipo de cuantil que se emplee. Por ello, cada una de estas partes contiene el mismo número de frecuencias. Los más importantes son los cuartiles, quintiles, deciles y percentiles.

Los deciles son nueve valores que dividen la distribución en diez partes iguales (D_1, D_2, \dots, D_9). Cada una de ellas representa un 10% de la muestra (Figura 15, (“Manual de Estadística – Aprende con Alf,” n.d.)). Así, por ejemplo, el decil 1 corresponde al valor que deja por debajo una décima parte de la distribución. Como particularidad, el decil 5 coincide con la mediana de la muestra (que, a su vez, coincide con el cuartil 2).

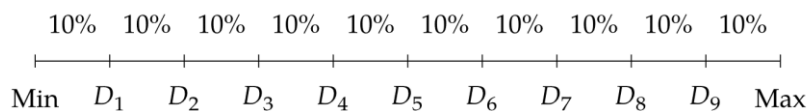


Figura 15. Distribución de los deciles

El cálculo de los deciles se realiza de acuerdo a la siguiente expresión:

$$D_k = L_k + \frac{k \left(\frac{n}{10} \right) - F_{k-1}}{f_k} \cdot C \quad (14)$$

siendo:

k: número del decil.

L_k : límite inferior de la clase correspondiente al decil k.

n: número de datos.

F_{k-1} : frecuencia acumulada de la clase que antecede a la que corresponde al decil k.

f_k : frecuencia de la clase del decil k.

C: longitud del intervalo correspondiente a la clase del decil k.

En este estudio se realiza el cálculo de los nueve deciles. No obstante, los valores que se emplean para parametrizar la señal son el decil 1 y el decil 9. Este procedimiento se ha llevado a cabo mediante la justificación de que la resta entre estos dos deciles ($D_9 - D_1$) proporciona la información necesaria para caracterizar la señal a partir de este tipo de parámetro, considerando redundantes el resto de valores (a excepción del decil 5 que, como se ha comentado anteriormente, se corresponde con la mediana).

Relación señal-ruido

La señal registrada presenta un factor indeseado a la hora de adquirirla: el ruido. Este componente daña la señal objeto de estudio, pues enmascara parte de la información de la señal debido a que se combina con esta. A pesar de haber eliminado la interferencia de red, así como sus armónicos en la etapa de preprocesado, sigue existiendo una parte de la señal en forma de ruido. Por tanto, es importante conocer la magnitud del ruido que está afectando a la señal de interés.

Se define entonces la relación señal-ruido (también conocida como SNR por sus siglas en inglés) como la proporción existente entre la potencia de la señal que se transmite y la potencia del ruido que la corrompe.

Este margen se mide en decibelios (dB). Cuanto menor sea el ruido, mejor será la relación señal-ruido puesto que valores elevados de ésta significan una mejor especificación al existir más información útil (señal de interés) que datos no deseados (ruido).

Su forma más básica se calcula siguiendo esta ecuación (“Radio Receiver SNR,” n.d.):

$$SNR = \frac{P_{señal}}{P_{ruido}} \quad (15)$$

siendo $P_{señal}$ la potencia de la señal y P_{ruido} la potencia del ruido.

Sin embargo, es más común ver la relación señal-ruido expresada en base logarítmica en decibelios, calculada con la siguiente fórmula:

$$SNR(dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{señal}}{P_{ruido}} \right) \quad (16)$$

En este proyecto se procede al cálculo de la relación señal-ruido a partir del RMS obtenido anteriormente. La relación entre el tramo basal y el tramo de contracciones correspondientes se establece siguiendo esta fórmula:

$$SNR(dB) = 10 \log_{10} \frac{RMS_{contracción}^2 - RMS_{basal}^2}{RMS_{basal}^2} \quad (17)$$

3.6. ESTUDIO COMPARATIVO

A partir de la caracterización de la señal de EMG se obtienen los parámetros anteriormente detallados con la finalidad de proporcionar la información que posibilite analizar los objetivos planteados.

El cálculo paramétrico se lleva a cabo para cada una de las pacientes, para cada uno de los cuatro canales bipolares registrados que, a su vez, se realiza para cada uno de los tramos de la señal de cada canal (Figura 16). Así pues, se tiene para cada paciente un total de 104 parámetros.

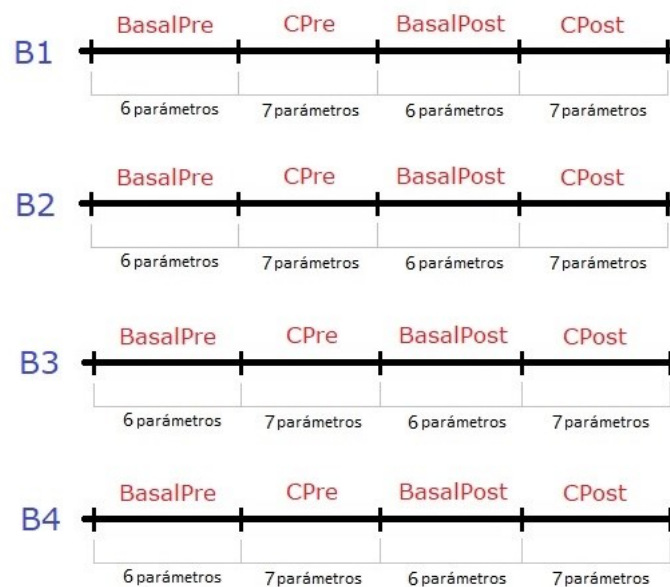


Figura 16. Esquema del cálculo paramétrico. En los tramos en contracción se consideran 7 parámetros puesto que se incluye la relación señal-ruido.

Se realiza en esta etapa el estudio comparativo de dichos parámetros. Por un lado, se lleva a cabo una comparativa de los parámetros entre cada uno de los canales bipolares y, por otro lado, se realiza una comparativa pre y post administración del fármaco.

3.6.1. Comparativa paramétrica entre canales bipolares

En primer lugar, se procede al análisis de los parámetros comparando para cada paciente cada uno de sus cuatro canales bipolares. La comparación se establece de tal forma que se compare cada uno de los canales con el resto de canales. Así mismo, en la comparación de los canales se incluyen todos sus parámetros. Por ejemplo, el valor cuadrático medio del canal bipolar B1 se compara con los valores medios cuadráticos de los canales B2, B3 y B4. A continuación, se compara el valor cuadrático medio del canal bipolar B2 con los valores medios cuadráticos de los canales B1, B3 y B4, y así sucesivamente.

El test estadístico que se emplea para establecer dichas comparaciones es la prueba de suma de rangos con signo de Wilcoxon, la cual se trata de una prueba no paramétrica para dos poblaciones cuando las observaciones están emparejadas. Se trata de una variante de la prueba de rango de Wilcoxon. Las observaciones se ordenan de menor a mayor valor absoluto y se les asignan rangos (ignorando los valores nulos y actuando de igual forma que en el caso de la prueba de suma de rangos ante empates). En este caso se tienen en cuenta los signos resultantes de la resta entre las observaciones apareadas. El estadístico de la prueba, W , es la suma de los rangos de diferencias positivas entre las observaciones en las dos muestras.

Así, la hipótesis nula de la prueba asume que la resta entre poblaciones proviene de una distribución con mediana cero, mientras que la hipótesis alternativa se da cuando esta condición no se cumple.

Además, se realiza el test de Kruskal-Wallis, empleado en etapas anteriores. En este caso, se realiza una comparación para cada parámetro entre cada uno de los cuatro canales.

3.6.2. Comparativa paramétrica pre y post-tratamiento

Esta comparativa, que al igual que en la anterior se lleva a cabo para cada paciente, se realiza entre los parámetros antes de administrar el fármaco y sus respectivos parámetros después de la inyección. En este caso se procede a comparar los parámetros diferenciando entre los tramos basales y los tramos en contracción. De esta manera se tiene, por ejemplo, una comparativa entre el valor cuadrático medio basal antes de la inyección y el valor cuadrático medio después de la misma, y otra comparativa entre el valor cuadrático medio en contracción antes de la inyección y el valor cuadrático medio después de la misma. Estas comparaciones se realizan entre todos los parámetros y para cada uno de los cuatro canales bipolares.

El test utilizado para establecer estas comparaciones es la prueba de suma de rangos con signo de Wilcoxon, al igual que en las comparaciones del apartado anterior.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. REPRESENTACIÓN DE LOS REGISTROS SEGMENTADOS

A partir de la segmentación manual llevada a cabo sobre las señales de todas las pacientes se procede a representar los tramos de interés para el estudio. Este proceso se realiza a través del desarrollo de un algoritmo que incorpora las instrucciones sobre cómo representar cada señal.

De este modo, para cada señal electromiográfica se representa, por un lado, la señal temporal con los tramos basales resaltados en un tono oscuro y con los tramos de contracción resaltados con un tono más claro. Por otro lado, se representan las PSD correspondientes a cada señal. De igual manera, en un tono más oscuro la PSD correspondiente a los tramos basales y en otro más claro la correspondiente a los tramos de contracción.

La representación de cada paciente se divide en dos partes; una parte superior en la que se representa la señal correspondiente a la región preBonta y una parte inferior en la que se representa la señal correspondiente a la región postBonta.

Dado que la población del estudio consta de 15 pacientes, se ha decidido mostrar en este documento una muestra representativa de 5 pacientes, a pesar de que se han obtenido cada una de las 15 representaciones de las pacientes para comprobar que se ha realizado correctamente la segmentación y se han obtenido las PSD de forma adecuada.

De esta manera, se representan a continuación en las Figuras 17 a 21 las pacientes 1 a 5 respectivamente.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

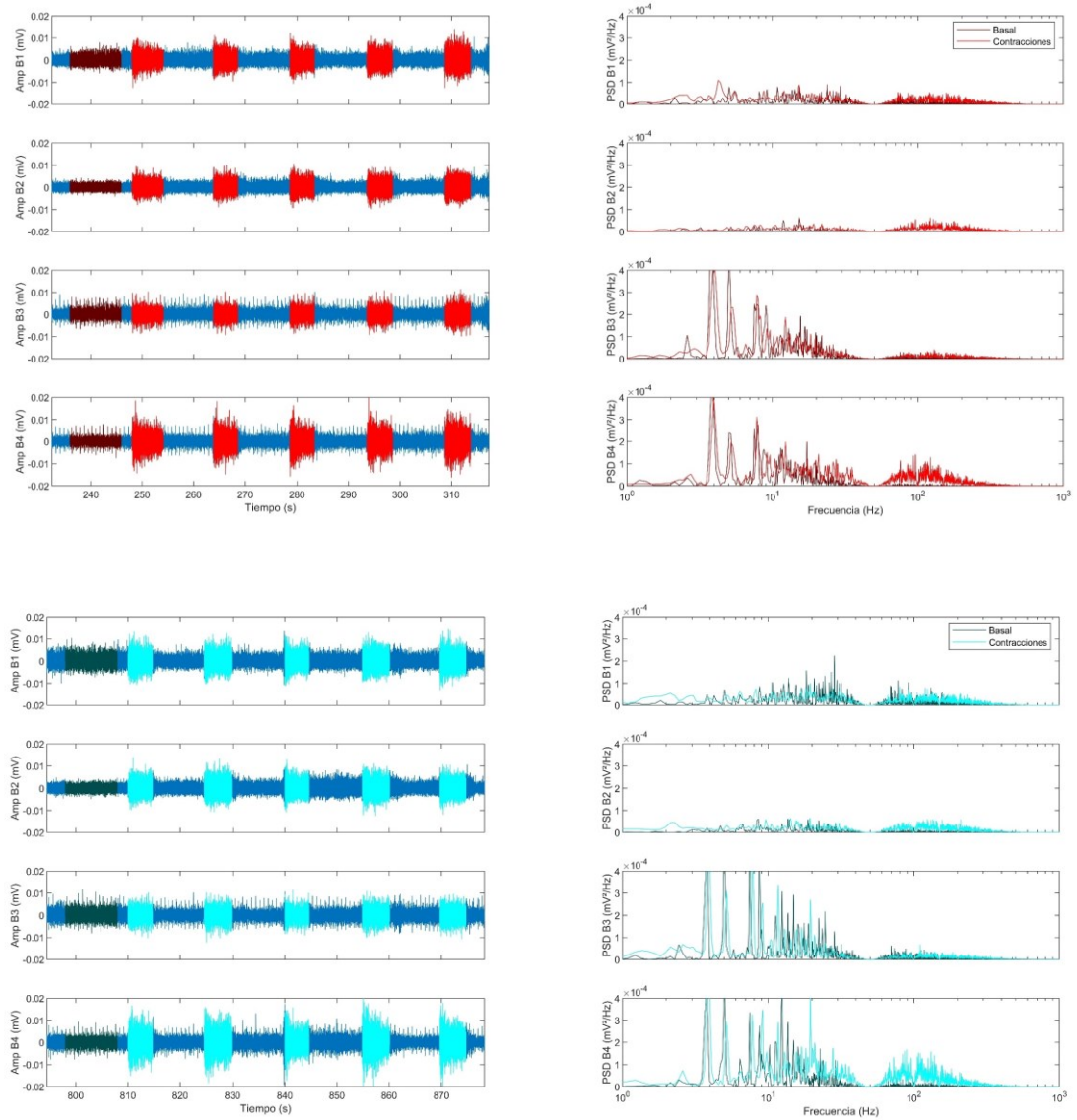


Figura 17. Señal EMG adquirida en la paciente 1 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

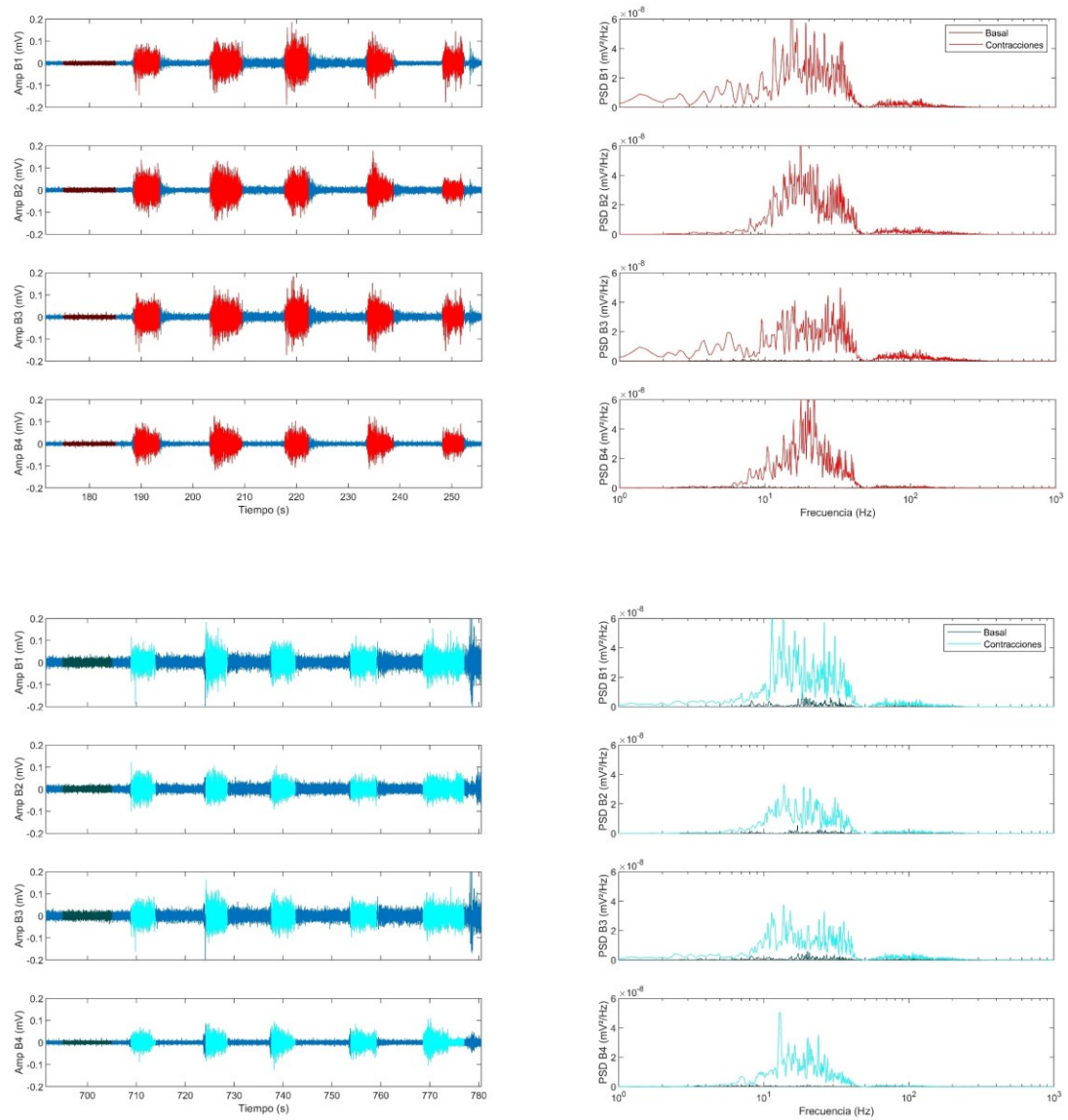


Figura 18. Señal EMG adquirida en la paciente 2 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

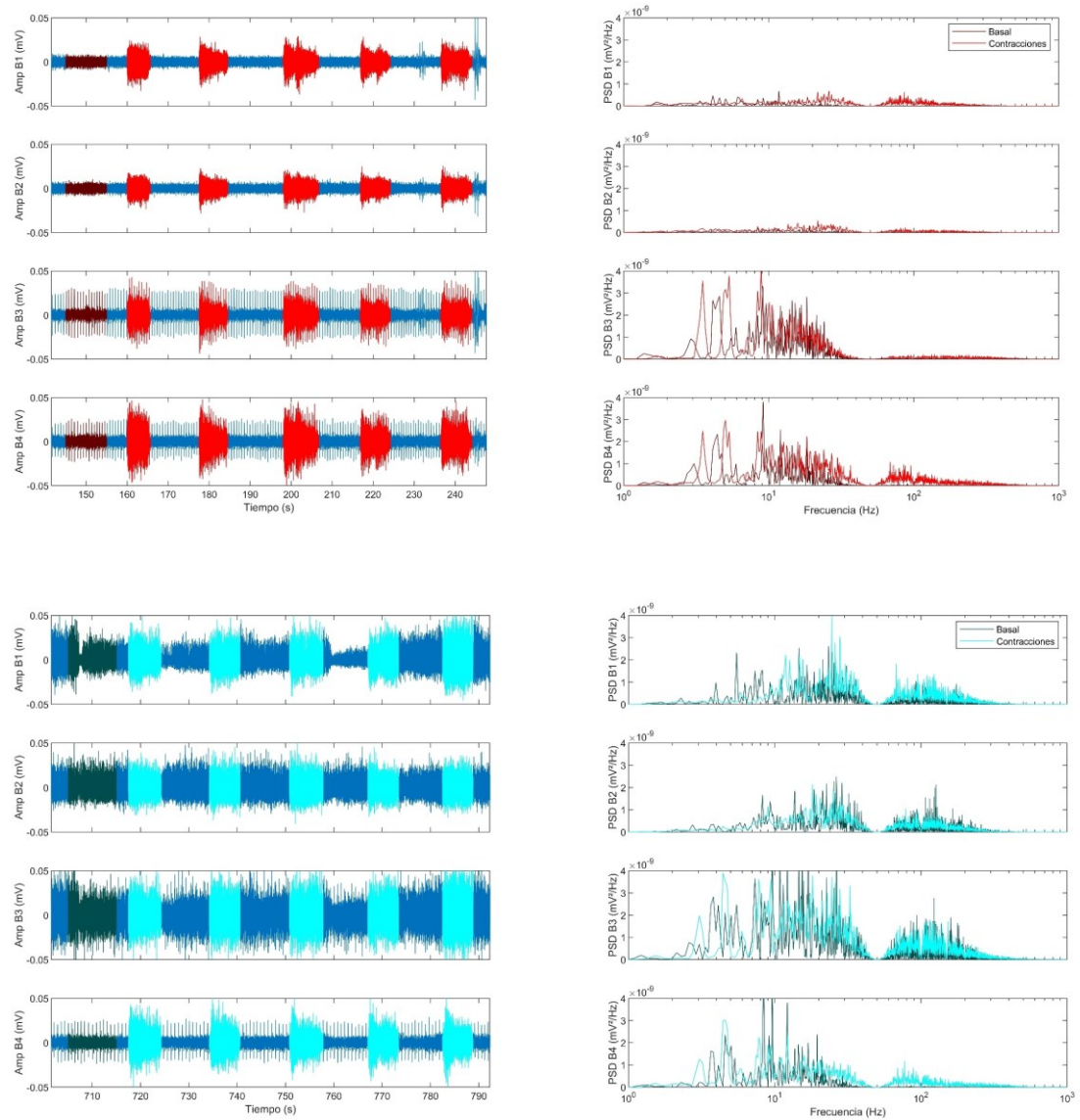


Figura 19. Señal EMG adquirida en la paciente 3 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

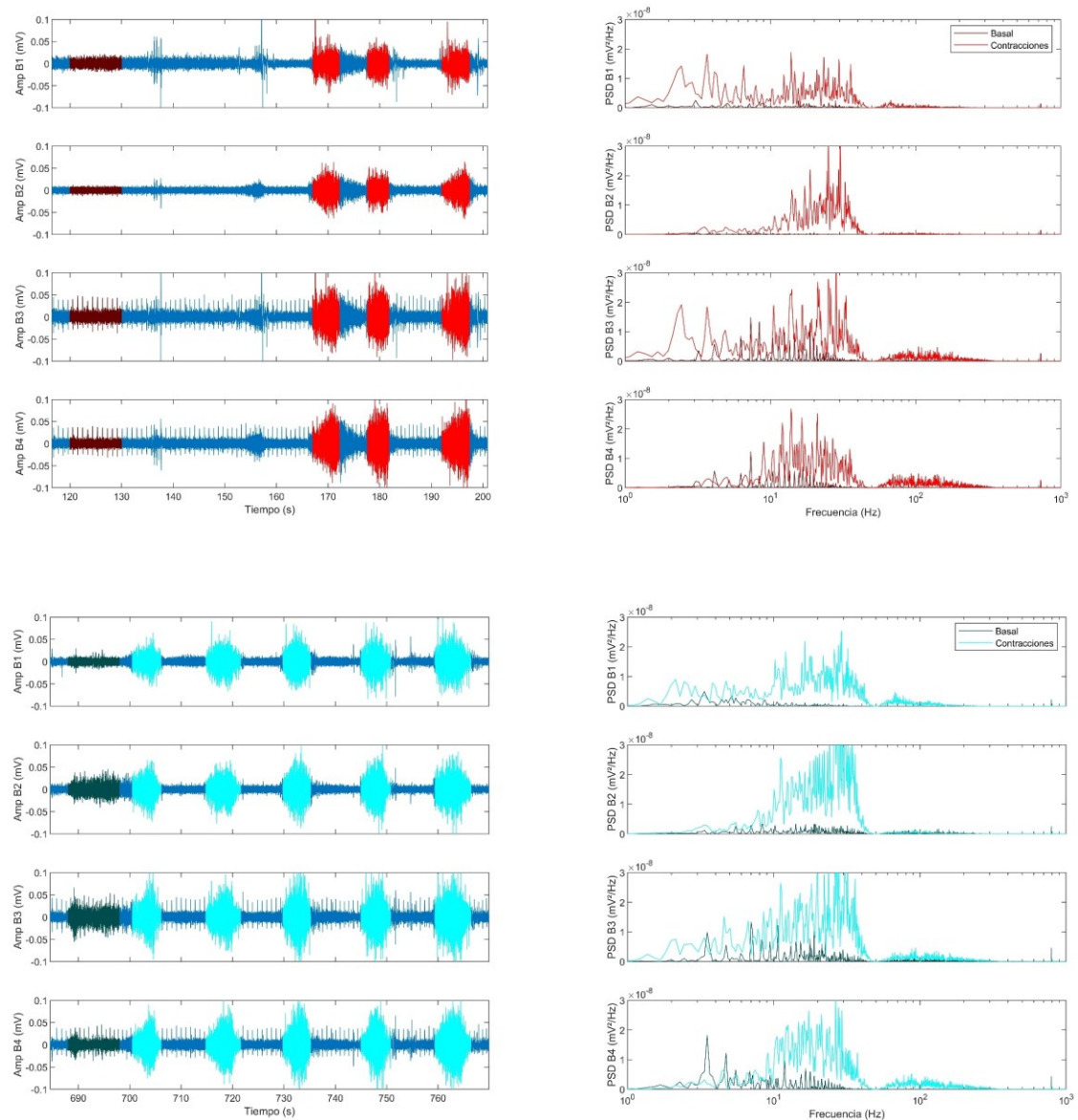


Figura 20. Señal EMG adquirida en la paciente 4 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

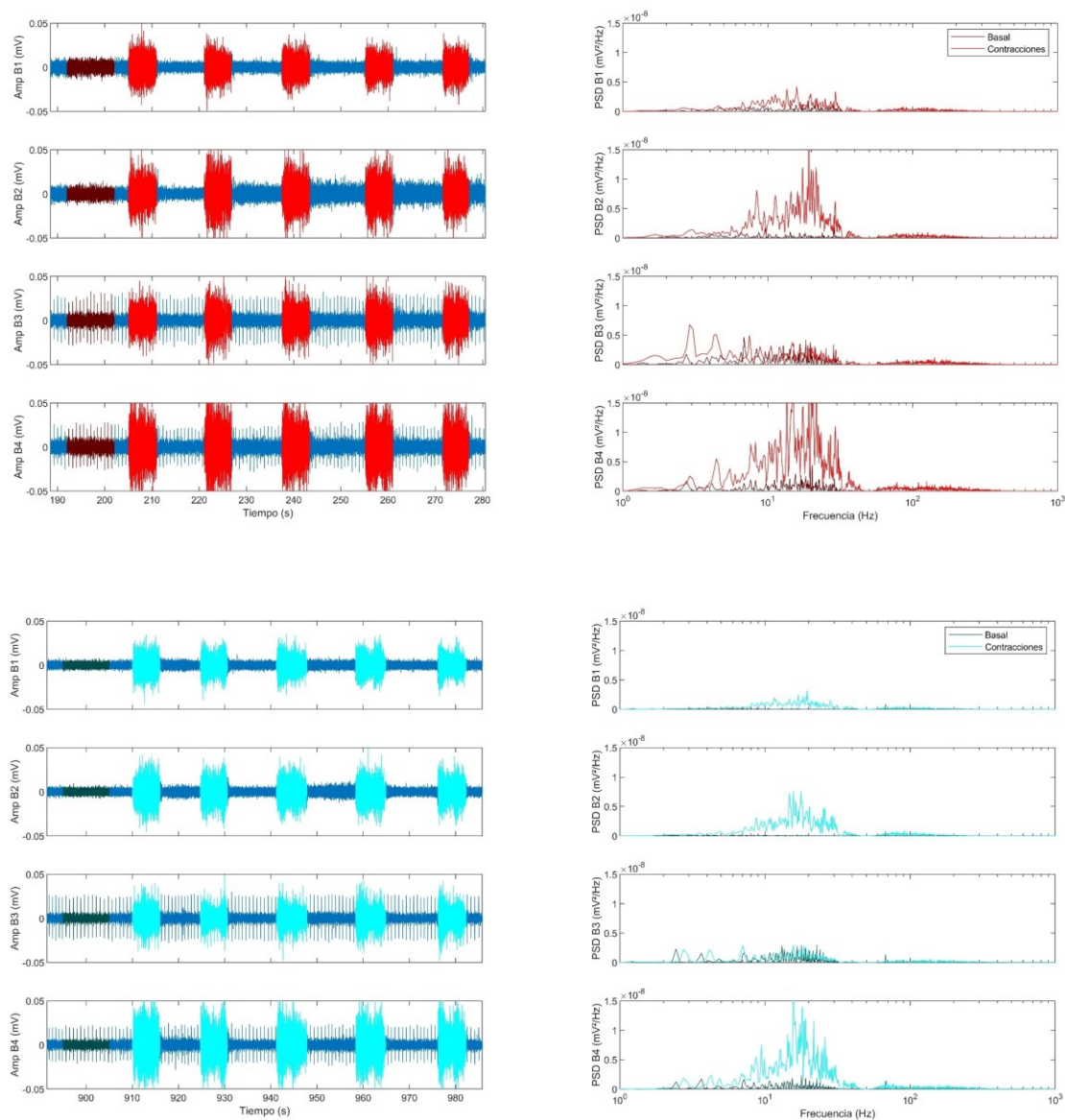


Figura 21. Señal EMG adquirida en la paciente 5 después de la inyección de BoNTA. Izquierda: registro bipolar 1 al bipolar 4 de arriba a abajo respectivamente. La actividad basal se representa en un tono oscuro. La actividad en contracciones, en tono claro. Derecha: PSD de la actividad basal y PSD promedio de las contracciones.

4.2. RESULTADO DEL ANCHO DE BANDA

Dentro de la obtención del ancho de banda, se determina en primer lugar la elección del criterio de selección de las frecuencias máximas y mínimas contenidas en el intervalo de la energía acumulada. Se han probado tanto el criterio restrictivo como el laxo y se ha optado por escoger el segundo, pues comprende de una mejor manera el rango de frecuencias deseado. Además, realizando una revisión bibliográfica de materias relacionadas con esta cuestión se reafirma el mayor uso del criterio laxo.

Una vez aplicado este criterio, se obtienen las frecuencias tanto para las regiones preBoNTA como para las postBoNTA de los cuatro canales bipolares de cada paciente.

Así, se muestra a continuación en la Tabla 1 el resultado de las frecuencias obtenidas para la región preBoNTA de la señal:

PRE	Fmin				Fmax			
Paciente	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4
1	4,9	18,8	28,4	18,2	525,1	508,1	552,1	430,8
2	4,9	10,2	5,0	9,0	208,0	252,4	278,6	193,5
3	20,1	11,9	5,3	8,9	457,0	504,5	594,5	535,3
4	2,4	8,7	3,1	10,1	224,9	202,5	364,5	366,4
5	7,8	7,3	2,9	6,7	387,9	320,1	460,5	387,3
6	14,6	15,3	16,5	13,0	412,8	328,8	527,8	452,4
7	10,1	10,7	10,2	8,9	291,4	345,9	370,8	398,6
8	12,5	11,9	13,7	13,1	416,7	396,9	495,5	489,7
9	4,6	4,3	3,8	7,5	262,6	260,0	319,5	263,1
10	10,7	11,7	6,1	10,1	394,1	321,8	578,5	413,8
11	20,8	14,6	10,8	11,0	519,7	479,1	476,5	503,1
12	24,7	19,5	27,5	14,0	407,6	459,4	511,3	466,2
13	14,8	18,9	17,4	13,3	902,4	901,8	530,2	457,8
14	7,8	17,4	15,7	11,1	417,6	403,6	501,6	432,7
15	8,4	11,4	8,2	9,8	330,0	358,0	395,8	432,4
Promedio	11,3	12,8	11,6	11	410,5	402,9	464	414,9
Desv.Típica	6,6	4,5	8,2	3	166,5	166,2	96,2	89
Pro(Global)	12				423			
Des(Global)	5,8				133,3			

Tabla 1. Frecuencias mínimas y máximas de la región preBoNTA de la señal para determinar el ancho de banda

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

Por otra parte, se muestra ahora en la Tabla 2 el resultado de las frecuencias obtenidas para la región postBoNTA de la señal:

POST	Fmin				Fmax			
Paciente	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4
1	3,4	10,7	2,1	19,4	535,1	502,5	592,5	436,7
2	7,3	9,2	7,5	8,9	201,1	232,7	259,7	182,8
3	15,6	16,3	19,2	7,9	405,3	498,7	516,7	545,7
4	4,6	9,0	5,0	10,8	184,5	43,9	294,6	328,1
5	8,7	7,9	6,9	8,1	402,7	313,9	489,8	394,4
6	18,8	17,7	22,4	14,0	349,4	312,8	494,8	457,5
7	8,5	10,2	11,4	10,5	296,2	270,7	371,1	308,4
8	12,5	13,1	13,7	12,7	381,6	381,5	469,1	485,4
9	3,7	7,8	8,1	6,0	271,5	315,6	356,1	331,7
10	11,1	11,9	7,8	12,2	401,6	349,1	585,8	418,7
11	11,1	17,2	12,1	13,3	508,9	469,1	473,9	505,8
12	22,6	74,6	29,1	17,9	415,8	536,2	490,7	477,4
13	15,9	12,5	14,5	13,0	464,0	463,7	475,3	463,0
14	2,6	1,8	1,8	9,3	392,0	394,9	493,6	443,4
15	10,2	11,0	8,2	10,7	262,3	283,1	371,6	410,8
Promedio	10,4	15,4	11,3	11,6	364,8	357,9	449	412,6
Desv.Típica	5,9	16,9	7,6	3,6	103,9	128,5	98	92,5
Pro(Global)	12,2				396,1			
Des(Global)	9,8				110			

Tabla 2. Frecuencias mínimas y máximas de la región postBoNTA de la señal para determinar el ancho de banda

De las tablas de resultados se extrae que el promedio global de la región preBoNTA para las frecuencias mínimas es de 12 Hz y de 423Hz para las frecuencias máximas. Por otra parte, se tiene para la región postBoNTA una frecuencia mínima promedio de 12,2 Hz y una frecuencia máxima promedio de 396,1 Hz.

Por tanto, a partir de estos resultados referentes a las frecuencias mínimas y máximas recogidas en las tablas anteriores se extrae que el ancho de banda debe estar comprendido en un rango entre 15 y 450 Hz. En este rango de frecuencias se concentra una mayor cantidad de información relevante de la señal electromiográfica, siendo el resto de frecuencias provocadoras de ruido que interfiere con la señal objeto de estudio.

Resultado de la prueba de rango de Wilcoxon

La prueba se aplica a las frecuencias mínimas y máximas de la región preBoNTA frente a sus respectivas frecuencias en la región postBoNTA. Los resultados se muestran en la Tabla 3.

Ranksum	Fmin				Fmax			
	B1Pre-B1Post	B2Pre-B2Post	B3Pre-B3Post	B4Pre-B4Post	B1Pre-B1Post	B2Pre-B2Post	B3Pre-B3Post	B4Pre-B4Post
	0,868	0,561	1	0,724	0,431	0,590	0,481	1

Tabla 3. Resultado de la prueba de rango de Wilcoxon entre los canales pre y post BoNTA.

Los resultados de la prueba de rango de Wilcoxon muestran que no existen diferencias significativas entre los diferentes canales pre y post BoNTA, puesto que no existe ningún valor por debajo del valor crítico ($p=0,05$).

Resultado de la prueba Kruskal-Wallis

La prueba se aplica a cuatro grupos cada uno de los cuales integra los cuatro canales de cada región y tanto para las frecuencias mínimas como para las máximas. Los resultados se muestran en la Tabla 4.

Kruskal wallis	FminPre	FmaxPre	FminPost	FmaxPost
	0,566	0,134	0,709	0,105

Tabla 4. Resultado de la prueba Kruskal-Wallis entre los cuatro grupos de las frecuencias de la misma región

Los resultados de la prueba de rango de Kruskal-Wallis muestran que no existen diferencias significativas entre los cuatro grupos de frecuencias, puesto que no existe ningún valor por debajo del valor crítico ($p=0,05$).

Resultado de aplicar el ancho de banda a la señal

Una vez se han obtenido todas las PSD de las pacientes dentro del algoritmo correspondiente a esa etapa y, a su vez se ha obtenido el ancho de banda, se aplica un filtro determinado por el mismo que presenta un rango de frecuencias comprendidas entre los 15 y los 450 Hz. A modo de ejemplo, se representa a continuación (Figura 22) el resultado de aplicar este filtro al registro de la señal de la paciente 2.

Se puede observar que en el espectro de la señal filtrada únicamente se encuentran las frecuencias comprendidas dentro del ancho de banda, atenuando el resto de frecuencias. Así, las frecuencias por debajo de 15 Hz y por encima de 450 Hz se eliminan del espectro. Este filtro se ha aplicado en los registros de todas las pacientes.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

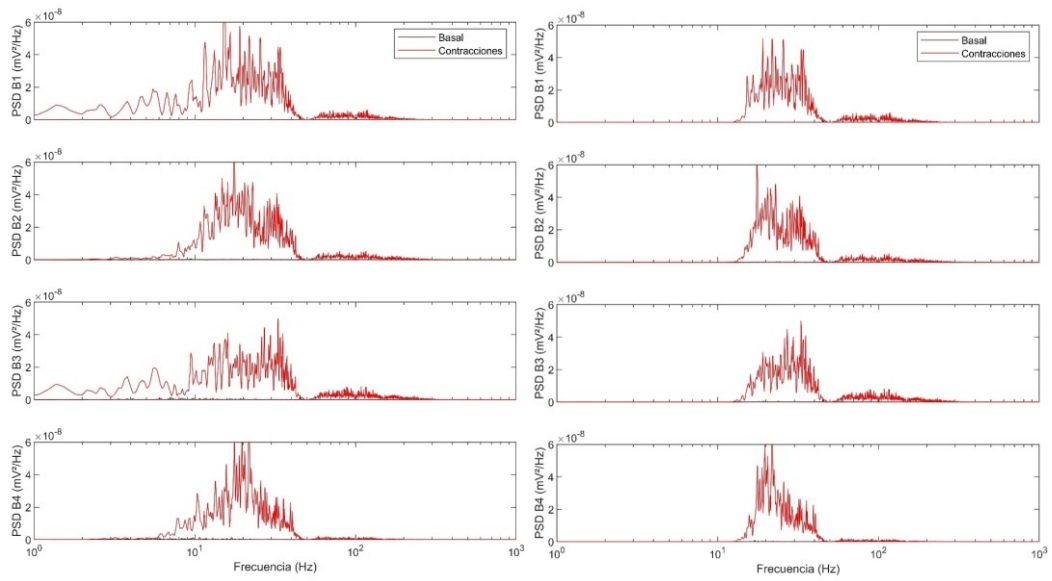


Figura 22. PSD de la paciente 2 antes de aplicar el ancho de banda (izquierda) y su PSD una vez filtrada la señal por este nuevo ancho de banda (derecha).

4.3. OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Cada uno de los parámetros propuestos se calculan para cada una de las pacientes en sus cuatro canales bipolares y para todos los tramos de la señal de EMG (BasalPre, CPre, BasalPost y CPost). Obtenidos todos los parámetros, se procede a calcular el promedio y la desviación típica de cada uno de ellos según el tramo al que pertenezcan y, con todos ellos, se realiza una tabla que recoge sus valores. Para una mejor y más visual interpretación de estos resultados se representan en diagramas de barras.

4.3.1. Parámetros temporales

En primer lugar, se muestra en la Figura 23 el resultado del valor cuadrático medio.

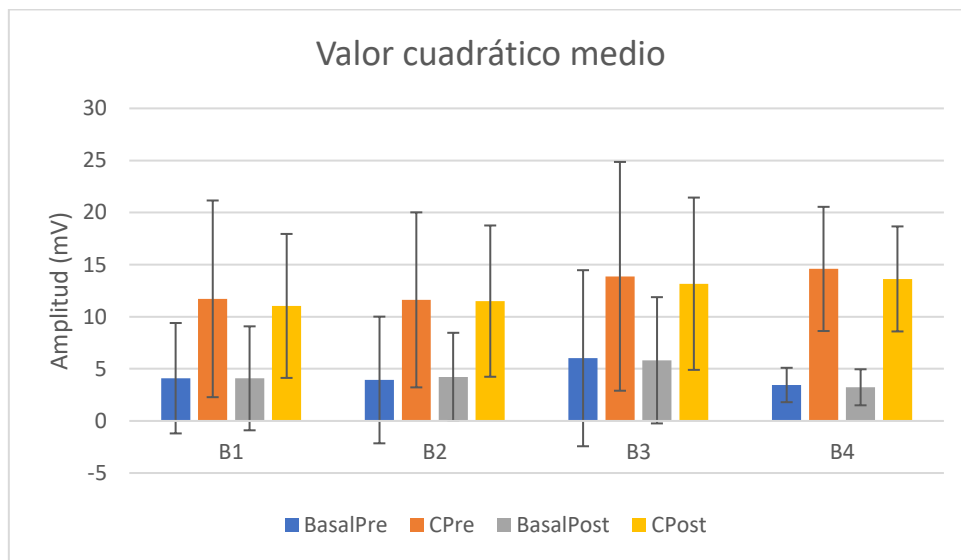


Figura 23. Diagrama de barras del valor cuadrático medio

Como se puede observar en el gráfico, el valor cuadrático medio en el tramo basal previo a la aplicación del fármaco se encuentra en torno a los 5 mV, siendo el tramo con menor amplitud. Además, se observa que el tramo basal posterior a la inyección presenta unos valores similares.

En cuanto a los tramos en contracción, se observa una ligera disminución en el tramo postBoNTA. Respecto a la desviación típica, este parámetro presenta unos valores que fluctúan mucho dado que presentan una elevada dispersión.

En segundo lugar, se muestra en la Figura 24 el resultado referente al parámetro de la asimetría.

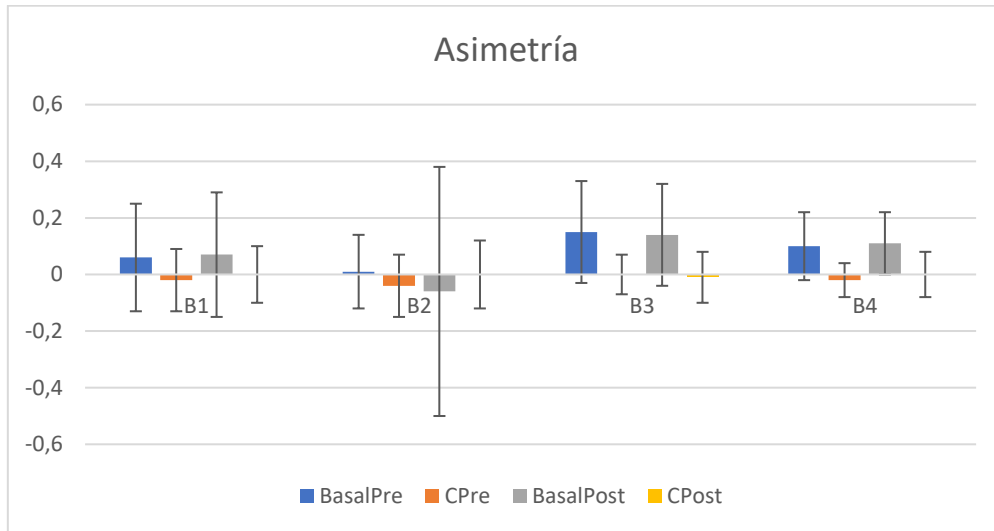


Figura 24. Diagrama de barras de la asimetría

En este caso, se observa que la asimetría en el tramo basal preBoNTA es positiva, indicando con esto que la cola derecha de la distribución de los datos de este tramo es más larga que la del lado izquierdo.

Por tanto, esto quiere decir los valores referentes a este tramo están más concentrados a la izquierda de la media y de la mediana. Sin embargo, la asimetría correspondiente al tramo postBoNTA resulta ser negativa en el canal bipolar B2, distribuyéndose principalmente los datos de este tramo a la derecha de la media y la mediana.

En cuanto a los tramos en contracción, tanto pre como post inyección del fármaco se acercan a una distribución simétrica, coincidiendo la media, mediana y moda en el centro de la distribución. Esto significa que los datos se distribuyen en torno al valor medio de este tramo. Se observa también una fuerte desviación típica en el tramo BasalPost del canal bipolar B2.

En tercer lugar, y como último parámetro temporal, se representa en la Figura 25 el resultado de la curtosis.

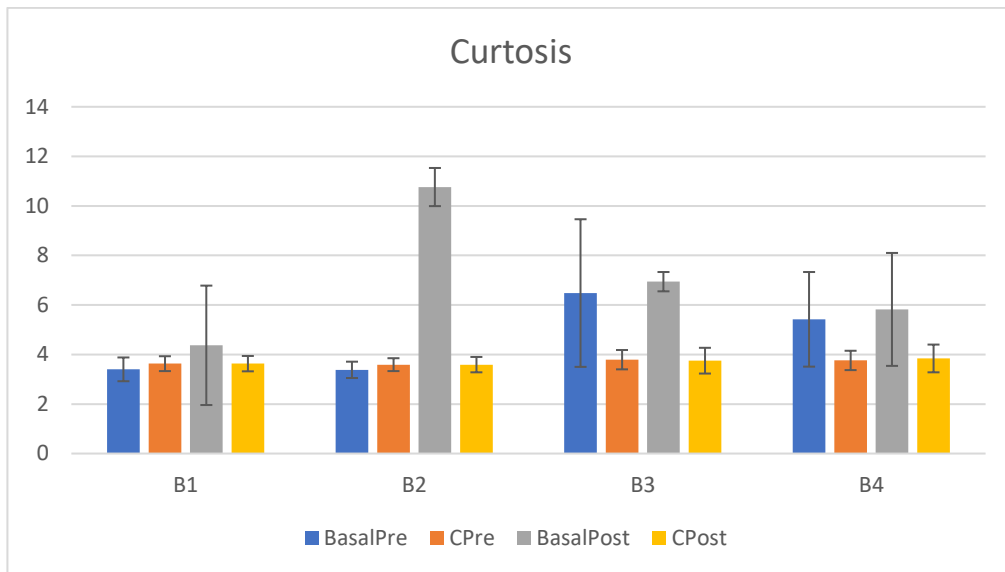


Figura 25. Diagrama de barras de la curtosis

Se comprueba que la curtosis presenta un valor semejante en el canal bipolar 1 ligeramente por encima de 3. Esto indica que las distribuciones de los datos referentes a este canal se aproximan a una distribución mesocúrtica, hecho que significa que se asemeja a una distribución normal. También es destacable el aumento progresivo que realiza la curtosis en el tramo BasalPre entre los diferentes canales.

Además, se observa un valor elevado en la curtosis del canal bipolar B2 correspondiente al tramo BasalPost, resultado que indica que la distribución de estos valores está muy próximos a la media, encontrándose la mayor parte de los valores en un rango vertical estrecho. En cuanto a la desviación típica, se trata del parámetro en el que menos fluctúan los datos.

4.3.2. Parámetros frecuenciales

Se representa en primer lugar el resultado de la frecuencia media en la Figura 26.

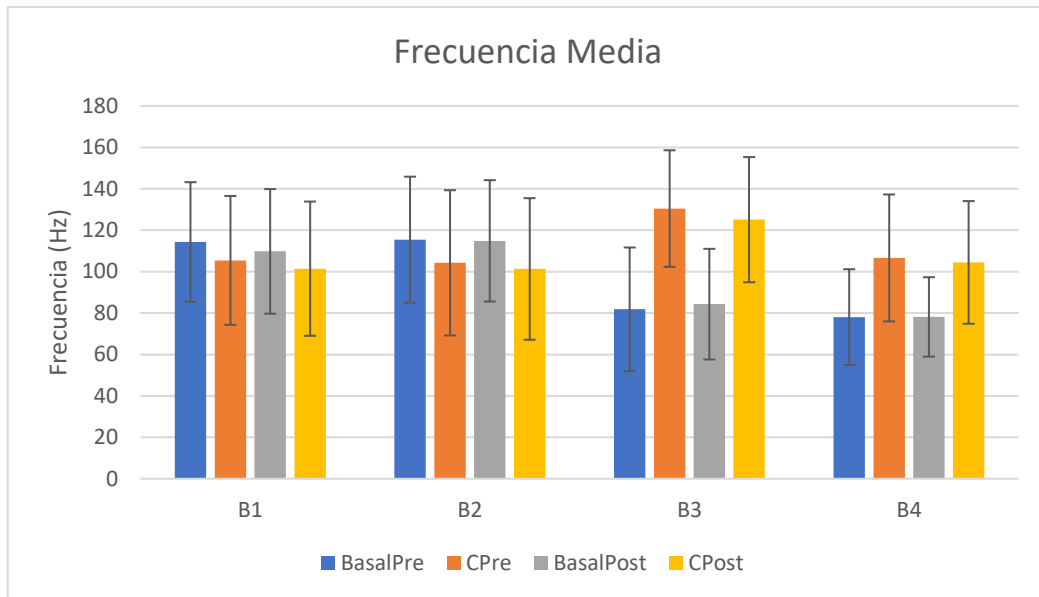


Figura 26. Diagrama de barras de la frecuencia media

Se observa en general unos valores de la frecuencia media muy próximos entre todos los canales, siendo los más variables los canales bipolares B3 y B4. Se encuentran, por tanto, todos los valores comprendidos en un rango entre los 80 y los 125 Hz. Además, en cuanto a la dispersión de los valores, también se extrae del gráfico que las fluctuaciones son similares en todos los canales bipolares.

Se muestra ahora en la Figura 27 la representación del resultado de los deciles. Como se ha comentado en apartados anteriores del trabajo, se estudia la resta entre el último decil (D9) y el primer decil (D1), puesto que se ha considerado que es la manera que más información aporta.

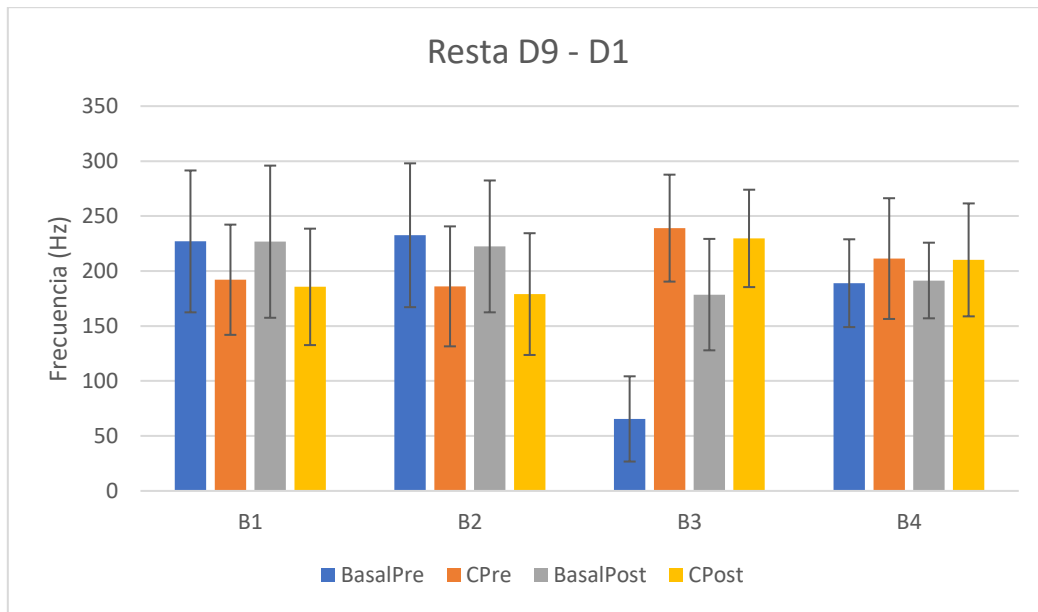


Figura 27. Diagrama de barras de la resta entre el decil 9 y el decil 1

Estos resultados muestran un rango de valores entorno a los 230 Hz. Esto se debe a que, generalmente, el primer decil calculado en todos los tramos y en todos los canales presenta un valor de unos 20 Hz y el noveno decil, un valor de unos 250 Hz. Así pues, se distribuyen de forma parecida tal y como se comprueba en el gráfico, aunque, sin embargo, el tramo BasalPre en el canal bipolar B3 presenta un valor muy reducido respecto al resto, en torno a los 60 Hz. La desviación típica en este parámetro también es parecida en todos los tramos y canales.

Otro parámetro que analiza la frecuencia y que se representa en la Figura 28 es la frecuencia mediana.

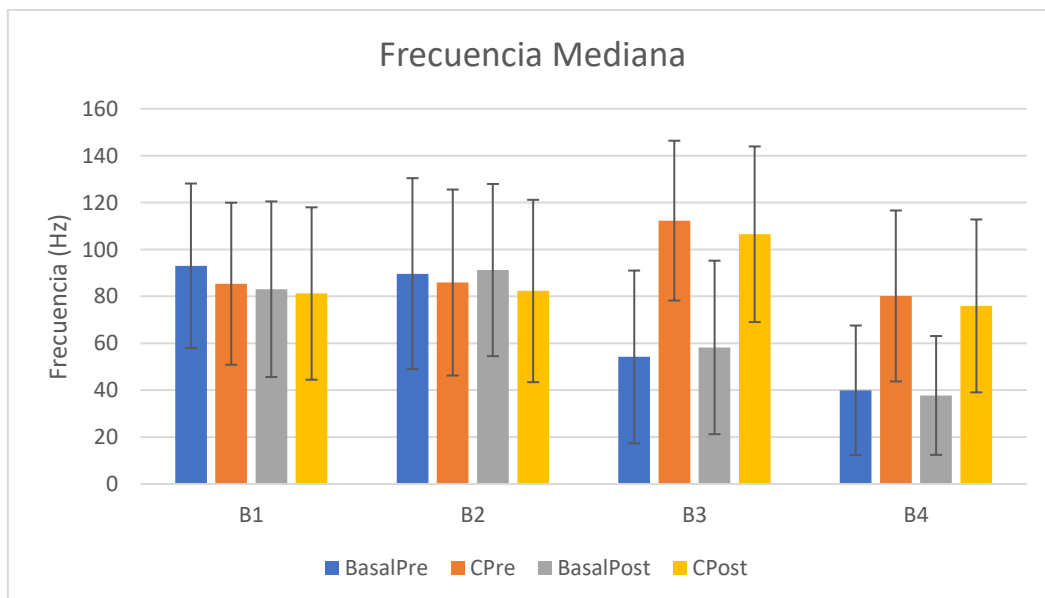


Figura 28. Diagrama de barras de la frecuencia mediana

Este parámetro, como era de esperar, presenta unos valores un poco inferiores a los de la frecuencia media. La mayoría se encuentran por debajo de los 100 Hz, quedando únicamente por encima los tramos en contracción del canal bipolar B3. Además, se observa también que los valores correspondientes a los tramos basales en los canales bipolares B3 y B4 son inferiores al resto, en torno a los 50 Hz. También extraemos del gráfico una elevada dispersión de estos resultados, llegando a fluctuar hasta los 70 Hz.

Por último, se representa en la Figura 29 el resultado referente a la relación señal-ruido:

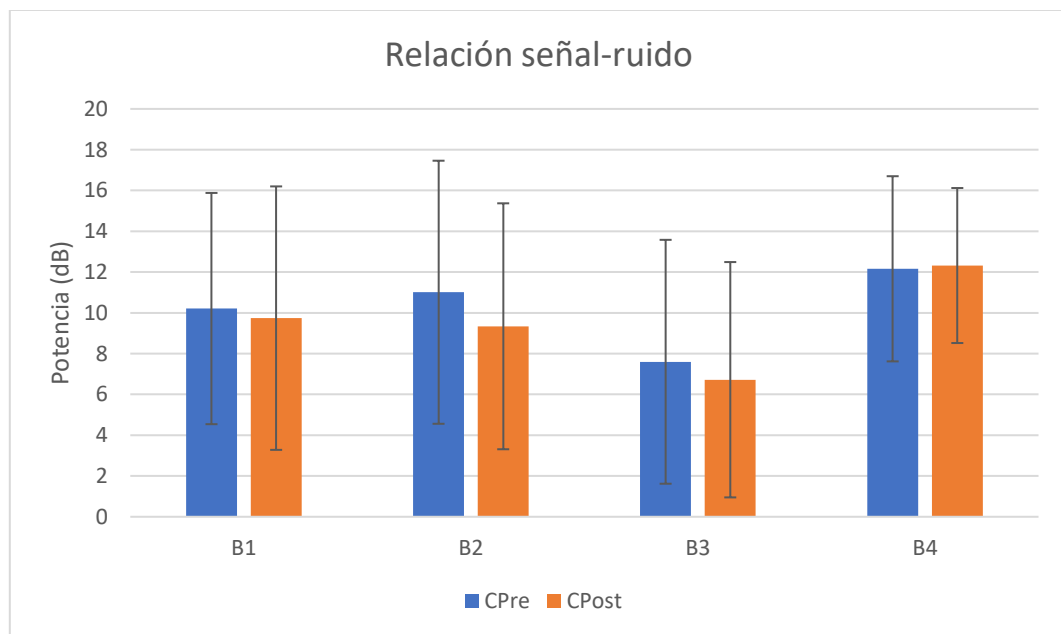


Figura 29. Diagrama de barras de la relación señal-ruido

A partir del gráfico de la relación señal-ruido, se observa que en todos los canales bipolares la relación presenta valores más elevados en los tramos previos a la administración del fármaco que después de aplicarlo. Esto nos indica que la potencia, una vez se ha aplicado el fármaco, desciende, pudiendo ser fruto de una relajación muscular.

4.3.3. Comparativa paramétrica entre canales bipolares

La comparativa paramétrica entre los diferentes canales bipolares proporciona información acerca de cuáles de ellos son capaces de registrar la señal electromiográfica de modo más adecuado. Así, es posible que un canal bipolar consiga adquirir mejor la señal para estudiar un determinado parámetro pero, sin embargo, sea otro canal el que mejor precise la información referente a otro parámetro.

Dentro de la valoración estadística de cada parámetro, se establece un valor crítico ($p=0,05$) a partir del cual si el resultado de aplicar la prueba de suma de rangos con signo de Wilcoxon es inferior a este valor se considera que existen diferencias significativas entre los datos que se comparan. En los casos en los que esta condición se cumpla se somborean sus correspondientes celdas de la tabla en color amarillo.

Se muestra en primer lugar la Tabla 5 perteneciente al resultado de la comparativa del valor cuadrático medio entre canales bipolares.

Valor cuadrático medio		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,639	<0,001	0,121
	B2	--	--	<0,001	0,135
	B3	--	--	--	0,188
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,116			
CPre	B1	--	0,762	0,055	0,135
	B2	--	--	0,030	0,035
	B3	--	--	--	0,229
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,241			
BasalPost	B1	--	0,524	0,001	0,978
	B2	--	--	<0,001	0,720
	B3	--	--	--	0,003
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,229			
Cpost	B1	--	0,359	0,041	0,083
	B2	--	--	0,022	0,107
	B3	--	--	--	0,599
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,296			

Tabla 5. Comparativa del valor cuadrático medio entre canales bipolares

Se observa en la tabla que la comparativa del valor cuadrático medio entre los canales bipolares B2 y B3 presenta en todos los tramos de la señal diferencias significativas, puesto que los resultados del test en estos casos son todos inferiores al valor crítico. Por tanto, se puede considerar que estos canales son los más adecuados a la hora de interpretar la energía de la señal electromiográfica.

Se observan también diferencias significativas entre los canales bipolares B1 y B3 en todos los tramos de la señal exceptuando el tramo de contracciones posterior a la inyección. Por ello, la adquisición de la señal a través de estos dos canales también representa en buena medida la energía de la señal. En cuanto a la comparativa por grupos de los cuatro canales conjuntamente, ningún tramo de la señal presenta diferencias significativas.

Respecto a la asimetría, se muestra en la Tabla 6 los resultados pertenecientes a la comparativa de este parámetro entre canales bipolares.

En este caso, no se observan diferencias significativas entre ningún canal exceptuando los canales bipolares B3 y B4 del tramo basal preBONTA. Por ello, se considera que para estudiar el nivel de asimetría de los diferentes tramos de la señal electromiográfica no existe ningún canal con mejor disposición que otro en el que posicionar los electrodos.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

Asimetría		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,303	0,208	0,277
	B2	--	--	0,151	0,229
	B3	--	--	--	0,048
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,116			
CPre	B1	--	0,303	0,421	0,762
	B2	--	--	0,252	0,720
	B3	--	--	--	0,151
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,540			
BasalPost	B1	--	0,804	0,454	0,252
	B2	--	--	0,330	0,359
	B3	--	--	--	0,389
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,230			
Cpost	B1	--	0,978	0,679	0,599
	B2	--	--	0,639	0,720
	B3	--	--	--	0,720
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,991			

Tabla 6. Comparativa de la asimetría entre canales bipolares

En referencia a la curtosis, la Tabla 7 recoge los resultados correspondientes a la comparativa de este parámetro entre canales bipolares.

Curtosis		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,978	<0,001	0,003
	B2	--	--	<0,001	0,002
	B3	--	--	--	0,015
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	<0,001			
CPre	B1	--	0,454	0,035	0,107
	B2	--	--	0,035	0,055
	B3	--	--	--	0,561
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,434			
BasalPost	B1	--	0,330	0,022	0,010
	B2	--	--	0,359	0,151
	B3	--	--	--	0,064
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,020			
Cpost	B1	--	0,762	0,454	0,095
	B2	--	--	0,277	0,083
	B3	--	--	--	0,524
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,747			

Tabla 7. Comparativa de la curtosis entre canales bipolares

A partir de la información extraída de la tabla de la curtosis se pone de manifiesto que los tramos basales de la señal electromiográfica presentan diferencias significativas, concluyendo que los canales bipolares predisuestos en la ubicación señalada con anterioridad en el trabajo permiten extraer información relevante acerca de cómo se distribuye la señal en sus tramos basales. En cuanto a los tramos en contracción, carecen de diferencias relevantes.

La Tabla 8 representa los valores obtenidos pertenecientes a la frecuencia media.

Frecuencia Media		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,847	0,008	0,001
	B2	--	--	0,004	<0,001
	B3	--	--	--	0,454
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	<0,001			
CPre	B1	--	0,934	<0,001	0,890
	B2	--	--	0,003	0,720
	B3	--	--	--	0,001
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,068			
BasalPost	B1	--	0,169	0,121	0,008
	B2	--	--	0,003	<0,001
	B3	--	--	--	0,639
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,001			
Cpost	B1	--	0,762	<0,001	0,599
	B2	--	--	0,002	0,599
	B3	--	--	--	0,004
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,102			

Tabla 8. Comparativa de la frecuencia media entre canales bipolares

En primer lugar, se observa que los canales bipolares B2 y B3 presentan diferencias significativas en todos los tramos. Por este motivo, se concluye que estos dos canales son los más adecuados para registrar la señal electromiográfica siempre y cuando se quiera estudiar las frecuencias dominantes que posee la propia señal.

Además, los canales bipolares B1 y B3 también son adecuados para la adquisición de la señal, puesto que poseen diferencias significativas en todos los tramos a excepción del BasalPost.

Por otra parte, al igual que sucedía en la curtosis, el conjunto de los cuatro canales bipolares presenta diferencias significativas tanto en el tramo basal previo a la administración del fármaco como en el tramo después de aplicarlo.

Otro de los parámetros a evaluar se trata de la resta entre el decil 9 y el decil 1. El resultado de su comparativa entre canales bipolares se representa en la Tabla 9.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

Resta D9-D1		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,847	<0,001	0,035
	B2	--	--	<0,001	0,018
	B3	--	--	--	<0,001
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	<0,001			
CPre	B1	--	0,489	<0,001	0,055
	B2	--	--	<0,001	0,030
	B3	--	--	--	0,004
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,024			
BasalPost	B1	--	0,978	0,121	0,121
	B2	--	--	0,083	0,121
	B3	--	--	--	0,480
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,214			
Cpost	B1	--	0,389	<0,001	0,083
	B2	--	--	<0,001	0,022
	B3	--	--	--	0,064
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,024			

Tabla 9. Comparativa de la resta entre el decil 9 y el decil 1 entre canales bipolares

Se observa que, a excepción del tramo BasalPost (a pesar de encontrarse muy próximo al valor crítico) todos los tramos de la señal presentan diferencias significativas cuando los cuatro canales bipolares se encuentran agrupados.

También se pone de manifiesto las diferencias significativas existentes entre los canales bipolares B2 y B4, los cuales son adecuados para estudiar la energía acumulada de la señal electromiográfica. Ocurre de forma similar entre los canales bipolares B2 y B3, siendo como consecuencia canales que proporcionen información relevante para el estudio de la energía acumulada.

Por otra parte, siendo los canales bipolares B1 y B2 los únicos que no presentan diferencias significativas en ningún tramo de la señal, se plantea la hipótesis de que la posición de los electrodos en el plano longitudinal puede introducir interferencias en la adquisición de la señal electromiográfica. Este hecho se puede explicar a partir de las interferencias causadas por el ritmo cardíaco que alcanzan la zona inferior del abdomen y causan este ruido en el registro. No obstante, los canales bipolares posicionados en el plano transversal (B3 y B4) no introducen este efecto del ritmo cardíaco.

La Tabla 10 muestra también los resultados referentes a otro parámetro relacionado con la frecuencia, este caso con la frecuencia mediana.

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

Frecuencia Mediana		B1	B2	B3	B4
BasalPre	B1	--	0,804	0,008	<0,001
	B2	--	--	0,003	<0,001
	B3	--	--	--	0,071
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	<0,001			
CPre	B1	--	0,561	<0,001	0,524
	B2	--	--	0,005	0,135
	B3	--	--	--	0,002
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,066			
BasalPost	B1	--	0,062	0,121	0,003
	B2	--	--	0,010	<0,001
	B3	--	--	--	0,049
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	<0,001			
Cpost	B1	--	0,720	0,001	0,561
	B2	--	--	0,005	0,135
	B3	--	--	--	0,001
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,061			

Tabla 10. Comparativa de la frecuencia mediana entre canales bipolares

En primer lugar, se observa que, al igual que sucede en la curtosis y en la frecuencia media, los tramos basales de la señal presentan diferencias significativas en la comparativa realizada agrupando los cuatro canales.

Por otra parte, vuelven a encontrar diferencias significativas entre los canales bipolares B3 y B4, como sucede en la gran mayoría de los parámetros. Por ello, estos dos canales consiguen extraer también información relevante para el estudio de la frecuencia media de la señal electromiográfica. En esta línea, los canales bipolares B1 y B3 también podrían ser buenos referentes para estudiar esta característica de la señal, pues presentan diferencias significativas en la mayoría de los tramos.

De nuevo, la adquisición de la señal tomada desde los canales bipolares B1 y B2 podrían verse afectados por el ritmo cardíaco, pues es la única pareja de canales que no poseen diferencias significativas.

Por último, se muestra en la Tabla 11 el resultado de la comparativa de la relación señal-ruido.

Relación señal-ruido		B1	B2	B3	B4
CPre	B1	--	0,489	0,003	0,018
	B2	--	--	0,003	0,229
	B3	--	--	--	<0,001
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,197			
Cpost	B1	--	0,720	0,003	0,041
	B2	--	--	0,041	0,004
	B3	--	--	--	<0,001
	B4	--	--	--	--
	B1-B4	0,047			

Tabla 11. Comparativa de la relación señal-ruido entre canales bipolares

Podemos observar que en el tramo posterior a la inyección de BoNTA se encuentran diferencias significativas en el resultado referente a la agrupación de los cuatro canales bipolares.

Además, encontramos numerosas diferencias significativas entre casi todos los canales bipolares. Por ello, para estudiar la potencia de la señal electromiográfica, prácticamente cualquier canal bipolar es adecuado.

4.3.4. Comparativa paramétrica pre y post tratamiento

La comparativa paramétrica entre los tramos de señal electromiográfica antes y después de administrar el fármaco proporciona información acerca de cómo está actuando el tratamiento sobre los músculos patológicos del suelo pélvico. Por ello, a través del estudio de estos resultados, se pueden establecer suposiciones acerca de si el tratamiento con la toxina botulínica está realizando el efecto esperado.

Al igual que en las comparativas anteriores, dentro de la valoración estadística de cada parámetro se establece un valor crítico ($p=0,05$) a partir del cual si el resultado de aplicar la prueba de suma de rangos con signo de Wilcoxon es inferior a este valor se considera que existen diferencias significativas entre los datos que se comparan. En los casos en los que esta condición se cumpla se somborean sus correspondientes celdas de la tabla en color amarillo.

En primer lugar, se analizan los resultados referentes al valor cuadrático medio, mostrados en la Tabla 12.

Valor cuadrático medio	Basal	Contracción
B1	1	0,847
B2	0,252	0,93
B3	0,978	0,890
B4	0,389	0,107

Tabla 12. Comparativa del valor cuadrático medio pre y post tratamiento

Se observa que el estudio de este parámetro carece de diferencias significativas en todos sus canales bipolares. Por ello, el análisis de la energía asociada a la señal no es determinante a la hora de estudiar el efecto del fármaco.

En segundo lugar, se muestra en la Tabla 13 los resultados pertenecientes a la asimetría.

Asimetría	Basal	Contracción
B1	0,63	0,804
B2	1	0,121
B3	0,720	0,489
B4	0,679	0,135

Tabla 13. Comparativa de la asimetría pre y post tratamiento

Como se observa en la tabla, este parámetro tampoco aporta información relevante para determinar el efecto del fármaco, debido a que ningún canal bipolar resulta tener diferencias significativas.

En cuanto a la curtosis, la Tabla 14 muestra los resultados obtenidos al aplicar el test estadístico.

Curtosis	Basal	Contracción
B1	0,303	0,679
B2	0,036	0,599
B3	1	0,330
B4	0,93	0,524

Tabla 14. Comparativa de la curtosis pre y post tratamiento

Se encuentra en el canal bipolar B2 diferencias significativas entre los tramos basales antes de inyectar la toxina y después de aplicarla. Asociando este resultado a la Figura 25 del diagrama de barras de la curtosis, se comprueba que el canal bipolar B2 presenta un valor de curtosis considerablemente mayor en el tramo basal después de aplicar el fármaco que antes del mismo. Concretamente, mientras que la media en el tramo BasalPre es de 3,38, en el tramo BasalPost es de 10,77 (datos obtenidos de las tablas sobre las que se elaboran los diagramas). Este resultado indica que en el tramo BasalPost la señal electromiográfica se concentra respecto al valor de su media.

Se muestra a continuación en la Tabla 15 los resultados pertenecientes al parámetro de la frecuencia media.

Frecuencia Media	Basal	Contracción
B1	0,073	0,048
B2	0,277	0,229
B3	0,804	0,041
B4	0,561	0,229

Tabla 15. Comparativa de la frecuencia media pre y post tratamiento

Se pueden observar diferencias significativas en los tramos en contracción en el canal bipolar B1 y B3. Se comprueban estos resultados en la Figura 26 del diagrama de barras correspondiente a la frecuencia media y se comprueba que en ambos casos el valor de la frecuencia de la señal disminuye en el tramo en contracción posterior a la inyección de la toxina botulínica.

Este hecho pone de manifiesto la posibilidad de que los músculos del suelo pélvico pasen a un estado de relajación provocado por el efecto del fármaco.

En cuanto a la resta entre el decil 9 y el decil 1, la Tabla 16 muestra sus resultados.

Resta D9-D1	Basal	Contracción
B1	0,599	0,213
B2	0,279	0,454
B3	<0,001	0,169
B4	0,499	0,934

Tabla 16. Comparativa de la resta entre el decil 9 y el decil 1 pre y post tratamiento

El canal bipolar B3 presenta diferencias significativas entre los tramos basales de la señal electromiográfica. De igual manera que en los casos anteriores, se comprueba este resultado con su correspondiente diagrama de barras (Figura 27). Se evidencia el hecho de que el valor de la resta en el tramo previo a la inyección (de media 65,49) es notablemente menor que el de la resta en el tramo posterior a la inyección (de media 178,57). Por tanto, a partir de este resultado, se intuye la posibilidad de que el canal bipolar B3 presente algún tipo de interferencias en cuanto se refiere al análisis de la energía acumulada de la señal.

Los resultados de la frecuencia mediana se muestran la Tabla 17.

Frecuencia Mediana	Basal	Contracción
B1	0,054	0,107
B2	0,599	0,121
B3	0,815	0,012
B4	0,689	0,121

Tabla 17. Comparativa de la frecuencia mediana pre y post tratamiento

Se puede observar la presencia de diferencias significativas en el canal bipolar B3 entre los tramos en contracción. En la Figura 28 referente al diagrama de barras de la frecuencia mediana se aprecia una disminución de este parámetro una vez se ha aplicado la toxina botulínica. Este resultado vuelve a contrastar la hipótesis de que los músculos pertenecientes a la región pelviana experimentan una relajación como consecuencia del efecto del fármaco.

Asimismo, se observa que el resto de canales bipolares presentan unos valores en los tramos de contracción muy próximos al nivel crítico. En todos ellos, se comprueba en la Figura 28 que se comportan de igual manera que en el caso anterior; todos disminuyen la frecuencia cuando se ha aplicado el fármaco.

Por último, en referencia a la relación señal-ruido, se muestran sus resultados en la Tabla 18.

Relación señal-ruido	Contracción
B1	0,978
B2	0,229
B3	0,639
B4	0,679

Tabla 18. Comparativa de la relación señal-ruido pre y post tratamiento

Como se observa en la tabla, en este caso no existe canal alguno que presente diferencias significativas. Por ello, este parámetro no aporta información relevante respecto al efecto del tratamiento botulínico.

V. CONCLUSIONES

El presente estudio ha mostrado la metodología necesaria para llevar a cabo un análisis exhaustivo de la señal electromiográfica superficial en pacientes que presentan dolor pélvico crónico.

En primer lugar, se ha realizado una revisión bibliográfica que certifica la necesidad de profundizar en investigaciones que consigan establecer un protocolo de tratamiento efectivo contra la patología del dolor pélvico crónico. Se ha comprobado que las pacientes que presentan esta enfermedad sufren un detrimento en su calidad de vida, siendo costoso tanto para ellas como para los proveedores de servicios de salud.

Además, se ha podido comprobar que la técnica electromiográfica, la cual se encuentra disponible en la mayoría de centros hospitalarios, puede aportar información relevante a la hora de identificar y tratar los músculos afectados por esta patología.

En cuanto al procedimiento del estudio de la señal, se han desarrollado los algoritmos necesarios para permitir procesarla en cada una de sus etapas, además de haber realizado una segmentación previa de sus tramos de interés. Se ha logrado de esta manera preparar la señal para llevar a cabo un estudio paramétrico.

A partir de los diferentes estudios paramétricos aplicados sobre los tramos relevantes de la señal, se han logrado obtener parámetros temporales y frecuenciales, los cuales han permitido contrastar los objetivos planteados al comienzo del estudio.

Con respecto a la adquisición de la señal electromiográfica tomada a través de diferentes canales bipolares ubicados en regiones próximas a los genitales, se ha comprobado a través de estudios estadísticos que los canales bipolares B2 y B3 son los más adecuados a la hora de adquirir la señal, pues son los que más diferencias significativas presentan. También se plantea la hipótesis de que los canales bipolares situados en el plano longitudinal son más susceptibles a incorporar el ruido procedente del ritmo cardíaco que los situados en el plano transversal.

En referencia al efecto que provoca la inyección de la toxina botulínica sobre los puntos desencadenantes del dolor pélvico, se han contrastado también los resultados extraídos de la estadística realizada sobre los parámetros. Se ha comprobado la existencia de una disminución en las frecuencias de la señal electromiográfica en los tramos de contracción una vez se ha administrado el fármaco. Por este motivo, se plantea la hipótesis de que este tratamiento provoca una relajación muscular, tal y como se afirmaba en numerosos artículos revisados.

Como línea futura de este estudio, se considera necesario ampliar la población de pacientes sobre las que se lleva a cabo el proyecto, para así obtener una muestra más representativa de los resultados. Además, se motiva también a realizar un seguimiento durante varios meses sobre la aplicación de este tratamiento y poder comprobar de esta manera el efecto que produce a largo plazo.

Por tanto, a raíz de este proyecto se ha logrado caracterizar la señal electromiográfica superficial de la musculatura de suelo pélvico, estableciendo las bases para extrapolar estos resultados a investigaciones que determinen la consideración de este tratamiento como un protocolo consolidado para erradicar la patología del dolor pélvico crónico, logrando una mejora tanto del dolor como de los síntomas.

VI. BIBLIOGRAFÍA

- Análisis espectral. (n.d.). Retrieved May 24, 2019, from <http://www.ehu.es/Procesadodesenales/tema8/tz2.html>
- Baden, W. F., & Walker, T. A. (1972). Genesis of the vaginal profile: a correlated classification of vaginal relaxation. *Clinical Obstetrics and Gynecology*, 15(4), 1048–1054.
- Balestra, G., Knaflitz, M., & Merletti, R. (1988). Comparison between myoelectric signal mean and median frequency estimates. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1708–1709 vol.4.
- Beck, R. P., McCormick, S., & Nordstrom, L. (1991). A 25-year experience with 519 anterior colporrhaphy procedures. *Obstetrics and Gynecology*, 78(6), 1011–1018.
- Bender, L. F. (1967). Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 201(4), 277.
- Bonell, C., Cherniz, A., & Tabernig, C. (2011). Estudio de las características temporales del electromiograma del músculo tibial anterior durante la marcha hemiparética. *Research on Biomedical Engineering*, 23(3), 253–262.
- Brin, M. F., & Vapnek, J. M. (1997). Treatment of vaginismus with botulinum toxin injections. *Lancet (London, England)*, 349(9047), 252–253.
- Bron, C., & Dommerholt, J. D. (2012). Etiology of myofascial trigger points. *Current Pain and Headache Reports*, 16(5), 439–444.
- Bump, R. C., Mattiasson, A., Bø, K., Brubaker, L. P., DeLancey, J. O., Klarskov, P., ... Smith, A. R. (1996). The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 175(1), 10–17.
- Bump, R. C., & Norton, P. A. (1998). Epidemiology and natural history of pelvic floor dysfunction. *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, 25(4), 723–746.
- Canals, G. (n.d.). Alquimiayciencias: análisis estadístico: población, muestra, medidas de centralización, dispersión, asimetría y apuntamiento, moda, mediana, rango intercuartílico, media aritmética, geométrica, cuadrática y armónica, coeficiente de pearson, covarianza, mo. Retrieved June 23, 2019, from <http://alquimiayciencias.blogspot.com/2013/12/analisis-estadistico-poblacion-muestra.html>
- Carrillo Izquierdo, M. D. (2017). Estudio sobre la prevalencia e impacto de suelo pélvico en mujeres con fibromialgia respecto a sujetos control. *ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO Programa de Doctorado Ciencias de La Salud Estudio*, 1, 1–117.
- Correa, M. (2014). Factores orgánicos relacionados con la disfunción sexual femenina [Organic factors related to female sexual dysfunction]. *Revista Sexología y Sociedad*, 20(1), 79–97.
- Devedeux, D., Marque, C., Mansour, S., Germain, G., & Duchêne, J. (1993). Uterine electromyography: a critical review. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 169(6), 1636–1653.
- Digesu, G. A., Panayi, D., Hendricken, C., Camarata, M., Fernando, R., & Khullar, V. (2011). Women's perspective of botulinum toxin treatment for overactive bladder symptoms. *International Urogynecology Journal*, 22(4), 425–431.

- Diva, J. (n.d.). Skew and Kurtosis: 2 Important Statistics terms you need to know in Data Science. Retrieved May 22, 2019, from <https://codeburst.io/2-important-statistics-terms-you-need-to-know-in-data-science-skewness-and-kurtosis-388fef94eaa>
- Dressler, D. (2012). Clinical applications of botulinum toxin. *Current Opinion in Microbiology*, 15(3), 325–336.
- El diafragma muscular pelviano | Blog Anatomia - Cadera y Rodilla. (n.d.). Retrieved May 20, 2019, from <https://anatomiaui1.wordpress.com/2014/12/08/el-diafragma-muscular-pelviano/>
- El pensante. (n.d.). Retrieved May 16, 2019, from <https://educacion.elpensante.com/calcular-cuartiles-deciles-y-percentiles/>
- Gottsch, H. P., Yang, C. C., & Berger, R. E. (2010). A review of botulinum toxin use for chronic pelvic pain syndrome. *Current Urology Reports*, 11(4), 265–270.
- Haylen, B. T., de Ridder, D., Freeman, R. M., Swift, S. E., Berghmans, B., Lee, J., ... International Continence Society. (2010). An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) joint report on the terminology for female pelvic floor dysfunction. *Neurourology and Urodynamics*, 29(1), 4–20.
- Hijazi Vega, S. (2015). *Evaluación clínica y electromiográfica de la musculatura del suelo pélvico antes y después de realizar tratamiento rehabilitador en mujeres con disfunción perineal*.
- Hong, C.-Z. (2006). Treatment of myofascial pain syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 10(5), 345–349.
- Knaflitz, M., Merletti, R., & De Luca, C. J. (1990). Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 68(4), 1657–1667.
- Kruskal-Wallis test-MATLAB. (n.d.). Retrieved May 18, 2019, from <https://es.mathworks.com/help/stats/kruskalwallis.html#btv4oqy-10>
- Lacima, G., & Espuña, M. (2008). Pelvic floor disorders. *Gastroenterología y Hepatología*, 31(9), 587–595.
- Lámina artística «Anatomía del hueso pélvico humano.» de StocktrekImages | Redbubble. (n.d.). Retrieved June 17, 2019, from <https://www.redbubble.com/es/people/stocktrekimages/works/25140125-anatom-a-del-hueso-p-lvico-humano?p=art-print>
- Latthe, P., Latthe, M., Say, L., Gülmezoglu, M., & Khan, K. S. (2006). WHO systematic review of prevalence of chronic pelvic pain: a neglected reproductive health morbidity. *BMC Public Health*, 6, 177.
- Latthe, P., Mignini, L., Gray, R., Hills, R., & Khan, K. (2006). Factors predisposing women to chronic pelvic pain: systematic review. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 332(7544), 749–755.
- Madill, S. J., Harvey, M. A., & McLean, L. (2010). Women with stress urinary incontinence demonstrate motor control differences during coughing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(5), 804–812.

- Malanga, G., & Wolff, E. (n.d.). Evidence-informed management of chronic low back pain with trigger point injections. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 8(1), 243–252.
- Manual de Estadística – Aprende con Alf. (n.d.). Retrieved May 23, 2019, from <http://aprendeconalf.es/estadistica/manual/estadistica-descriptiva.html>
- María, D., & Navarrete, L. (2013). *Guía práctica del uso de la toxina botulínica en el tratamiento de la parálisis facial*.
- Merletti, R., Bottin, A., Cescon, C., Farina, D., Gazzoni, M., Martina, S., ... Enck, P. (2004). Multichannel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle. *Digestion*, 69(2), 112–122.
- Merletti, R., Farina, D., & Granata, A. (1999). Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 50, 293–300.
- Moldwin, R. M., & Fariello, J. Y. (2013). Myofascial trigger points of the pelvic floor: Associations with urological pain syndromes and treatment strategies including injection therapy. *Current Urology Reports*, 14(5), 409–417.
- Montenegro, M. L. L. S., Gomide, L. B., Mateus-Vasconcelos, E. L., Rosa-e-Silva, J. C., Candido-dos-Reis, F. J., Nogueira, A. A., & Poli-Neto, O. B. (2009). Abdominal myofascial pain syndrome must be considered in the differential diagnosis of chronic pelvic pain. *European Journal of Obstetrics, Gynecology, and Reproductive Biology*, 147(1), 21–24.
- Oskoei, M. A., & Hu, H. (2008). Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 55(8), 1956–1965.
- Pastore, E. A., & Katzman, W. B. (n.d.). Recognizing myofascial pelvic pain in the female patient with chronic pelvic pain. *Journal of Obstetric, Gynecologic, and Neonatal Nursing : JOGNN*, 41(5), 680–691.
- Radio Receiver SNR. (n.d.). Retrieved May 23, 2019, from Signal to Noise S/N Ratio website: <https://www.electronics-notes.com/articles/radio/radio-receiver-sensitivity/signal-to-noise-ratio-s-n-snr-formula.php>
- Resende, A. P. M., Petricelli, C. D., Bernardes, B. T., Alexandre, S. M., Nakamura, M. U., & Zanetti, M. R. D. (2012). Electromyographic evaluation of pelvic floor muscles in pregnant and nonpregnant women. *International Urogynecology Journal*, 23(8), 1041–1045.
- RPubs - Kruskal-Wallis test. (n.d.). Retrieved May 12, 2019, from https://rpubs.com/Joaquin_AR/219504
- Sigmapedia | MoreSteam.com. (n.d.). Retrieved June 22, 2019, from http://www.sigmapedia.com/includes/term.cfm?word_id=278
- Simons, D. G., Travell, J. G., Simons, L. S., & Travell, J. G. (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction : the trigger point manual*. Williams & Wilkins.
- Sinha, D., Karri, K., & Arunkalaivanan, A. S. (2007). Applications of Botulinum toxin in urogynaecology. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, 133(1), 4–11.

- Skewness Definition. (n.d.). Retrieved May 14, 2019, from <https://www.investopedia.com/terms/s/skewness.asp>
- Statistics How To. (n.d.). Retrieved May 14, 2019, from <https://www.statisticshowto.datasciencecentral.com/probability-and-statistics/t-test/>
- Stolen, F. B., De Luca, C. J., & De Luca, C. J. (1981). Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-28(7)*, 515–523.
- Suelo pélvico y prolapsos uterinos- Fisios por el Mundo - Fisioterapia Online. (n.d.). Retrieved May 2, 2019, from <https://www.fisiosporelmundo.com/suelo-pelvico/>
- Taghirad, H. D. (n.d.). Cybernetic Robotics – ARAS | Hi-Tech Robotic Solutions. Retrieved June 24, 2019, from <https://aras.kntu.ac.ir/cybernetic-robotics/>
- Tarazona, M., & Nohales, F. J. (2018). *Estudio electromiográfico de la musculatura de suelo pélvico infiltrado con toxina botulínica para el tratamiento del síndrome miofascial*. 21–23.
- The Pelvic Floor - Structure - Function - Muscles - TeachMeAnatomy. (n.d.). Retrieved June 11, 2019, from <https://teachmeanatomy.info/pelvis/muscles/pelvic-floor/>
- Thüroff, J. W., Abrams, P., Andersson, K. E., Artibani, W., Chapple, C. R., Drake, M. J., ... Tubaro, A. (2011). EAU guidelines on urinary incontinence. *European Urology, 59(3)*, 387–400.
- Weström, L. V., & Willén, R. (1998). Vestibular nerve fiber proliferation in vulvar vestibulitis syndrome. *Obstetrics and Gynecology, 91(4)*, 572–576.
- Wilcoxon Rank Sum Test | University of Virginia Library. (n.d.). Retrieved May 16, 2019, from <https://data.library.virginia.edu/the-wilcoxon-rank-sum-test/>
- Williamson, D. (1999). *Discrete-time Signal Processing*.
- Wissel, J., Müller, J., Dressnandt, J., Heinen, F., Naumann, M., Topka, H., & Poewe, W. (2000). Management of spasticity associated pain with botulinum toxin A. *Journal of Pain and Symptom Management, 20(1)*, 44–49.

*CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA EN
SUPERFICIE DE LA MUSCULATURA DE SUELO PÉLVICO EN
PACIENTES CON DOLOR PÉLVICO CRÓNICO TRATADOS
CON TOXINA BOTULÍNICA*

PRESUPUESTO

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Precios de mano de obra	2
Tabla 2. Precios materiales, equipos y software.....	2
Tabla 3. Presupuestos parciales (1).....	3
Tabla 4. Presupuestos parciales (2).....	3
Tabla 5. Presupuestos parciales (3).....	3
Tabla 6. Precios unitarios	4
Tabla 7. Precios descompuestos	6
Tabla 8. Ejecución por contrata.....	7

INTRODUCCIÓN

En este proyecto, la mano de obra empleada consta de un ingeniero biomédico estudiante del grado, el cual se encarga de llevar a cabo la mayor parte de trabajo, y un ingeniero superior tutor, cuya misión es guiar y supervisar el proyecto realizado por el ingeniero en aprendizaje.

Para el cálculo del coste por hora del ingeniero estudiante se estima un salario neto mensual de 1.600 €, y para el ingeniero superior de 2.700 €. Por ello, su salario neto anual consta de un total de 19.200 € y 32.400 € respectivamente.

Según el Ministerio de Empleo y Seguridad Social, el coste de ambos para la empresa en concepto de seguridad social es de 23.6% de contingencias comunes, 5.5% de seguro de desempleo, 0.6% de formación profesional, 0.2% de FOGASA y 1.65% de IT/IMS (accidentes de trabajo y enfermedades profesionales).

Para obtener el número de horas trabajadas por año por parte de los ingenieros se tiene en cuenta que 220 días al año son lectivos. Además, se considera una jornada laboral de 8 h. Así, se obtienen un total de 1760 horas de trabajo al año. Por tanto, el coste es de 10,90 €/h para el ingeniero estudiante y de 18,40 €/h para el ingeniero superior tutor.

Por otra parte, no se incluye en el presupuesto el coste asociado a la generación de la base de datos de las pacientes, pues esta ha sido proporcionada por los tutores para la realización del proyecto.

CAPÍTULO 1. CUADRO DE PRECIOS MANO DE OBRA

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IBE	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h	360 h	3.700,80 €
2	MO.IST	Ingeniero superior tutor (encargado de tutorizar y supervisar el trabajo de MO.IBE)	20,55 €/h	12 h	246,60 €
Total mano de obra:					3.947,40 €

Tabla 1. Precios de mano de obra

CAPÍTULO 2. CUADRO DE PRECIOS MATERIALES, EQUIPOS Y SOFTWARE

Nº	Código	Denominación del material/equipo/software	Precio	Cantidad	Fact. Amortiz.	Total
1	MES.PC	Lenovo Ideapad 520 2 GHz Intel i7 16 GB RAM / 2TB Disco Duro NVIDIA GeForce 840M	950 €	1 u	9/60	142,50 €
2	MES.W10	Windows 10	150 €	1 u	7/50	21 €
3	MES.MO19	Microsoft Office 2019	123 €	1 u	5/50	12,3 €
4	MES.MAT	MATLAB R2019a	2000 €	1 u	8/40	400 €
5	MES.IMP	Impresión en blanco y negro del TFG	0,04 €	90 u	--	3,60 €
6	MES.ENC	Encuadernación del TFG	3,85€	1 u	--	3,85 €
Total materiales, equipos y software:						583,25 €

Tabla 2. Precios materiales, equipos y software

CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES

1. Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
1.1	h	Reunión inicial para proponer la temática del proyecto y planificar su estructura	5 h	29,30 €	146,50 €
1.2	h	Revisiones periódicas para supervisar el proyecto	17 h	29,30 €	498,1 €
1.3	h	Revisión bibliográfica	60 h	10,90 €	654 €
Total presupuesto parcial nº1 planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte:					1.298,60 €

Tabla 3. Presupuestos parciales (1)

2. Elaboración del programa y evaluación de los datos adquiridos.

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
2.2	h	Instalación del programa MATLAB	4 h	10,90 €	43,6 €
2.3	h	Desarrollo de algoritmos	200 h	10,90 €	2.180 €
2.4	h	Estudio estadístico	30 h	10,90 €	327€
Total presupuesto parcial nº2 elaboración del programa y evaluación con los datos adquiridos:					2.550,60 €

Tabla 4. Presupuestos parciales (2)

3. Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
5.1	h	Redacción de los documentos del proyecto	60 h	10,90 €	654€
5.3	u	Impresión y encuadernación de los documentos	1 u	7,45 €	7,45 €
5.4	u	Preparación de la defensa	1 u	363,8 €	363,8 €
Total presupuesto parcial nº3 redacción y defensa del TFG:					1025,25€

Tabla 5. Presupuestos parciales (3)

CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Nº	Denominación	Importe	
		En cifra (€)	En letra (Euros)
	1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE		
1.1	h Reunión inicial para proponer la temática del proyecto y planificar su estructura	29,30	Veintinueve con treinta céntimos
1.2	h Revisión bibliográfica	10,90	Diez euros con noventa céntimos
1.3	u Revisiones periódicas para supervisar el proyecto	29,30	Veintinueve con treinta céntimos
	2 ELABORACIÓN DEL PROGRAMA Y EVALUACIÓN DE LOS DATOS ADQUIRIDOS		
2.1	h Instalación del programa MATLAB	10,90	Diez euros con noventa céntimos
2.2	h Desarrollo de algoritmos	10,90	Diez euros con noventa céntimos
2.4	h Estudio estadístico	10,90	Diez euros con noventa céntimos
	3 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG		
5.1	h Redacción de los documentos del proyecto	10,90	Diez euros con noventa céntimos
5.2	u Impresión y encuadernación de los documentos	7,45	Siete euros con cuarenta y cinco céntimos
5.3	u Preparación de la defensa	363,8	Trescientos sesenta y tres euros con ocho céntimos

Tabla 6. Precios unitarios

CAPÍTULO 5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Nº	Ud	Denominación	Total
1. PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE			
1.1	h	Reunión inicial para proponer la temática del proyecto y planificar su estructura	
	MO.IBE	5 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 54,50 €
	MO.IST	5 h Ingeniero superior tutor	18,40 €/h 92 €
		Precio total por h	146,50 €
1.2	h	Revisiones periódicas para supervisar el proyecto	
	MO.IBE	17 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 185,3 €
	MO.IST	17 h Ingeniero superior tutor	18,40 €/h 312,8 €
		Precio total por h	498,1 €
1.3	h	Revisión bibliográfica	
	MO.IBE	60 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 654 €
		Precio total por h	654 €
2. ELABORACIÓN DEL PROGRAMA Y EVALUACIÓN DE LOS DATOS ADQUIRIDOS			
2.1	h	Instalación del programa MATLAB	
	MO.IBE	4 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 43,60 €
		Precio total por h	43,60 €
2.3	h	Desarrollo de algoritmos	
	MO.IBE	200 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 10,90 €
		Precio total por h	2180 €
2.4	h	Estudio estadístico	
	MO.IBE	30 h Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h 327 €
		Precio total por h	327 €

Caracterización de la señal electromiográfica en superficie de la musculatura de suelo pélvico en pacientes con dolor pélvico crónico tratados con toxina botulínica

Nº	Ud	Denominación			Total	
3. REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG						
3.1	h	Redacción de la memoria y presupuesto				
		MO.IBE	60 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h	654 €/h
				Precio total por h	654 €
3.2	u	Impresión y encuadernación de los documentos				
		MES.IMP	90 u	Impresión en blanco y negro	0,04 €	3,60 €
		MES.ENC	1 u	Encuadernación del TFG	3,85 €	3,85 €
				Precio total por u	7,45 €
3.3	u	Preparación de la defensa				
		MO.IBE	30 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,90 €/h	327 €
		MO.IST	2 h	Ingeniero superior tutor	18,40 €/h	36,8 €
				Precio total por u	363,8 €

Tabla 7. Precios descompuestos

CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

Capítulo	Importe (€)
<i>Capítulo 1.</i> Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte	1.298,60 €
<i>Capítulo 2.</i> Elaboración del programa y evaluación de los datos adquiridos	2.550,60 €
<i>Capítulo 3.</i> Redacción y defensa del TFG	1.025,25€
<i>Presupuesto de ejecución material</i>	4.874,45€
Gastos generales (13%)	633,68€
Beneficio industrial (6%)	292,46€
<i>Suma</i>	5.800,60€
IVA (21%)	1.218,13€
<i>Presupuesto de ejecución por contrata</i>	7.018,73€

Tabla 8. Ejecución por contrata

El resultado total del ejercicio es de **SIETE MIL DIECIOCHO EUROS CON SETENTA Y TRES CÉNTIMOS.**