



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Caracterización de la actividad muscular durante el  
proceso deglutorio en sujetos sanos y disfágicos mediante  
electromiografía de superficie.

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Beltrán Sánchez, Jaime

Tutor/a: Prats Boluda, Gema

Cotutor/a: Martínez de Juan, José Luís

Cotutor/a externo: IMAZ HIGUERA, JAVIER

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



# AGRADECIMEINTOS

---

Gracias a mis tutores Gema, José Luís y Javi, por ayudarme y aconsejarme durante todo el desarrollo del proyecto.

Gracias a mi familia por haberme apoyado y ayudado cuando lo necesitaba.

# RESUMEN

---

La disfagia -dificultad para tragar- se refiere a los distintos problemas relacionados con el tránsito de alimentos o líquidos de la boca a la hipofaringe o a través del esófago. Los trastornos deglutorios que genera la disfagia grave a menudo conducen a complicaciones que ponen en peligro la vida, especialmente en pacientes con afecciones neurológicas. En el presente trabajo se estudiará la disfagia de origen neurogénico, debido a su alta prevalencia, de entre el 37% y el 78% dependiendo la sensibilidad de la técnica utilizada, en pacientes supervivientes a patologías cerebrovasculares. Esta alta prevalencia aunada con las comorbilidades que la disfagia acarrea consigo y a la baja efectividad de las técnicas diagnósticas empleadas en la actualidad degeneran en el aumento en las estancias hospitalarias, en las institucionalizaciones y de la mortalidad a corto plazo.

En respuesta a esto el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2B) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV) junto con los Hospitales la Pedrera (HLP) y Pare Jofré (HPJ), colaboran de manera conjunta en la investigación de un método innovador de diagnóstico que combine el estudio comparativo de electroencefalografía (EEG) y electromiografía (EMG) en la evaluación de pacientes que presentan disfagia. El presente trabajo de final de grado engloba la caracterización de la señal sEMG de los músculos suprahiodeo e infrahiodeo, a través de diferentes biomarcadores que permitan discernir entre sujetos sanos y disfágicos. Para ello se utilizó la base de datos del Ci2B formada por 21 sujetos sanos jóvenes, 21 sujetos sanos mayores y 36 sujetos con disfagia de origen neurológico. Con la que se desarrolló un detector automático de los tiempos de activación muscular para señales sEMG, se etiquetó la base de datos con los tiempos de activación de cada músculo y se realizó un estudio a tres niveles, intrasujeto, intersujeto y poblacional, de 10 biomarcadores diferentes.

Los resultados revelaron que el detector automático no es lo suficientemente preciso a la hora de segmentar el inicio de la contracción muscular y que los biomarcadores de los tiempos de activación muscular, la variabilidad dentro de los desfases, todos los biomarcadores temporales basado en amplitud, la frecuencia media, la entropía muestral y la dimensión fractal de Higuchi presentaban diferencias significativas entre las poblaciones sanas y disfágica en al menos uno de los músculos estudiados, lo cual los convierte en potenciales biomarcadores de uso en el diagnóstico de la disfagia y el seguimiento de las terapias de rehabilitación.

**Palabras clave:** electromiografía de superficie, disfagia neurológica, deglución, biomarcador, músculos suprahiodeo, musculo infrahiodeo, tiempo de activación.

# RESUM

---

La disfàgia -dificultat per a engolir- es refereix als diferents problemes relacionats amb el trànsit d'aliments o líquids de la boca a la hipofaringe o en l'esòfag. Els trastorns deglutoris que genera la disfàgia greu sovint condueixen a complicacions que posen en perill la vida, especialment en pacients amb afeccions neurològiques. En el present treball s'estudiarà la disfàgia d'origen neurogènic, a causa de la seua alta prevalença, d'entre el 37% i el 78% depenent la sensibilitat de la tècnica utilitzada, en pacients supervivents a patologies cerebrovasculares. Aquesta alta prevalença conjuminada amb les comorbiditats que la disfàgia implica amb unit a la baixa efectivitat de les tècniques diagnòstiques emprades en l'actualitat degeneren en l'augment en les estades hospitalàries, en les institucionalitzacions i de la mortalitat a curt termini.

En resposta a això el Centre d'Investigació i Innovació en Bioingenieria (Ci2B) de la Universitat Politècnica de València (UPV) juntament amb els Hospitals la Pedrera (HLP) i Pare Jofré (HPJ), col·laboren de manera conjunta en la investigació d'un mètode innovador de diagnòstic que combina l'estudi comparatiu d'electroencefalografia (EEG) i electromiografia (EMG) en l'avaluació de pacients que presenten disfàgia. El present treball de final de grau engloba la caracterització del senyal sEMG dels músculs suprahoïdal i infrahoïdal, mitjançant diferents biomarcadors que permeten discernir entre subjectes sans i disfàgics. Per a això es va utilitzar la base de dades del Ci2B conformada per 21 subjectes sans joves, 21 subjectes sans majors i 36 subjectes amb disfàgia d'origen neurològic. Amb la qual es va desenvolupar un detector automàtic dels temps d'activació muscular per a senyals sEMG, es va etiquetar la base de dades amb els temps d'activació de cada múscul i es va realitzar un estudi a tres nivells, intrasubjecte, intersubjecte i poblacional, de 10 biomarcadors diferents.

Els resultats van revelar que el detector automàtic no és prou precís a l'hora de segmentar l'inici de la contracció muscular i que els biomarcadors dels temps d'activació muscular, la variabilitat dins dels desfasaments, tots els biomarcadors temporals basat en amplitud, la freqüència mitjana, l'entropia mostral i la dimensió fractal de Higuchi presentaven diferències significatives entre les poblacions sanes i disfàgica en almenys un dels músculs estudiats, la qual cosa els converteix en potencials biomarcadors d'ús en el diagnòstic de la disfàgia i el seguiment de les teràpies de rehabilitació.

**Paraules clau:** electromiografia de superfície, disfàgia neurològica, deglució, biomarcador, músculs suprahoïdals, músculs infrahoïdals, temps d'activació.

# ABSTRACT

---

Dysphagia - difficulty swallowing - refers to various problems related to transit of food or liquids from mouth to hypopharynx or through esophagus. Swallowing disorders caused by severe dysphagia often led to life-threatening complications, especially in patients with neurological disorders. In the present work we will study dysphagia of neurogenic origin, due to its high prevalence, between 37% and 78% depending on sensitivity of technique used, in patients surviving cerebrovascular pathologies. This high prevalence, together with comorbidities that dysphagia brings with it and low effectiveness of the diagnostic techniques currently used, lead to an increase in hospital stays, institutionalization and short-term mortality.

In response to this, the Center for Research and Innovation in Bioengineering (Ci2B) of the Polytechnic University of Valencia (UPV) together with the Hospitals La Pedrera (HLP) and Pare Jofré (HPJ), collaborate jointly in investigation of an innovative diagnostic method that combines the comparative study of electroencephalography (EEG) and electromyography (EMG) in evaluation of patients with dysphagia. The present final degree work encompasses characterization of the sEMG signal of supra-hyoid and infra-hyoid muscles, through different biomarkers that allow discerning between healthy and dysphagic subjects. For this purpose, Ci2B database consisting of 21 young healthy subjects, 21 older healthy subjects and 36 subjects with dysphagia of neurological origin was used. With which an automatic detector of muscle activation times for sEMG signals was developed, the database was labelled with activation times of each muscle and a study was performed at three levels, intrasubject, intersubject and population, of 10 different biomarkers.

The results revealed that automatic detector is not very accurate in segmenting the onset of muscle contraction and that biomarkers of muscle activation times, variability within lags, amplitude-based temporal biomarkers, mean frequency, sample entropy and Higuchi fractal dimension exhibit significant differences between healthy and dysphagic populations in all muscles studied, making them potential biomarkers for use in diagnosing dysfunction and monitoring rehabilitation therapies.

**Keywords:** surface electromyography, neurological dysphagia, swallowing, biomarker, supra-hyoid muscles, infra-hyoid muscle, activation time.

# Índice

---

## Documentos contenidos en el TFG

- I. Memoria
- II. Presupuesto

## Memoria

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN Y ESTADO DEL ARTE .....	11
1. Proceso deglutorio.....	11
1.1. Definición.....	11
1.2. Fases.....	11
1.3. Sistemas de control nerviosos .....	15
2. Disfagia .....	19
2.1. Definición y tipos.....	19
2.2. Causas y consecuencias.....	19
2.3. Prevalencia.....	20
2.4. Diagnóstico.....	21
2.5. Precauciones y tratamientos .....	23
2.6. Coste sanitario.....	26
3. Electromiografía de superficie .....	26
3.1. Definición y procedimiento.....	26
3.2. Información derivada de la sEMG .....	27
CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	31
CAPÍTULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS .....	33
1. Base de datos.....	33
2. Análisis de los datos .....	36
2.1. Detector automático de tiempos de activación.....	36
2.2. Segmentación manual .....	39
2.3. Parametrización de la señal sEMG.....	43
2.4. Análisis estadístico de los biomarcadores .....	47
CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	53
1. Desempeño del detector automático de los tiempos de activación .....	53
2. Comparativa de los biomarcadores .....	58

2.1. Tiempos de activación y desfases temporales .....	58
2.2. Parámetros temporales, espectrales y de complejidad .....	63
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES .....	71
CAPÍTULO 6. LÍNEAS FUTURAS DE TRABAJO .....	73
CAPÍTULO 7. ANEXOS .....	74
CAPÍTULO 8. REFERENCIAS .....	75

## Presupuesto

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN AL PRESUPUESTO .....	83
CAPÍTULO 2. COSTES PARCIALES.....	84
1. Cuadro de precios: Mano de obra .....	84
2. Cuadro de precios: Hardware.....	85
3. Cuadro de precios: Software .....	85
CAPÍTULO 3. COSTE TOTAL.....	86

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases involucradas en el proceso deglutorio. Editada (Tiiz & Tiiz, 2021) .....	11
Figura 2. Fase oral disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017).....	12
Figura 3. Fase faríngea disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017)	14
Figura 4. Fase esofágica disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017) .....	15
Figura 5. Anatomía del sistema nervioso central y periférico. Editado ( <i>Figura 1. Divisiones del Sistema Nervioso en Central y . . .</i> , s. f.) .....	16
Figura 6. Principales sistemas de control nervioso. Editado (Imaz et al., 2022).....	17
Figura 7. Explicación del MECV-V (Sulime Diseño de Soluciones, s/f).....	22
Figura 8. Visión lateral de un trago en VFS (Rugiu, 2007).....	23
Figura 9. Electrodo de sEMG situados en los músculos suprahioides e infrahioides (Admin, 2020) .....	27
Figura 10. Extracción de parámetros temporales por medio de ventanas de estudio en una señal EMG (Lee et al., 2022). (a) Señal temporal de EMG; (b) <i>Mean Absolute Values</i> extraídos a partir de ventanas temporales. ....	28
Figura 11. Extracción de parámetros temporales RMS por medio de ventanas consecutivas en una señal de EMG (Inc, 2018). ....	29
Figura 12. Paso del dominio temporal al dominio espectral de una señal de EMG para la extracción de parámetros frecuenciales ( <i>FIGURE 5   A typical EMG signal and its power spectrum.</i> , s. f.).....	29
Figura 13. Extracción de parámetros de complejidad sample entropy por medio de ventanas consecutivas en una señal de EMG ( <i>Figure 4. Illustration of surface EMG onset/offset detection using.</i> . . ., s. f.). (a) Señal temporal de EMG; (b) Reconstrucción de la señal EMG por medio de los valores de sample entropy.....	30
Figura 14. Imagen de dos duoelectrodos utilizados durante la adquisición (Moya, 2021) .....	33
Figura 15. Colocación de los electrodos bipolares en el cuello del sujeto (Moya, 2021) .....	33
Figura 16. Distribución de los registros bipolares de sEMG duran la actividad deglutoria. Editado ( <i>Cuello</i> , s. f.) .....	34
Figura 17. Ventanas que marcan las etapas del protocolo según el programa de <i>Event-IDE</i> (Imaz et al., 2022).....	35
Figura 18. Distribución de la información dentro del registro de pacientes sanos jóvenes de la base de datos .....	36
Figura 19. Representación de los marcadores M0 y M1 en una señal sEMG.....	37
Figura 20. Preprocesado del algoritmo de detección automática .....	38
Figura 21. Orden de trago y ventana temporal para obtener el valor basal de la señal sEMG....	38
Figura 22. Ubicación del pico más próximo a la orden de trago.....	38
Figura 23. Detección del inicio de la contracción muscular.....	39
Figura 24. Señal sEMG de los 4 músculos estudiados del Sujeto 5 ensayo 1.....	40
Figura 25. Resumen de las opciones que permite la primera etapa de la segmentación manual	41

Figura 26. Revisión de la señal sEMG de los 4 músculos estudiados del Sujeto 5 ensayo 1.....	42
Figura 27. Diagrama de flujo de la segmentación manual .....	43
Figura 28. Extracción de parámetros por medio de diferentes tamaños de ventana. ....	44
Figura 29. Las cuatro comparativas realizadas entre los músculos de estudio.....	49
Figura 30. Estudio intersujeto de los biomarcadores .....	51
Figura 31. Diagrama de flujo del análisis estadístico de los biomarcadores.....	52
Figura 32. Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población de sanos jóvenes .....	53
Figura 33 Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población de sanos mayores .....	54
Figura 34. Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población disfágica .....	54
Figura 35. Actividad muscular previa a la orden de trago.....	56
Figura 36. Artefacto previo a la actividad muscular.....	57
Figura 37. Conjunto de señales donde los umbrales de amplitud fallan. ....	57
Figura 38. Orden de activación muscular para cada una de las poblaciones .....	59
Figura 39. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de los tiempos de activación junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	60
Figura 40. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de la variabilidad de los tiempos de activación junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	61
Figura 41. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de los desfases temporales junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	62
Figura 42. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de la variabilidad de los desfases temporales junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	63
Figura 43. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro RMS junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	65
Figura 44. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro DASDV junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	65
Figura 45. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro LOG junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	66
Figura 46. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro HK junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney.....	67
Figura 47. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro MNF junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	68
Figura 48. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro MDF junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	68
Figura 49. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro SE junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney.....	69
Figura 50. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro HFD junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	70

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Musculatura involucrada en la fase oral . Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017) .....	13
Tabla 2. Musculatura involucrada en la fase faríngea. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017) .....	14
Tabla 3. Grupos musculares y nervios involucrados en la fase oral . Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017) .....	18
Tabla 4. Nervios y grupos musculares involucrados en la fase faríngea . Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017) .....	19
Tabla 5. Causas de la disfagia esofágica y orofaríngea (Ceballos, 2015) .....	20
Tabla 6. Causas de la disfagia, prevalencia y la edad media asociada de los pacientes disfágicos .....	20
Tabla 7. Principal Guía Clínica para la adaptación de viscosidades de líquidos. Editado (GeriatricAreaADMIN, 2020).....	24
Tabla 8. Explicación de los distintos campos dentro de la base de datos del Ci2B en el registro de sEMG.....	36
Tabla 9. Formato de almacenamiento de la información referente a la segmentación muscular.	42
Tabla 10. Resumen de las diferencias significativas en el análisis intersujeto de los tiempos de activación por medio de la prueba pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney .....	58
Tabla 11. Resumen de las diferencias significativas en el análisis intersujeto de los parámetros .....	64
Tabla 12. Cuadro de precios de la mano de obra.....	84
Tabla 13. Cuadro de precios del hardware .....	85
Tabla 14. Cuadro de precios del software .....	85
Tabla 15. Cuadro del presupuesto neto del estudio .....	86

---

# MEMORIA

---

## 1. Proceso deglutorio

### 1.1. Definición

La deglución es uno de los procesos más primitivos del ser humano debido a la necesidad imperante de absorber nutrientes que aseguren la supervivencia de la especie a largo plazo ([Malandraki et al., 2009](#)). Este proceso aparentemente sencillo involucra a más de 30 músculos y nervios durante su desarrollo, todos estos tejidos se organizan en diferentes estructuras anatómicas que coordinan mecanismos voluntarios con mecanismos automáticos con el fin de transportar el bolo alimenticio desde la cavidad oral, hasta la cavidad estomacal ([Matsuo & Palmer, 2008](#)). El paso del bolo alimenticio por todas estas estructuras anatómicas requiere de una actividad coordinada y compleja, es por ello por lo que para un mayor entendimiento del proceso deglutorio se analiza de manera separada en distintas fases.

### 1.2. Fases

En la mayoría de los estudios el proceso deglutorio se divide en tres fases en base a la localización del bolo ([Matsuo & Palmer, 2008](#)), aunque también se puede ver desde un punto de vista más anatómico como una serie de cavidades conectadas por medio de válvulas que variarán su presión haciendo que el bolo avance a través del tracto digestivo. En este trabajo se abordará la primera división como se puede ver en la [Figura 1](#), donde se representa el paso del bolo alimenticio de color amarillo, el flujo de oxígeno por las vías aéreas a través de flechas verdes y las distintas posiciones de la lengua durante las diferentes fases del proceso deglutorio:



Figura 1. Fases involucradas en el proceso deglutorio. Editada ([Tiiz & Tiiz, 2021](#))

#### 1.2.1. Fase oral

La fase oral tiene como principal objetivo generar un bolo alimenticio que facilite la adquisición de nutrientes durante el proceso de la digestión y comienza una vez se ha situado el alimento dentro de la boca del sujeto. La fase oral es de carácter voluntaria, porque entre otras cualidades permite expulsar el alimento ingerido a voluntad si se detecta que este puede ser dañino para el organismo. En concreto, la fase oral consta de dos etapas, una primera de preparación y una segunda de inicialización. La primera etapa consiste en transformar el alimento ingerido en un

bolo alimenticio a través de los procesos de insalivación y masticación, con el propósito de facilitar la absorción de nutrientes durante la digestión intestinal. La segunda etapa propulsa el bolo generado en dirección a la faringe al presionarlo con la punta de la lengua sobre el paladar duro. A continuación, el bolo alcanza el istmo de las fauces que desencadena el reflejo deglutorio, este suceso asegura la progresión del bolo evitando que penetre por las vías aéreas al elevar el paladar blando, quedando como única salida la laringofaringe y dando comienzo a la fase faríngea (Marmouset et al., 2015). En la Figura 2 se pueden ver la localización de la cavidad oral, resaltada de color rosáceo, y de estructuras anatómicas relevantes en la fase oral como el paladar duro, el paladar blando, la orofaringe y la laringofaringe.

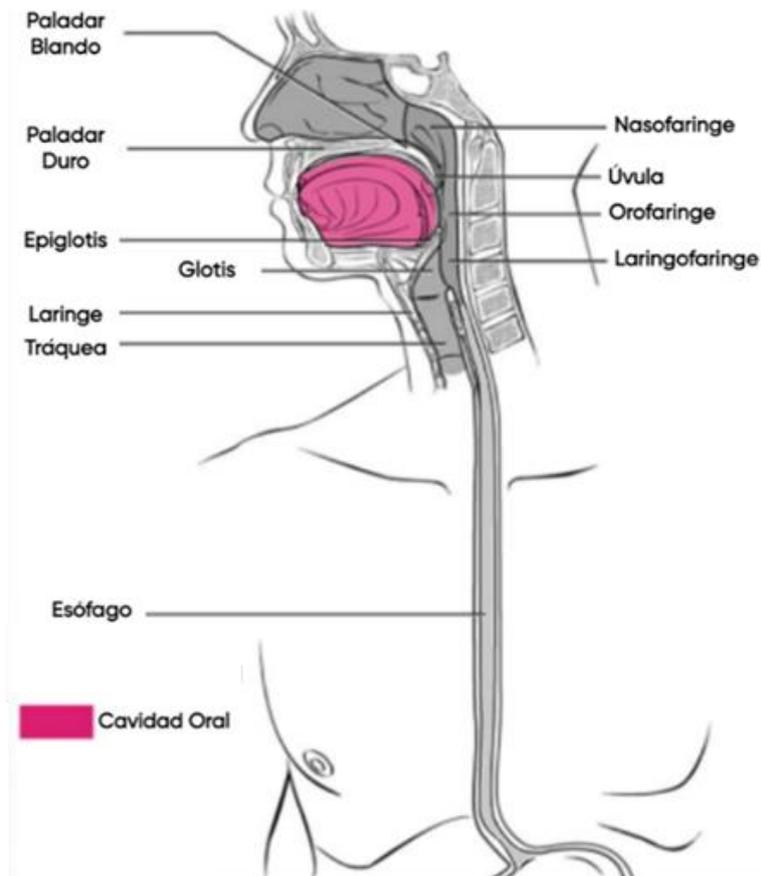


Figura 2. Fase oral disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017)

Para una mayor contextualización y poder vislumbrar algunas de las estructuras anatómicas más relevantes de la fase oral, se recogen en la Tabla 1 los músculos más relevantes que permiten llevar a cabo la fase oral, junto con una breve descripción de las funciones que realizan:

<b>GRUPOS MUSCULARES</b>	<b>MÚSCULOS INDIVIDUALES</b>	<b>FUNCIONES</b>
<b>LABIOS Y MEJILLAS</b>	Orbiculares de los labios	Sellado labial y bucal Sujeción y estabilización de los alimentos
	Bucinator	
	Risorio	
	Elevador de los labios	
	Depresor de los labios	
<b>LENGUA</b>	Músculos longitudinales superior e inferior	Mezcla y compactación de los alimentos Elevación y empuje del bolo Cierre de la epiglotis
	Transverso	
	Vertical	
	Geniogloso	
	Hiogloso	
	Estilogloso	
<b>MÚSCULOS MANDIBULARES</b>	Palatogloso	Masticación Estabilización de la mandíbula
	Temporal	
	Masetero	
	Pterigoides laterales	
	Pterigoides mediales	

Tabla 1. Musculatura involucrada en la fase oral . Traducida y editada ([Sasegbon & Hamdy, 2017](#))

### 1.2.2. Fase faríngea

La fase faríngea al contrario que la anterior combina tanto un control voluntario como un control involuntario. Esta fase da comienzo con el disparo del reflejo deglutorio, es en este momento debido al descenso de la epiglotis y por las fuerzas mecánicas que ejerce el propio bolo que comienza el peristaltismo faríngeo, donde el bolo es impulsado en dirección al esófago desde la epiglotis. Es importante resaltar que la fase faríngea es crítica, ya que la actividad deglutoria ha de estar perfectamente sincronizada con la actividad respiratoria para no introducir parte del bolo en las vías aéreas de manera errónea generando aspiraciones. El final de esta fase se da cuando se produce el reflejo del esfínter esofágico superior que permite el paso del bolo al esófago ([Marmouset et al., 2015](#)). En la [Figura 3](#) se puede ver la localización de faringe, resaltado en morado, junto con todas las cavidades que conecta y que se tienen que coordinar para hacer avanzar al bolo de manera adecuada, como la cavidad oral, la cavidad nasal, la laringe y el esófago.

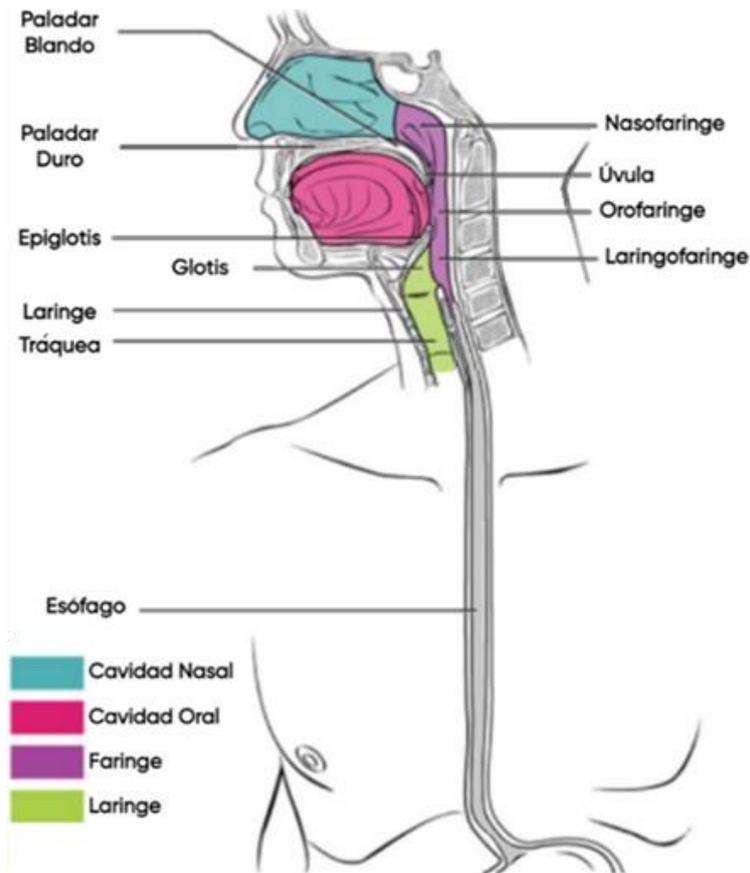


Figura 3. Fase faríngea disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017)

Al igual que se hizo en la [Tabla 1](#) con la fase oral, en la [Tabla 2](#) se recogen los músculos más relevantes que permiten llevar a cabo la fase faríngea, junto con una breve descripción de las funciones que realizan:

GRUPOS MUSCULARES	MÚSCULOS INDIVIDUALES	FUNCIONES
PALADAR BLANDO	Tensor del velo del paladar	Cierre de la nasofaringe Apertura de la faringe
	Palatogloso	
	Palatofaríngeo	
	Elevador del velo del paladar	
	Úvula	
MUSCULATURA FARÍNGEA	Digástrico anterior	Contracciones peristálticas Cierre de la glotis
	Genhioideo	
	Estilohioideo	
	Estilogloso	
	Constrictores superiores, medios e inferiores	
	Palafaríngeo	
	Palatogloso	
ESFÍNTER ESOFÁGICO SUPERIOR	Cricofaríngeo	Permite el paso entre la faringe y el esófago

Tabla 2. Musculatura involucrada en la fase faríngea. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017)

### 1.2.3. Fase esofágica

El proceso deglutorio finaliza con la fase esofágica de carácter involuntario, dicha fase comienza con el paso del bolo a través del esfínter esofágico superior, donde el bolo avanza por medio de los movimientos peristálticos del músculo liso del tracto esofágico en dirección al estómago. No es hasta que el bolo alimenticio activa el reflejo del esfínter esofágico inferior y llega al estómago que no se da por finalizada la fase esofágica (Marmouset et al., 2015). En la Figura 4 se puede observar la localización del esófago, resaltado en amarillo, conectando la faringe con el estómago.

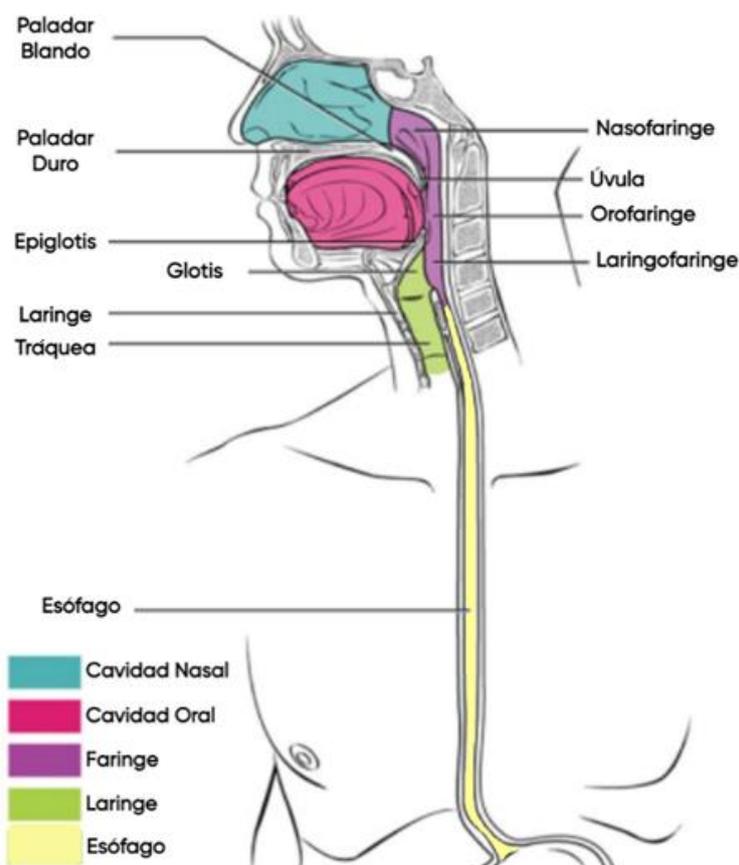


Figura 4. Fase esofágica disposición espacial. Traducida y editada (Sasegbon & Hamdy, 2017)

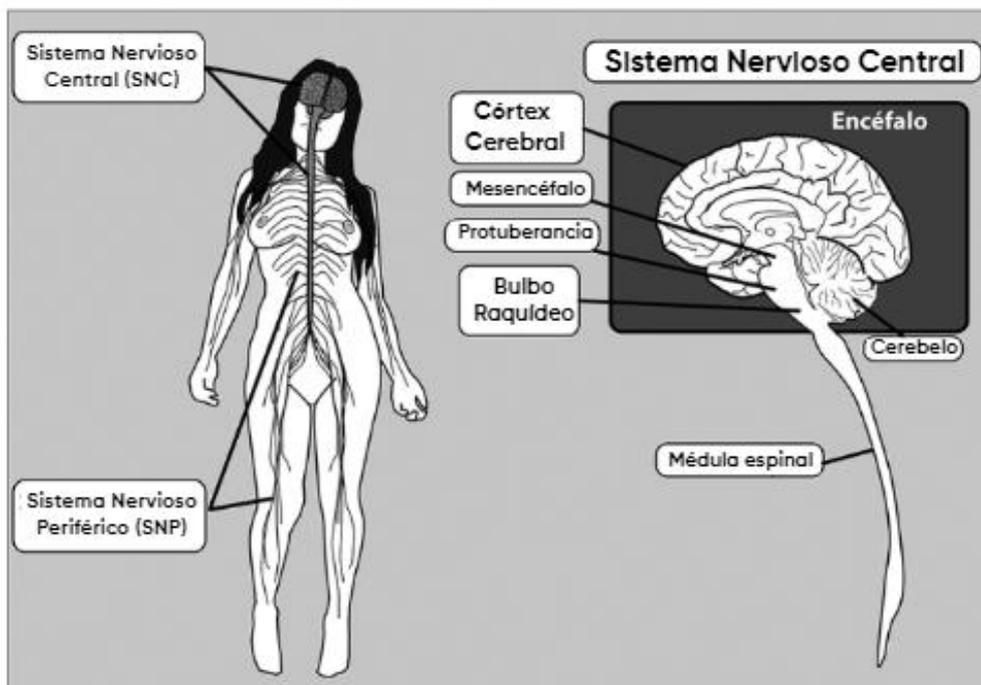
### 1.3. Sistemas de control nerviosos

Actualmente es considerado que durante el proceso deglutorio intervienen tanto el sistema nervioso central (SNC) como el sistema nervioso periférico (SNP), donde se combinan acciones voluntarias e involuntarias de forma coordinada. Este hecho vuelve al proceso deglutorio un mecanismo complejo que no se lleva a cabo sin antes seguir un patrón de activación fijo que involucra tres centros de control que coordinan las distintas fases deglutorias (Miller, 1982).

- En el nivel más alto del SNC y responsables del comienzo de la deglución se encuentran distintas áreas corticales como el córtex premotor o la corteza motora primaria, estas estructuras son partes del córtex cerebral especializadas en la generación de tareas concretas. La acción combinada del córtex con las áreas subcorticales se encarga del procesamiento de la información y el control de funciones complejas, con el objetivo de generar y transmitir acciones voluntarias.

- En un nivel inferior pero enmarcado dentro del SNC se encuentra el tronco encefálico, responsable del procesamiento de información a nivel cerebral y del control involuntario de los procesos deglutorios como el control de los músculos estriados de la faringe y el esfínter esofágico superior.
- En el nivel más bajo se encuentran todas las inervaciones periféricas tanto motoras como sensitivas del SNP. Los nervios pueden desempeñar órdenes como la relajación y activación del músculo liso esofágico si son de carácter motor. Mientras, que los nervios sensitivos captan información adicional del entorno que les rodea.

En la [Figura 5](#) se recoge de manera gráfica las distintas partes por la que está formado el SNC, médula espinal y encéfalo, además de apreciarse todas las inervaciones que se ramifican de la médula espinal formando el SNP.



[Figura 5](#). Anatomía del sistema nervioso central y periférico. Editado ([Figura 1. Divisiones del Sistema Nervioso en Central y... s. f.](#))

Como se puede vislumbrar en la [Figura 6](#) la relación que conecta a los distintos centros de control tiene un carácter bidireccional y dependerá del nivel donde se origine la activación neuronal el hecho de que se disparen acciones involuntarias o voluntarias. El córtex cerebral es el detonante del control voluntario de la fase oral preparatoria y el tronco encefálico el detonante del control involuntario de la fase esofágica. Mientras que el origen de la fase faríngea es compartido debido a la activación de zonas corticales durante el inicio y el establecimiento del patrón deglutorio; y a la activación del tronco encefálico para regular el control involuntario durante el resto de la fase faríngea ([Ludlow, 2015](#)).

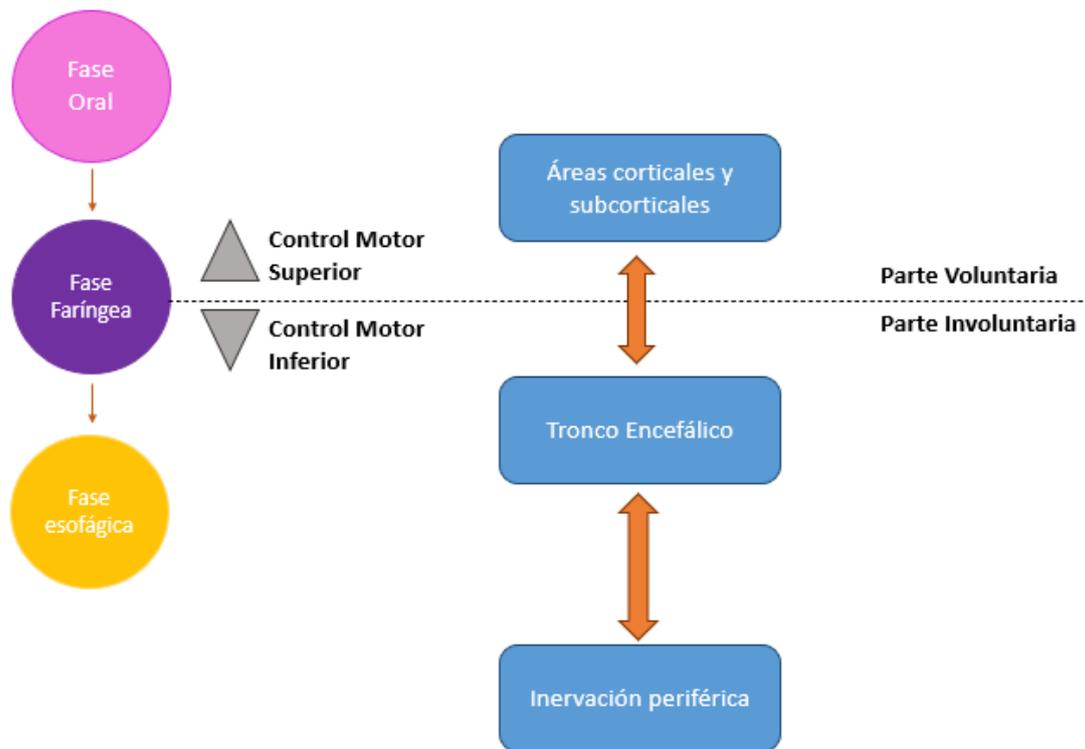


Figura 6. Principales sistemas de control nervioso. Editado (Imaz et al., 2022)

En resumen, la iniciación de la deglución es un movimiento voluntario realizado por la corteza motora cerebral, aunque una gran parte de la deglución se controla mediante núcleos involuntarios.

A continuación, se estudian de una manera más detallada las inervaciones periféricas que intervienen en cada una de las fases de la deglución vistas con anterioridad para poner de manifiesto la coherencia existente entre músculo y nervio. Comenzando con la fase oral destacan la participación del nervio trigémino (Par V) y el nervio facial (Par VII) como los principales nervios responsables de proporcionar sensaciones relacionadas con el alimento ingerido, control motor de los distintos músculos que participan en la masticación y estimulación de las glándulas salivares (Ertekin & Aydogdu, 2003). A continuación, en la Tabla 3 se recogen los nervios más relevantes junto con la función que desempeña cada uno dentro de los grupos musculares nombrados en la fase oral.

GRUPOS MUSCULARES	INERVACIÓN	FUNCIONES
LABIOS Y MEJILLAS	Nervio Facial (Par VII)	Responsable de las expresiones faciales
	Nervio trigémino (Par V)	Responsable del cierre y apertura de la boca
	Nervio Facial (Par VII)	Responsable de la estimulación de las glándulas salivales

<b>LENGUA</b>	Nervio Glossofaríngeo (Par IX)	Responsable de las fibras del gusto
	Nervio Hipogloso (Par XII)	Responsable de la contracción muscular
<b>MÚSCULOS MANDIBULARES</b>	Nervio Facial (Par VII)	Responsable de las expresiones faciales y de la apertura
	Nervio trigémino (Par V)	Responsable de la masticación y estabilización de la mandíbula

Tabla 3. Grupos musculares y nervios involucrados en la fase oral . Traducida y editada ([Sasegbon & Hamdy, 2017](#))

La fase faríngea desempeña un papel muy importante al cerrar la laringe por medio de los nervios glossofaríngeos (Par IX) y vago (Par X) para evitar que los alimentos o líquidos provoquen aspiraciones al entrar en las vías aéreas. Estos nervios captan información referente a la zona de la faringe que será procesada en el bulbo raquídeo, parte del tronco encefálico. Gracias a esta información el bulbo raquídeo coordina la acción conjunta de los músculos faríngeos y laríngeos para cerrar la laringe, y a su vez activar el reflejo del esfínter esofágico superior ([Ertekin & Aydogdu, 2003](#)). En la [Tabla 4](#) se recogen los nervios más relevantes junto con una breve descripción de la función que realizan dentro de los grupos musculares comentados en la fase faríngea.

<b>GRUPOS MUSCULARES</b>	<b>INERVACIÓN</b>	<b>FUNCIONES</b>
<b>PALADAR BLANDO</b>	Rama mandibular del nervio trigémino (Par V)	Responsable de la inervación sensorial y motora
	Rama faríngea del nervio vago (Par X)	Responsable de la transmisión de impulsos quimiorreceptores
<b>MUSCULATURA FARÍNGEA</b>	Nervio facial (Par VII)	Responsable de la transmisión de información desde el encéfalo
	Nervio hipogloso (Par XII)	Responsable del transporte de fibras eferentes somáticas sensoriales
	Nervio vago (Par X)	Responsable de la regulación respiratoria
	Nervio inferior alveolar	Responsable de la sensibilidad dental y cutánea

	Nervios glossofaríngeos (IX)	Responsable del control del peristaltismo faríngeo
<b>ESFÍNTER ESOFÁGICO SUPERIOR</b>	Nervio vago (Par X)	Responsable del reflejo del esfínter esofágico superior

Tabla 4. Nervios y grupos musculares involucrados en la fase faríngea . Traducida y editada ([Sasegbon & Hamdy, 2017](#))

Cuando el alimento o el líquido pasa por el esfínter esofágico superior y entra en el esófago, comienza la fase esofágica. El nervio vago junto con los plexos mientéricos y submucosos son los encargados de la regulación del movimiento y las contracciones que generan el movimiento peristáltico que transporta al bolo alimenticio. Estas inervaciones por lo general cuentan tanto con fibras sensoriales para identificar la posición del bolo en cada momento, junto con fibras motoras que regulan la actividad muscular.

## 2. Disfagia

### 2.1. Definición y tipos

La disfagia -dificultad para tragar- se refiere a los distintos problemas relacionados con el tránsito de alimentos o líquidos de la boca a la hipofaringe o a través del esófago ([Lawrence & Douglas, 2016](#)). Los trastornos de la deglución que genera la disfagia grave a menudo conducen a complicaciones que ponen en peligro la vida, especialmente en pacientes con afecciones neurológicas. Dentro de estas complicaciones destacan las neumonías aspirativas, la deshidratación, la desnutrición y reducción de la calidad de vida. Por lo tanto, es fundamental realizar un diagnóstico temprano de esta afección deglutoria para prevenir posibles complicaciones en el futuro. (*Dysphagia | Harrison's Principles of Internal Medicine, 20e | AccessMedicine | McGraw Hill Medical, s. f.*).

### 2.2. Causas y consecuencias

La disfagia puede ser causada por una gran variedad de razones, ya que la dificultad para deglutir los alimentos puede ser influenciada por varios factores que van desde alteraciones anatómicas en cualquier estructura relacionada con la deglución; hasta enfermedades psiquiátricas, pasando por patologías neurológicas del sistema nervio periférico, patologías en la unión a nivel neuromuscular o patologías puramente musculares ([González & Bevilacqua, 2009](#)).

Estos trastornos neurológicos pueden llegar a afectar la coordinación de los músculos faciales que intervienen en la fase oral al dañar estructuras como el tronco encefálico y el cerebelo. Además, enfermedades como el Parkinson o la epilepsia, que se caracteriza por afectar al funcionamiento de los núcleos grises del cerebro, han demostrado estar altamente ligadas a la disfagia, ya que estas estructuras subcorticales están muy relacionadas con el control de las acciones voluntarias. Sin embargo, la causa más común de disfagia a nivel global son las lesiones del córtex cerebral, en particular si estas lesiones han venido motivadas por un infarto cerebrovascular ([Bakheit, 2001](#)).

Pero existen más causas de disfagia que complicaciones neurológicas, por lo que el detonante del trastorno deglutorio también puede venir a raíz de conflictos psicológicos debido a

demencias degenerativa y lesiones frontales, provocando en el paciente una repulsión hacia la comida ([Lata & Mourelle, 2018](#)). A parte del ámbito psicológico la disfagia también puede desarrollarse por cambios anatómicos en estructuras involucradas en el proceso deglutorio. Siendo el ejemplo más común la incapacidad o dificultad de generar un bolo alimenticio adecuado debido a un deterioro dental, aspecto que también se considera como causa de disfagia ([Molina & Gutiérrez](#)).

Generalmente la disfagia se divide en dos grupos según la región a la que afecte. Si el trastorno se da en la boca o faringe se le denomina disfagia orofaríngea y normalmente guardan relación con la dificultad de formar el bolo correctamente, aspiraciones y sensación de atasco. En cambio, si el trastorno afecta a la zona final de la faringe y al esófago se le denomina disfagia esofágica y habitualmente está relacionada con la dificultad de tragar alimentos sólidos y/o líquidos, dolor y malestar al tragar, regurgitaciones y vómitos. La [Tabla 5](#) muestra las principales causas de los dos tipos de disfagia.

<b>Disfagia orofaríngea</b>	<b>Disfagia esofágica</b>
Trastornos neurológicos	Acalasia
Daño neurológico	Espasmo difuso
Divertículo faringoesofágico	Estenosis esofágica
Cáncer	Tumores esofágicos
	Cuerpos extraños
	Anillo esofágico
	Enfermedad de reflujo gástrico
	Esofagitis eosinofílica
	Esclerodermia
	Radioterapia

[Tabla 5](#). Causas de la disfagia esofágica y orofaríngea ([Ceballos, 2015](#))

### 2.3. Prevalencia

Como se ha comentado anteriormente, la disfagia de origen neurogénico tiene una alta prevalencia, de entre el 37% y el 78% en pacientes supervivientes a patologías cerebrovasculares ([Joundi et al., 2017](#)). La causa que origina la enfermedad va a depender de la edad de los propios pacientes. Por lo general los pacientes jóvenes presentan una prevalencia baja relacionada con causas congénitas, infecciones, etc. Mientras que los más mayores presentan una mayor prevalencia ligando la disfagia a orígenes neurológicos y oncológicos principalmente. A continuación, se recogen algunas de las enfermedades que presentan disfagia neurógena de manera más prevalente junto con su media de edad.

<b>Enfermedades causantes</b>	<b>Prevalencia disfagia</b>	<b>Media de edad en años</b>
<i>Accidente cerebrovascular</i>	25-81 %	56-79
<i>Alzhéimer</i>	7-29 %	68-79
<i>Párkinson</i>	15-87 %	61-75
<i>Demencia frontotemporal</i>	19-57 %	61-80
<i>Esclerosis múltiple</i>	24-34 %	34-50
<i>Esclerosis Lateral Amiotrófica – ALS</i>	86 %	65
<i>Esofagitis eosinofílica – EE</i>	33-100 %	34-50
<i>Esclerosis sistémica</i>	39 %	6
<i>Enfermedad mental</i>	9-42 %	46-68

[Tabla 6](#). Causas de la disfagia, prevalencia y la edad media asociada de los pacientes disfágicos

([Roden & Altman, 2013](#))

## 2.4. Diagnóstico

El diagnóstico de la disfagia es una tarea complicada que no se suele detectar la afección de una manera aislada, sino que se diagnostica una vez se presentan complicaciones como desnutrición, neumonías o desórdenes alimenticios, que ponen de manifiesto la patología. Esto es debido a que usualmente transcurre un largo periodo de tiempo entre la sintomatología inicial y su diagnóstico final, aspecto que solo hace que empeorar la calidad de vida del paciente. La razón principal de este decalaje temporal es que el diagnóstico de la disfagia varía mucho dependiendo de la atención médica recibida y de los recursos de lo que disponga el centro sanitario en ese momento ([Eurofound: condiciones de vida y de trabajo, s/f](#)).

La detección de la disfagia se basa principalmente en distintas pruebas auxiliares que ayudan al médico a determinar si el paciente corre el riesgo de estar desarrollando la patología, evaluando aspectos como la eficiencia y la seguridad al deglutir. A continuación, se presentan algunas de las pruebas más difundidas.

- El test clínico es una sencilla prueba de respuesta múltiple de entorno a unas diez preguntas que intenta determinar si el paciente presenta algún grado de dificultades para deglutir. Se trata de una prueba inicial reproducible y que no consume mucho tiempo. Además, no pone en riesgo al paciente y se puede realizar en cualquier estadio de la patología. ([Sulime Diseño de Soluciones, s/f](#)).
- El test de agua es una prueba en la que se le administra al paciente por medio de una jeringa alimenticia 10 mL de agua con el objetivo de comprobar si existe disfonía, tos o babeos. A continuación, si el paciente no ha mostrado una sintomatología clara se le administran por medio de un vaso 50 mL de agua, que el paciente beberá en 4 tragos consecutivos. Se trata de una prueba sencilla, pero que no se puede realizar en cualquier estadio de la enfermedad ([el patrocínio y soporte técnico de:, s/f](#)).
- El test de volumen-viscosidad es una prueba que ayuda a los especialistas sanitarios a determinar el grado de viscosidad y la cantidad de volumen que se le puede administrar a un paciente de manera segura. El método de exploración clínica de volumen-viscosidad o según sus siglas MECV-V tiene como objetivo determinar de una manera controlada y segura si el paciente puede estar desarrollando un trastorno deglutorio a través de la administración de diferentes bolos con volúmenes y viscosidades variables según el esquema mostrado en la [Figura 7](#).

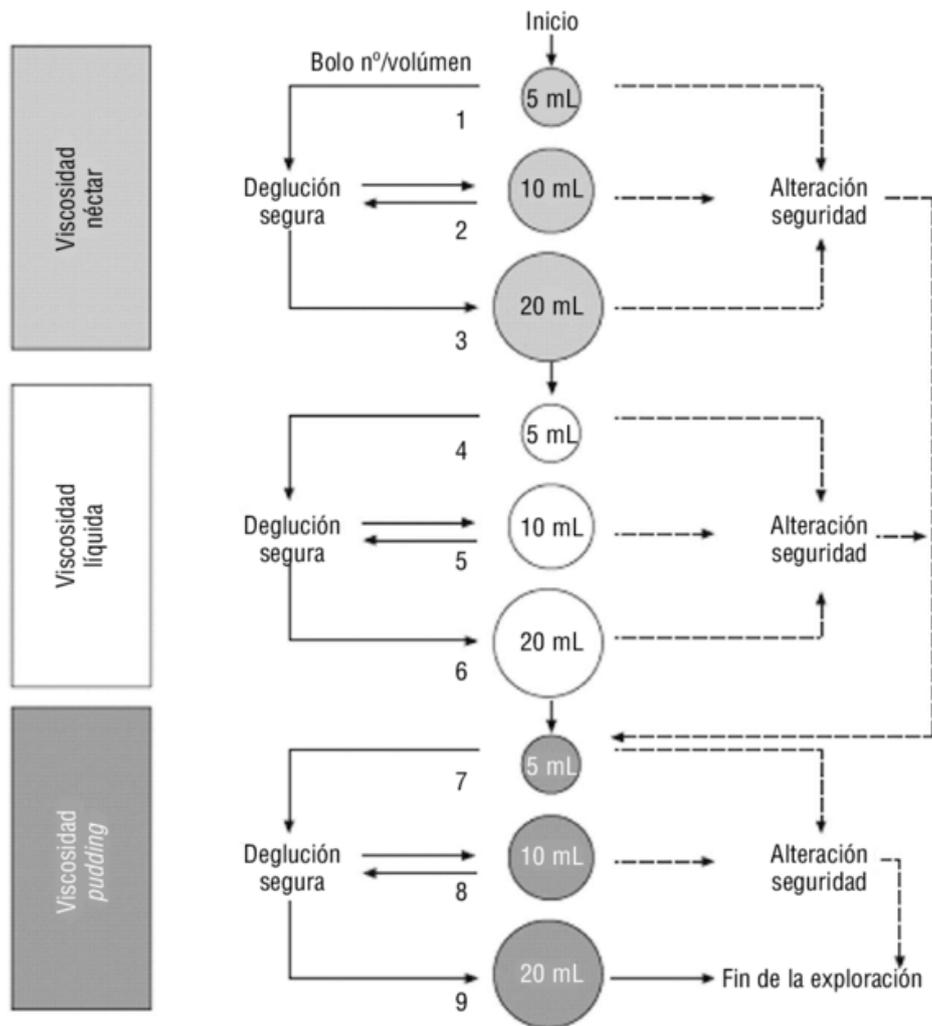


Figura 7. Explicación del MECV-V (Sulime Diseño de Soluciones, s/f)

- La videofluoroscopia (VFS) es una técnica de imagen médica a tiempo real basada en rayos X. El objetivo de este procedimiento es la valoración del grado de disfgia del paciente. Esta valoración se lleva a cabo haciendo un seguimiento de la ingesta de alimentos o líquidos mezclados con un agente de contraste que normalmente es bario. La VFS es considerada como el examen instrumental por excelencia en el estudio de la deglución. Los problemas que presenta esta técnica es que no es accesible para todos los centros sanitarios y que se irradia al paciente cada vez que se utiliza. En la [Figura 8](#) se puede observar la vista lateral de un trago por medio de VFS durante la inclusión de residuos faríngeos en los senos piriformes.



Figura 8. Visión lateral de un trago en VFS (Rugiu, 2007)

- La manometría faríngea consiste en la inserción de un catéter de manometría por medio de la nariz, que a través de varios sensores registra la presión a lo largo de la faringe y el esófago durante el proceso deglutorio. Esta evaluación aporta información detallada acerca de la coordinación los músculos al contraerse y relajarse, así como de la secuencia, funcionamiento y duración de los movimientos de la musculatura faríngea y esofágica.
- La fibrolaringoscopia consiste en la introducción de un endoscopio flexible llamado fibrolaringoscopio, a través de la boca o nariz del paciente con el fin de visualizar las estructuras internas de la laringe. El fibrolaringoscopio trae consigo una cámara de video a tiempo real junto con una luz que le permite al especialista sanitario hacer un examen visual del estado de estructuras anatómicas, como las cuerdas vocales y la laringe.

## 2.5. Precauciones y tratamientos

Una vez detectada y valorada la severidad de la patología es el momento de dar comienzo con los cuidados sanitarios que tienen como principal objetivo la recuperación de la actividad fisiológica deglutoria. Desafortunadamente en la mayoría de los casos no es posible recuperar las capacidades que se han perdido, pero sí que se puede mejorar la calidad de vida del paciente frenando el deterioro deglutorio que la disfagia trae consigo.

Al igual que en el apartado anterior existen una gran diversidad de tratamientos que variarán dependiendo de la causa que ha generado la patología. Pero exceptuando que la disfagia se haya originado a raíz de una patología quirúrgica, normalmente se comienza dándole al paciente una

serie de precauciones que tiene que tomar en su día a día, junto con el tratamiento suministrado. Los primeros cambios que los pacientes diagnosticados tienen que realizar van en a colación con una mayor atención a la nutrición que debe seguir, junto con la tonificación de los músculos deglutorios por medio de ejercicios específicos.

## Precauciones

Respecto al cuidado alimenticio de los pacientes disfágicos se debe hacer hincapié en el seguimiento estricto de las dietas creadas a partir de los valores de viscosidad y volumen seguros para cada paciente según el MECV-V, garantizando que todos los líquidos sean consumibles sin ningún riesgo. Por ello es de vital importancia la capacitación tanto de familiares, como de cuidadores o acompañantes. A continuación, se muestra en la [Tabla 7](#) una guía clínica de adaptación de viscosidades de líquidos a cuatro niveles.

Nombre	Viscosidad	Coefficiente de Poisson (CP)
<b>A. Líquidos y líquidos espesos de forma natural</b>	Agua, infusiones o líquidos espesos de forma natural: malta, zumo de naranja, piña...	1 – 50
<b>B. Viscosidad tipo néctar</b>	Se podría beber desde un vaso e, incluso, sorberse con una pajita. Al decantar cae formando un hilo fino.	51 – 350
<b>C. Viscosidad tipo miel</b>	Decantar con lentitud o tomar con cuchara, pero no sorber.	351 – 1750
<b>D. Viscosidad tipo pudding</b>	Al decantarlo cae en bloques y al cogerlo con una cuchara mantiene su forma.	> 1750

[Tabla 7](#). Principal Guía Clínica para la adaptación de viscosidades de líquidos. Editado ([GeriatricAreaADMIN, 2020](#))

Aspectos a los que los cuidadores también deben de prestar atención es a la verificación periódica del estado del paciente a nivel bucal y dental, comprobando la mordida y la capacidad de masticación. Este punto es de vital importancia para la personalización de las dietas del paciente en base a las texturas que pueda ingerir. Al igual que existe una clasificación en base a la viscosidad de los líquidos, también están regladas las clasificaciones de los alimentos según su textura como la que se muestra a continuación.

- Textura A) Blanda: dirigida a personas con capacidad de masticación suave. Incluye comida naturalmente blanda, o que puede ser cocinada o cortada para modificar su textura. También, alimentos fáciles de pisar con un tenedor.

- Textura B) Picado y húmedo: dirigida a personas con capacidad de masticación suave. Incluye alimentos blandos y húmedos. Se podrán tomar directamente o pisar con un tenedor siempre que resulte fácil.
- Textura C) Puré suave: dirigida a personas con disfagia y mínima capacidad de manejo oral. Incluye comida suave y sin grumos de consistencia similar al pudding comercial. Los alimentos se presentan en forma de purés (sin grumos, ni filamentos) y se tomarán con cuchara.

Referido a los alimentos también hay que llevar especial cuidado a los alimentos que presenten doble textura, debido a que estos presentan un alto riesgo de atragantamientos y aspiraciones, así como dificultan la generación correcta de un bolo alimenticio provocado un mayor esfuerzo a la hora de deglutir. Dentro de los alimentos con doble textura se distingue entre pegajosos o resbaladizos, alimentos que no generan un bolo cohesivo, aquellos que se licuan o generan zumo y los que se desmenuzan o fragmentan. Algunos ejemplos de la clasificación anterior son la leche condensada, el arroz, la gelatina y las nueces, respectivamente. Adicionalmente, la ingesta de medicamentos puede resultar una ardua tarea para personas con trastornos deglutorios, por lo que se recomienda desechar las formas farmacéuticas que no se puedan espesar, triturar los medicamentos hasta convertirlos en polvo fino y mezclar con agua espesada o alimentos con una textura similar al puré ([GeriatricAreaADMIN, 2020](#)).

## Tratamiento

De manera general el objetivo de los tratamientos terapéuticos es mejorar tanto la salud como el bienestar de los pacientes que reciben el tratamiento. En el caso particular de la disfagia los tratamientos principalmente se centran en la restauración fisiológica de los músculos y nervios que participan en el proceso deglutorio. Un primer enfoque es el de los tratamientos centrados en la actividad motora, estas estrategias persiguen la ganancia de movilidad y fuerza de los músculos involucrados en la deglución, a través de ejercicios de fuerza y estiramientos. Dentro de los métodos de rehabilitación convencionales se encuentran rutinas de fortalecimiento para lengua ([Robbins et al., 2007](#)), rostro y cuello ([Shaker et al., 1997](#)).

Otro enfoque es el de la neurorrehabilitación, la idea subyacente detrás de este pensamiento es el de la estimulación a nivel nervioso en busca de un aumento de la plasticidad cerebral y/o de la actividad motora. La estimulación neuromuscular (NMES) es una terapia englobada por la neurorrehabilitación que consiste en suministrar una serie de descargas eléctricas que provocan la contracción de los músculos en los que se sitúan una serie de electrodos superficiales. Los beneficios que aporta esta técnica son la mejora en la respuesta muscular y en el tiempo de recuperación, así como el aumento en la resistencia y fuerza de los músculos estimulados. Pero estas mejoras a nivel muscular solo son perceptibles a largo plazo, debido a que se debe regular el voltaje para no dañar al paciente. Además, de necesitar de terapias compensatorias, como maniobras posturales, mientras la NMES esté en funcionamiento ([Maffioletti et al., 2011](#)).

Dentro del marco de la neurorrehabilitación también existen otras terapias como la estimulación por corriente directa transcraneal (tDCS), donde se utilizan corrientes de baja intensidad aplicadas en zonas específicas del córtex cerebral para modificar el potencial de membrana en reposo de las neuronas corticales. Lo interesante de esta técnica es que variando el estímulo eléctrico del tDCS se puede facilitar o reducir la excitabilidad cortical, en concreto con un estímulo anódico, el cual aumenta la excitabilidad cortical, se induce a la recuperación de las habilidades deglutorias.

La estimulación magnética transcraneal repetitiva (rTMS) también se encuentra contenida dentro de la neurorrehabilitación, pero basa su enfoque de manera más específica al aplicar un

estímulo magnético en la corteza motora relacionada con la fase faríngea. Particularmente, aplicando un estímulo magnético de alta frecuencia de carácter excitatorio a pacientes con disfagia debida a accidentes cerebrovasculares se encontró mejora en el desempeño de la fase faríngea al reducir la prevalencia y la gravedad tanto de penetraciones como de aspiraciones alimenticias ([Rofes et al., 2013](#)).

El tratamiento basado en la tecnología de neurofeedback tiene como principal objetivo la recuperación de los movimientos fisiológicos que se producían previo a la disfagia. El procedimiento de actuación es el registro y procesamiento de la señal eléctrica del cerebro del usuario a tiempo real para ofrecerle una respuesta visual o auditiva al paciente de cómo ha sido su desempeño. Esto aumenta el desarrollo de la neuroplasticidad del paciente en zonas como la corteza motora cerebral ([Zimmerman et al., 2020](#)).

## 2.6. Coste sanitario

Puesto que no existe una clasificación específica que englobe a la patología de la disfagia, sino que generalmente se relaciona más como una complicación de las enfermedades enumeradas en el apartado 2.2. *Causas y consecuencias*, se hace muy complicado medir la magnitud del impacto financiero que esta disfunción deglutoria genera en el Sistema Nacional de Salud Español ([Gómez, 2017](#)). Puesto que establecer un presupuesto de acuerdo con los gastos no es una tarea factible, sí que se puede inferir que existe una relación proporcional entre el aumento del tiempo de las estancias hospitalarias debido a la disfagia, con un aumento del coste total. El paralelismo se puede hacer a partir de un estudio estadounidense de 2017 donde se obtuvo un coste de más de 1000 millones de dólares anuales debido a la disfagia a partir de *Healthcare Cost and Utilization Project National Inpatient Sample* ([Disfagia orofaríngea en España., S. s/f](#)). También en un estudio en Dinamarca del 2016 se demostró que los pacientes disfágicos pagaban 3.677 € más que los pacientes sin disfagia, todo calculado a partir del estudio comparativo entre costes anuales hospitalarios de pacientes geriátricos con más de 60 años ([Patel et al., 2018](#)). Como punto final a favor de la relación entre disfagia con un aumento en la estancia hospitalaria se encuentra el estudio de PREDyCES en España, que demostró que los pacientes disfágicos que padecían desnutrición generaban más gastos que los pacientes sin desnutrición debido a la diferencia en la duración de la estancia hospitalaria ([Westmark et al., 2018](#)).

## 3. Electromiografía de superficie

### 3.1. Definición y procedimiento

La electromiografía de superficie (sEMG) mide la actividad eléctrica de los músculos sobre los que se coloquen los electrodos tal y como se muestra en la [Figura 9](#). Debido a que es una técnica no invasiva al simplemente colocar los electrodos en la superficie muscular, se ha convertido en una técnica muy extendida entre los campos de rehabilitación, neurofisiología, medicina deportiva y biomecánica.

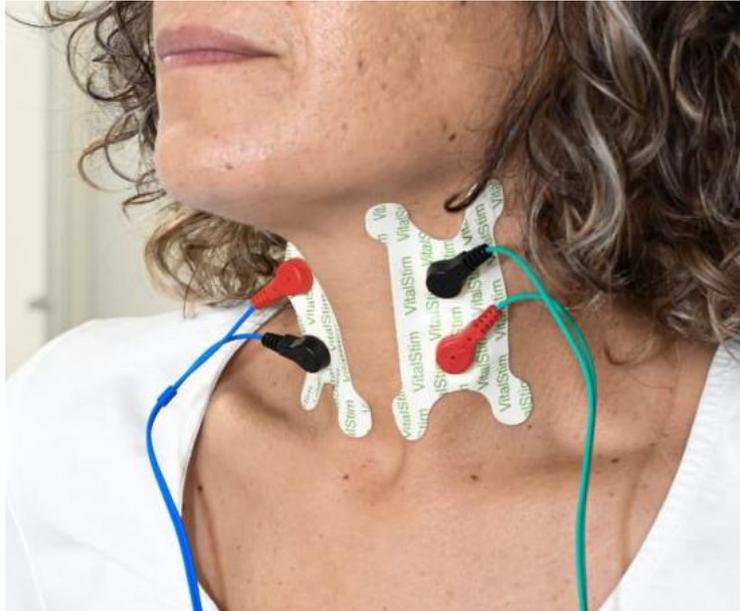


Figura 9. Electrodo de sEMG situados en los músculos suprahioides e infrahioides ([Admin, 2020](#))

El principio básico por el que funciona esta técnica es gracias a los potenciales de acción que las células motoras generan al producirse la contracción. El reclutamiento de varias células motoras genera potenciales de acción lo suficientemente elevados como para que los electrodos los capten como señales eléctricas. Esta información eléctrica arroja mucha luz acerca del funcionamiento y la activación muscular ([Cram's Introduction to Surface Electromyography, s. f.](#)). Un concepto clave dentro del campo de la electromiografía es el de tiempo de activación, este se define como el momento en el que se generan suficientes potenciales de acción como para diferenciar la fase de reposo de la contracción muscular, es decir el inicio de la contracción muscular.

El procedimiento para analizar la señal electromiográfica se basa en captar la señal eléctrica que generan los músculos al contraerse por medio de los electrodos, para posteriormente amplificar, filtrar, y registrar la señal eléctrica a analizar. Pero para poder trabajar con una buena señal primero se deben realizar las mediciones pertinentes con los electrodos de una manera precisa, colocando al menos un electrodo en la superficie del músculo a estudiar y colocando otro electrodo en una zona cercana pero neutral como un hueso ([Merletti & Farina, 2016](#)).

La sEMG se utiliza ampliamente tanto en estudios científicos, como en clínicos. Por ejemplo, en el campo de la medicina deportiva se utiliza para monitorizar la recuperación muscular tras una lesión, evaluar la técnica de movimiento del atleta o incluso valorar el rendimiento muscular durante actividades físicas concretas. Pero todos estos usos son gracias a la correcta interpretación de la información de los parámetros que la electromiografía ofrece.

### 3.2. Información derivada de la sEMG

El análisis de la electromiografía de superficie permite extraer información para tener una comprensión completa de la función, la activación, la fatiga y la coordinación a nivel muscular. Para llevar a cabo la cuantificación de toda esta información que la señal sEMG ofrece lo que normalmente se hace es estudiar una porción reducida de la señal, lo cual reduce el tiempo de

cómputo y permite una representación más precisa de la zona que se quiere estudiar en forma de parámetro (Di Girolamo et al., 2017). En la Figura 10 se muestra como a partir de ventanas temporales dentro de la señal de EMG se obtienen los correspondientes valores medios absolutos (*MAV*). Existen varias familias de parámetros que se agrupan dependiendo el dominio del que se extraen o dependiendo de la variable que se quiera estudiar. En concreto se explicarán a continuación las familias de parámetros temporales, espectrales y de complejidad y orden.

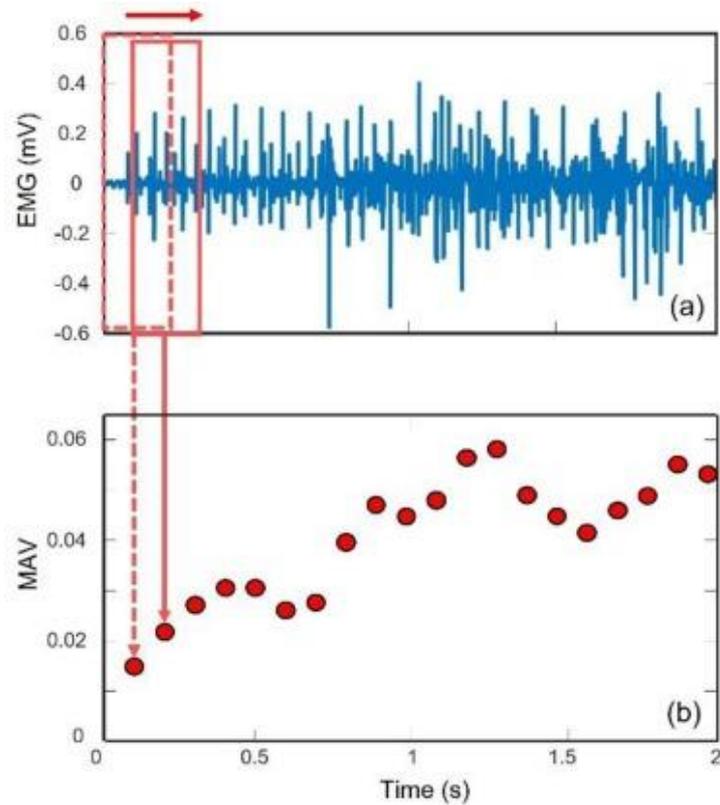


Figura 10. Extracción de parámetros temporales por medio de ventanas de estudio en una señal EMG (Lee et al., 2022). (a) Señal temporal de EMG; (b) *Mean Absolute Values* extraídos a partir de ventanas temporales.

Dentro de la familia de parámetros temporales se engloba a todos los parámetros que tienen relación con el dominio temporal, es decir, mediciones que están relacionadas con el tiempo y la duración de la señal sEMG. Por lo general, estos parámetros ofrecen información que cuantifica la actividad muscular en términos de cómo se ha distribuido dicha activación en el tiempo o de cuánta amplitud ha sido la activación. Dentro de esta familia de parámetros se pueden encontrar el valor de pico, el valor pico a pico, el valor eficaz, el área bajo la curva, el valor medio absoluto, la diferencia de la desviación típica absoluta, entre muchos otros, que cuantifican la amplitud de la activación muscular. Mientras que parámetros como la varianza, el paso por cero y la curtosis de la envolvente de Hilbert, se basan en obtener la distribución de la actividad muscular en el dominio temporal (Roldan-Vasco et al., 2023). En la Figura 11 la línea roja representa la envolvente generada a partir del valor eficaz (*RMS*) de la señal original que se encuentra en azul.

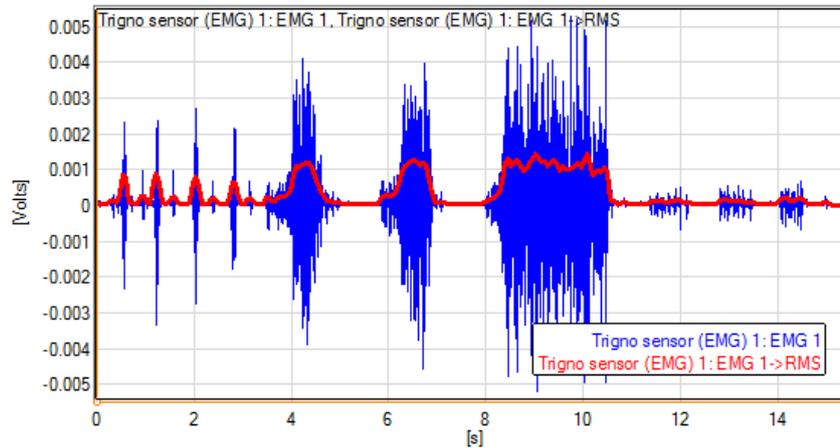


Figura 11. Extracción de parámetros temporales RMS por medio de ventanas consecutivas en una señal de EMG ([Inc. 2018](#)).

La familia de parámetros espectrales enmarca a todos los parámetros que tienen relación con el dominio de la frecuencia, es decir, estos parámetros aportan información sobre la distribución de la energía en diferentes bandas de frecuencia. Normalmente, estos parámetros se utilizan para comprender la actividad muscular en términos de componentes espectrales, identificar patrones de actividad y evaluar cambios en la función muscular, como espasmos o fatiga. Los parámetros que engloba la familia de parámetros espectrales son la frecuencia media, la frecuencia mediana, la frecuencia dominante, la ratio de frecuencias, la energía total, la energía relativa, la energía media, la frecuencia de pico, entre otros ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)). En la [Figura 12](#) se representa el paso del dominio temporal (A) al dominio espectral (B), paso imprescindible para obtener todos los parámetros espectrales anteriormente nombrados.

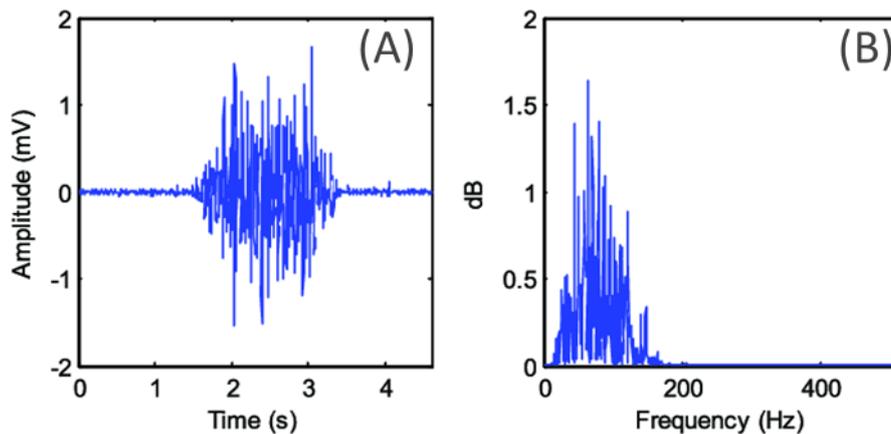


Figura 12. Paso del dominio temporal al dominio espectral de una señal de EMG para la extracción de parámetros frecuenciales ([FIGURE 5 | A typical EMG signal and its power spectrum., s. f.](#)).

Comprendidos dentro de la familia de parámetros de complejidad y orden se encuentran los parámetros que buscan obtener información de las no linealidades que se presentan a lo largo de la señal electromiográfica, es decir, estudia la regularidad y repetitividad de patrones presentes en la señal. Por lo general, estos parámetros se utilizan para comprender la funcionalidad

neuromuscular y las características dinámicas que aparecen a lo largo de la actividad muscular (Babault et al., 2022). Los parámetros que pertenecen a esta familia son la entropía muestral, la entropía espectral, la dimensión fractal de Higuchi, el coeficiente de variación, el coeficiente de Hust... En la Figura 13 se muestra una reconstrucción de dos señales diferentes de EMG utilizando la entropía muestral por medio de ventanas consecutivas.

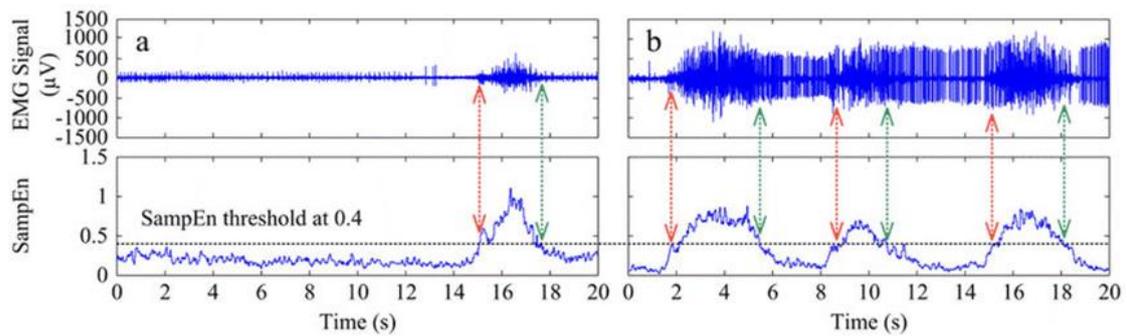


Figura 13. Extracción de parámetros de complejidad sample entropy por medio de ventanas consecutivas en una señal de EMG (Figure 4. *Illustration of surface EMG onset/offset detection using. . . s. f.*). (a) Señal temporal de EMG; (b) Reconstrucción de la señal EMG por medio de los valores de sample entropy.

La disfagia es una patología con una alta afección a personas de elevada edad a nivel mundial, especialmente sí previamente se ha padecido una patología cerebrovascular. En estos casos la prevalencia de la patología varía entre un 37% y un 78% dependiendo de la sensibilidad del diagnóstico realizado ([Joundi et al., 2017](#)). Sumado a su alta tasa de aparición se encuentra el gran abanico de comorbilidades que la disfagia acarrea como la desnutrición y la broncoaspiración, que crean un crisol patológico que solo tienen como resultados el deterioro completo de la capacidad deglutoria, el empeoramiento de la calidad de vida de manera drástica y el aumento de la morbilidad a corto plazo de los sujetos afectados. Es por ello por lo que la identificación de este tipo de patologías mediante un proceso accesible, seguro y rápido es una de las claves principales para frenar el impacto socio-sanitario que la disfagia causa actualmente.

Debido a que las causas que originan la disfagia son de carácter neurológico y muscular, el abordaje del problema desde un sistema que evalúe estos dos aspectos mediante el uso de técnicas no invasivas como lo son la electromiografía de superficie y la encefalografía de manera simultánea, encaminan esta línea de investigación a ofrecer un sistema de apoyo al diagnóstico de la disfagia de una manera cuantitativa, accesible y sencilla. Actualmente existe un número muy reducido de estudios que sigan esta línea de investigación, ya que la mayoría se centran en el estudio de la deglución por medio de la sEMG o de la EEG de manera aislada. En respuesta a lo ya expuesto se comenzó el desarrollo de una línea de investigación en el que se incluye el presente trabajo de fin de grado.

La línea de investigación se enmarca en una colaboración conjunta del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2B) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV) junto con los Hospitales la Pedrera (HLP) y Pare Jofré (HPJ), y tiene como meta principal crear un método innovador y no invasivo de diagnóstico y seguimiento de pacientes con disfagia por ictus neurógeno. Con ello se abre la posibilidad de decidir con una mayor certeza las terapias rehabilitadoras más efectivas según el tipo de disfagia de cada paciente. En concreto, se intenta determinar si la adición del estudio comparativo de electroencefalografía (EEG) y electromiografía (EMG) en la evaluación de pacientes que presentan disfagia debido a un ictus sería una manera sencilla, accesible, económica, no invasiva, específica y cuantificable de determinar la situación en la que se encuentra cada paciente, en comparación con otras pruebas diagnósticas de la actualidad que únicamente arrojan información cualitativa del estado del paciente. Todo esto supondría una detección más precoz y precisa de los distintos tipos de disfagia, lo que significaría una mejora en la salud física y mental del paciente, aumentando el grado de independencia y reduciendo el riesgo a desarrollar comorbilidades. Reflejado a nivel social no solo como un alivio y un descongestionamiento de los servicios sanitarios relacionados, sino que provocaría un impacto positivo en los entornos más cercanos y familiares de los pacientes.

Dentro de esta línea de investigación, el presente trabajo de fin de grado tiene como objetivo principal la caracterización de la actividad muscular durante el proceso deglutorio a través de biomarcadores derivados de señales de electromiografía de superficie que permitan identificar la disfagia. Este objetivo principal se desglosa a su vez en los siguientes objetivos específicos.

El primer objetivo específico es el desarrollo y la valoración del desempeño de un algoritmo de detección automática del inicio de la deglución a partir de registros de la señal sEMG de los músculos deglutorios suprahioides e infrahioides.

El segundo objetivo específico es estudiar la variabilidad de los tiempos de activación muscular intersujeto y entre las poblaciones de estudio, sujetos sanos jóvenes, sanos mayores y disfágicos. Para ello no solo se analizarán los tiempos de activación, sino que también se analizarán los tiempos de retardo entre la activación de los músculos suprahioides e infrahioides, además de verificar si existen diferencias entre las activaciones de estos músculos en los lados izquierdo y derecho.

El tercer objetivo específico es extraer, caracterizar y comparar mediante parámetros temporales, espectrales y de complejidad la activación de los músculos suprahioides e infrahioides de los grupos de estudio. Los parámetros se extraerán a partir de una ventana de análisis que abarcará la contracción muscular del proceso deglutorio tanto para los músculos suprahioides como infrahioides. El estudio de estos parámetros incluirá un análisis a nivel intersujeto y entre las poblaciones de sanos jóvenes, sanos mayores y disfágicos, centrándose en las comparaciones de sanos mayores y disfágicos.

### 1. Base de datos

La base de datos con la que cuenta el Ci2B consta con tres tipos diferentes de sujetos registrados, sanos jóvenes, sanos mayores y disfágicos. Toda esta información se ha adquirido gracias a un sistema de registro multimodal electroencefalográfico y electromiográfico ([Tomás et al., s. f.](#)) ([Moya, 2021](#)) ([Imaz et al., 2022](#)). Únicamente se va a detallar la información relacionada con la señal de sEMG registrada, porque es en la que se centra el presente trabajo de final de grado. Aunque sí que es cierto que al mismo tiempo que se está desarrollando este trabajo, en paralelo se están desarrollando un trabajo de fin de máster que estudiará la parte referida al EEG de esta misma base de datos, y de una tesis doctoral que estudia tanto el registro de sEMG, como de EEG.

En cuanto al registro de sEMG, la actividad muscular de los músculos suprahiodeo izquierdo, suprahiodeo derecho, infrahiodeo izquierdo e infrahiodeo derecho se midió por medio de cuatro duoelectrodos [Figura 14](#), según la disposición de la [Figura 15](#), durante cada uno de los tragos realizados por cada paciente.



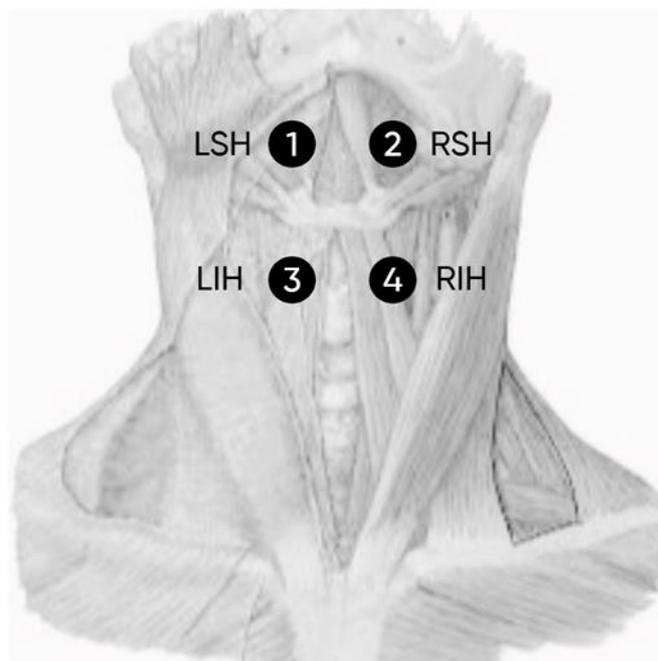
[Figura 14](#). Imagen de dos duoelectrodos utilizados durante la adquisición ([Moya, 2021](#))



[Figura 15](#). Colocación de los electrodos bipolares en el cuello del sujeto ([Moya, 2021](#))

El registro bipolar utilizado consiste en la agrupación de 2 electrodos en un mismo parche (duoelectrodo), en este caso un electrodo rojo y otro negro, en la que cada electrodo registrará una señal diferente, pero del mismo músculo. En ambas señales se llevará a cabo una cancelación del ruido y de las componentes comunes de la señal, mientras que las diferencias entre las señales serán amplificadas. Al contar con dos medidas sincronas del mismo músculo,

se obtendrán valores mucho más precisos de la señal sEMG, es por ello por lo que cada registro bipolar de electrodos corresponderá a cada uno de los músculos estudiados según la numeración de la [Figura 16](#), donde LSH se refiere al músculo suprahioideo izquierdo, RSH se refiere al músculo suprahioideo derecho, LIH se refiere al músculo infrahioideo izquierdo y RIH se refiere al músculo infrahioideo izquierdo ([Moya, 2021](#)).



[Figura 16](#). Distribución de los registros bipolares de sEMG durante la actividad deglutoria. Editado ([Cuello, s. f.](#))

La elección de estos músculos a la hora de caracterizar la actividad deglutoria es debido a que son de los músculos más extendidos en el estudio del campo de la deglución a través de sEMG y porque se han encontrado diferencias significativas durante el trago de sujetos sanos y pacientes con disfagia orofaríngea ([Tseng, 2013](#)) ([Cuadros-Acosta & Orozco-Duque, 2022](#)).

En cuanto al protocolo de registro se utilizó el programa *Event-IDE* que muestra a través de diferentes pantallas la acción a realizar en cada etapa del protocolo [Figura 17](#). En total el protocolo cuenta con cinco etapas, una primera introductoria sobre el proceso que se va a seguir y otras cuatro que describirán las acciones que el personal y el sujeto deben seguir:

- En primer lugar, aparece una pantalla inicial de comienzo del protocolo, donde el personal le tiene que explicar al sujeto que va a realizar la prueba en que van a consistir las diferentes etapas del protocolo y que líquidos va a ingerir a lo largo del estudio.
- En segundo lugar, aparece una pantalla en negro de una duración de 8 segundos, en la que el personal sanitario responsable le tiene que administrar los diferentes bolos alimenticios con los que se haya diseñado el estudio, estos bolos van desde agua hasta sustancias con un nivel de viscosidad preciso para cada sujeto.

- En tercer lugar, el sujeto tendrá que mantener el bolo administrado en la boca sin tragarlo durante 5 segundos, esta acción se refleja en la pantalla como una cruz blanca sobre un fondo anaranjado.
- En cuarto lugar, se le da al sujeto la orden de tragar por medio de un dibujo de un niño comiendo sobre un fondo verde, es entonces donde comienza la adquisición de la señal sEMG que durará 12 segundos.
- En quinto lugar, aparecerá una pantalla en negro que representa el tiempo de descanso que tiene que haber entre ensayo y ensayo para comprobar la seguridad y el bienestar del sujeto.



Figura 17. Ventanas que marcan las etapas del protocolo según el programa de *Event-IDE* (Imaz et al., 2022)

Las últimas cuatro etapas del protocolo se repitieron el mismo número de veces que tragos se registraron en la base de datos, pero no para todas las poblaciones se realizaron el mismo número de registros. Dependiendo del registro de la población que se trate, se encuentran diferencias en el número de tragos realizados por cada sujeto y en el número de sujetos dentro de cada población. En el caso de la población de sanos jóvenes, donde los sujetos constan con edades entorno a los 23 años, se registraron sesenta tragos por cada sujeto, divididos en veinte tragos que cada sujeto tuvo que realizar con su propia saliva, veinte tragos con 10 mL de yogurt y veinte tragos con 10 mL de agua. Contando con un total de 21 sujetos en el registro de sanos jóvenes. En el registro de los sujetos sanos mayores, donde los sujetos constan con edades entorno a los 64 años, se registraron cuarenta tragos de 5 mL por cada sujeto de dos sustancias con diferente viscosidad que permitan un trago seguro. Contando con un total de 21 sujetos en el registro de sanos mayores. Para el registro de los sujetos disfágicos se repitió la metodología empleada durante el registro de los sujetos sanos mayores, al dispensar dos sustancias con diferente viscosidad que le permitiesen al paciente disfágico realizar el trago de la manera más segura posible, contando con un máximo de 40 tragos por sujeto, aunque algunas veces se tenía que detener el registro debido a dificultades durante la recogida de datos. Contando con un total de 36 sujetos en el registro de sujetos disfágicos.

La base de datos a parte de contar con el propio registro de sEMG, también cuenta con información complementaria que ayuda a interpretar la señal, como de información referente al registro de los datos. Los campos de mayor interés con las que cuenta el registro son los siguientes:

Campos dentro del registro	Información contenida
<i>filename</i>	Nombre del fichero con la información inicial
<i>filepath</i>	Ubicación del fichero inicial

<b><i>nbchan</i></b>	Número de canales a utilizar durante el registro
<b><i>trials</i></b>	Número de tragos registrados
<b><i>pnts</i></b>	Número de muestras con la que cuenta la señal
<b><i>srate</i></b>	Frecuencia de muestreo utilizada
<b><i>times</i></b>	Vector temporal de cada señal en milisegundos
<b><i>data</i></b>	Vector de amplitudes para cada músculo estudiado en voltios
<b><i>chanlocs</i></b>	Ubicación de cada uno de los electrodos
<b><i>event</i></b>	Almacena el momento de la orden para tragar el bolo y el tipo de bolo administrado
<b><i>reject</i></b>	Almacena nos tragos desechados si se superan los umbrales establecidos en amplitud, entropía y curtosis
<b><i>historial</i></b>	Fecha en la que se realizó el registro

Tabla 8. Explicación de los distintos campos dentro de la base de datos del Ci2B en el registro de sEMG

Cabe destacar que el proceso de adquisición de los registros creaba un fichero con los datos de cada paciente y que toda esta información se agrupó en cada una de las tres poblaciones de estudio, es por eso por lo que en la [Tabla 8](#) se hace alusión a un fichero anterior con la información de cada sujeto. En la [Figura 18](#) se muestra los registros de los 17 primeros sujetos sanos jóvenes .

Fields	setname	filename	filepath	comments	nbchan	trials	pnts	srate	xmin	xmax	times	data	chanlocs	chaninfo	ref	event
1	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x61 struct
2	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
3	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x61 struct
4	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	63	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x63...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x63 struct
5	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x61 struct
6	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x62 struct
7	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
8	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
9	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
10	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
11	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
12	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
13	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x61 struct
14	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
15	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
16	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct
17	'Merged da...	'EMGconca...	'C:\Users\...	Parent datase...	4	60	24000	2000	-2	9.9995	1x24000 da...	4x24000x60...	1x4 struct	1x1 struct	'common'	1x60 struct

Figura 18. Distribución de la información dentro del registro de pacientes sanos jóvenes de la base de datos

## 2. Análisis de los datos

### 2.1. Detector automático de tiempos de activación

El algoritmo de detección automática del inicio de la actividad deglutoria para señales sEMG de los músculos suprahioides e infrahioides se programó en base a los artículos [Suntrup et al.](#)

(2014) y [Dziewas et al. \(2009\)](#). En ambos se describen dos marcadores claves para identificar temporalmente la contracción de los músculos deglutorios M0 y M1. El marcador M0 se caracteriza por representar el valor de la actividad electromiográfica basal previo al inicio de la deglución, la selección de este marcador de manera correcta es fundamental debido a que el marcador M1 se definirá a partir de M0. El marcador M1 define el momento donde da comienzo la actividad muscular, acontecimiento en el que se fundamenta el algoritmo de detección automática creado en este trabajo. Para la definición del marcador M1 se tienen que dar dos condiciones, primero un aumento de la actividad electromiográfica en amplitud o frecuencia mayor al 50% de la actividad electromiográfica definida en el marcador M0, y segundo que la actividad muscular se mantenga en un valor igual o superior al 100% de la actividad definida en M0. En la [Figura 19](#) se puede apreciar el nivel basal de amplitud que marca M0 y donde se situaría temporalmente el inicio de la actividad a través del marcador M1.

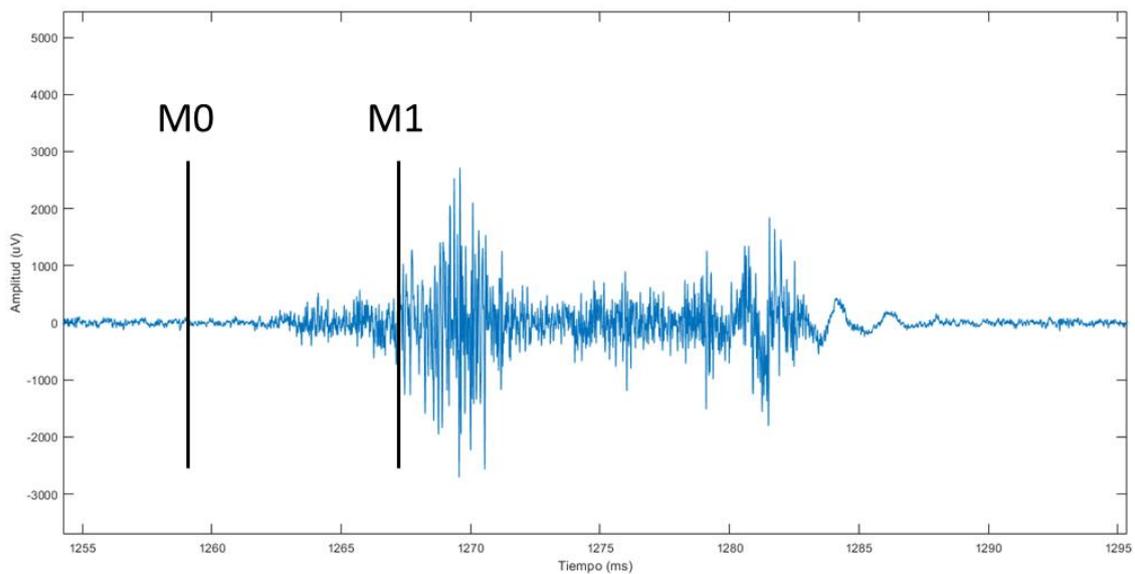


Figura 19. Representación de los marcadores M0 y M1 en una señal sEMG

El algoritmo desarrollado en Matlab pese a estar inspirado en el procedimiento descrito anteriormente, consta con variaciones y adaptaciones no descritas en [Suntrup et al. \(2014\)](#) y [Dziewas et al. \(2009\)](#). Los pasos que sigue el algoritmo para la detección automática del inicio de la actividad deglutoria son los siguientes:

- Preprocesado de la señal:** se aplica un filtrado digital paso alto Butterworth IIR de 10 Hz de frecuencia de corte, orden 5 y fase cero, y se rectifica la señal. Tras ello se aplica un segundo filtrado digital, en este caso paso bajo Butterworth IIR de 400 Hz de frecuencia de corte, orden 5 y fase cero, y por último se realiza un diezmado de la señal para pasar de una frecuencia de muestreo de 2 kHz a 200Hz. Todo esto con el objetivo principal de suavizar la señal en crudo del sEMG para mejor el desempeño del detector y reducir el tiempo de cómputo empleado. En la [Figura 20](#) se recogen de manera visual los pasos que se realizan en el preprocesado.

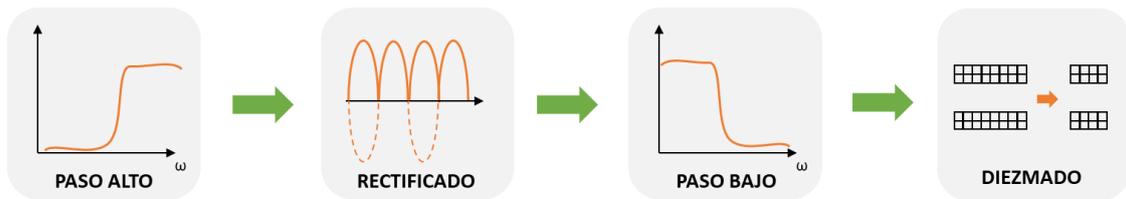


Figura 20. Preprocesado del algoritmo de detección automática

- Obtención de la amplitud basal M0:** se abre una ventana de estudio que abarca desde 1 segundos antes de la orden que se le da al sujeto para que trague, hasta el momento donde se efectúa la orden de trago. De esta ventana se obtiene el valor del percentil 20 de la amplitud registrada dentro de la ventana, que será el valor basal representativo. Este procedimiento se repetirá para cada uno de los tragos que realice cada sujeto, ya que el valor basal variará en función del músculo registrado, el bolo administrado y la fatiga del sujeto. Como se puede ver en la Figura 18 el eje temporal se hace positivo una vez se da la orden de trago, dicha orden está simbolizada con la línea azul, mientras que el área subrayada en azul representa la ventana utilizada para calcular el valor basal de la señal de sEMG.

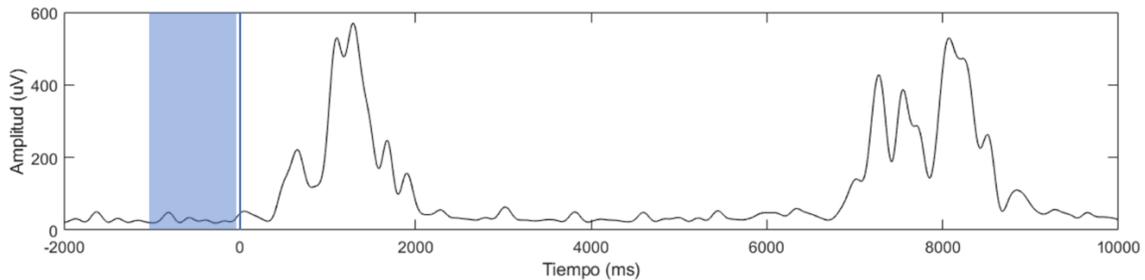


Figura 21. Orden de trago y ventana temporal para obtener el valor basal de la señal sEMG

- Búsqueda de los puntos máximos de la señal:** se obtiene el valor máximo que presenta la señal de electromiografía para que por medio de un umbral de un 30% del valor máximo encontrar todos los picos que superen este umbral. Con todos los picos seleccionados se escogerá únicamente el pico más cercano a 0,2 segundos después de dar la orden de trago, este desfase temporal de 0,2 segundos se añade como tiempo mínimo de respuesta que se necesita para captar la orden de trago, procesar la información y realizar el trago (Roubeau et al., 2008). En la Figura 22 se marcan la orden de trago con la línea azul y el pico más cercano que supera el umbral con un punto azul.

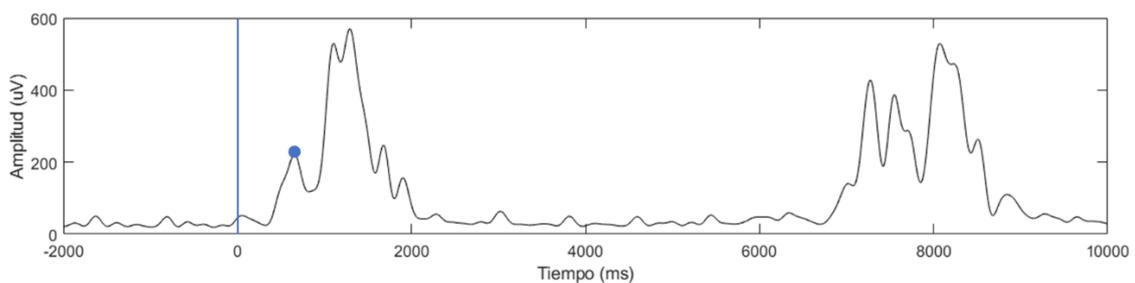
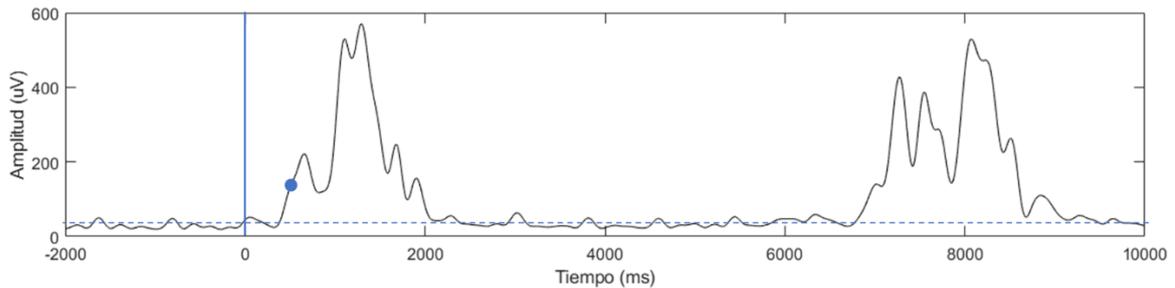


Figura 22. Ubicación del pico más próximo a la orden de trago

- **Localización del inicio de la actividad muscular M1:** a partir del valor basal de la señal obtenido de M0 se calculan todos los puntos que estén comprendidos entre un aumento del 50% y del 100% del valor basal. Y se escoge el valor que se encuentre inmediatamente antes del pico previamente seleccionado, consiguiendo que este siempre se encuentre en pendiente positiva al estar en el lado izquierdo de un pico positivo. En la [Figura 20](#) se representa la orden de trago con una línea continua de color azul, en línea discontinua el valor basal y se remarca el tiempo seleccionado como M1 con un punto azul.



[Figura 23.](#) Detección del inicio de la contracción muscular.

Adicionalmente el algoritmo también devuelve el valor máximo de la señal y el momento en el que se ha producido dicho pico, para comprobar si se ha producido alguna activación muscular adelantada a la orden de trago, si se ha producido un retraso en el trago, si existe la presencia de artefactos en la señal y si estos artefactos han coincidido con la activación muscular invalidando el ensayo.

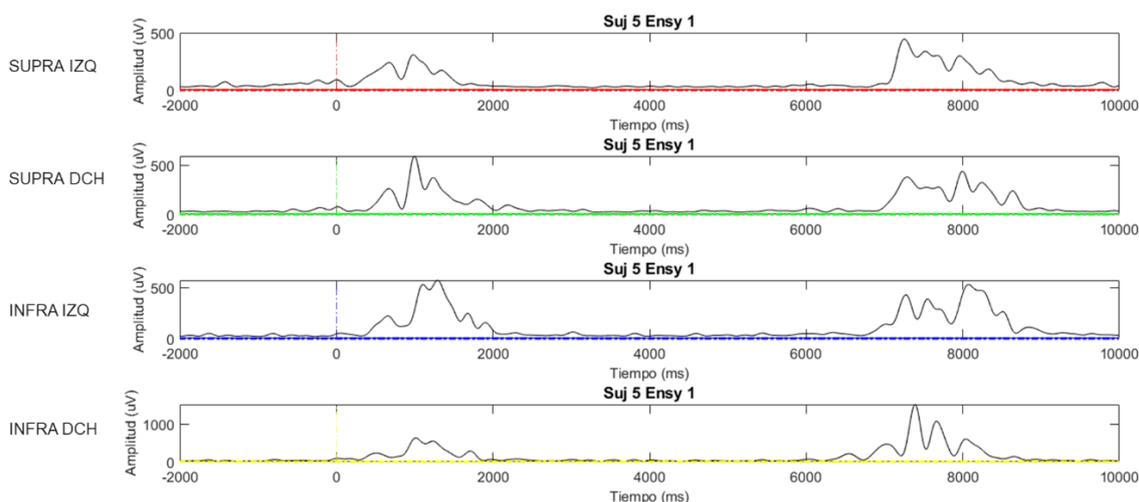
## 2.2. Segmentación manual

La segmentación manual de los marcadores M1 de las señales sEMG pertenecientes a la base de datos del Ci2B se realizó con el objetivo principal de valorar el desempeño del detector automático desarrollado y abordar el estudio de los tiempos de activación muscular como biomarcadores del proceso deglutorio. Además, M1 se utilizará para determinar los segmentos a analizar de cara a la parametrización de la señal sEMG durante el proceso deglutorio de los grupos de estudio. Finalmente, la identificación manual es un proceso doble ciego también permitirá llevar a cabo otros estudios de la línea de investigación del Ci2B.

De manera general, la segmentación manual ha seguido tres etapas, la primera es una segmentación inicial de los inicios de trago a partir de las señales obtenidas después de aplicar el mismo preprocesado que se utilizaba durante la detección automática de M1 [Figura 20](#). La segunda es una revisión de la señal original en aquellos tragos en los que se tuvieran indicios de posibles artefactos o interferencias que pudieran conllevar a detecciones erróneas de los inicios de activación. La tercera etapa es una revisión visual global de todos los ensayos segmentados y sin segmentar para evitar la intromisión de cualquier tipo de error humano.

La primera etapa de la segmentación se realizó gracias a un segundo programa desarrollado en Matlab. Las entradas de este programa fueron la población de la base de datos a segmentar, el número de sujeto, el ensayo por el que se quería comenzar y una plantilla donde se recogieron los valores de interés de cada señal. La ejecución del programa comienza mostrando por pantalla los cuatro músculos de estudio siguiendo el orden de suprahiodeo izquierdo,

suprahioideo derecho, infrahioideo izquierdo y suprahioideo derecho, diferenciados por colores tal y como se puede ver en la [Figura 24](#), donde SUPRA IZQ se corresponde con el músculo suprahioideo izquierdo y SUPRA DCH, INFRA IZQ e INFRA DCH con sus correspondientes músculos. Además, se marcan de manera gráfica la orden de trago como la línea vertical discontinua y el valor basal calculado de cada señal como la línea discontinua horizontal.



[Figura 24](#). Señal sEMG de los 4 músculos estudiados del Sujeto 5 ensayo 1

Esta primera visualización global de los músculos suprahioideos e infrahioideos se realiza para tener una visión holística de cuál ha sido el desarrollo de la deglución en cada uno de los músculos y poder segmentar M1 de manera precisa. A continuación, se ofrecen tres opciones de actuación al usuario tras esta primera evaluación general del trago, la primera opción es el rechazo completo de las señales registradas en los 4 músculos y el paso al siguiente ensayo, la segunda opción es la aceptación completa de las señales registradas en los cuatro músculos y su correspondiente segmentación, y la tercera opción es la combinación de las dos anteriores donde se puede aceptar o rechazar individualmente cualquiera de las 4 señales representadas, tal y como se puede ver en la [Figura 25](#).

- La primera opción rechaza el ensayo por completo aplicándose cuando no es posible distinguir la activación muscular en ningún canal, ya sea debido a artefactos, interferencia o la propia desconexión de los electrodos. También existe la posibilidad de que haya una clara activación muscular, pero esta se ha realizado antes de dar la orden de trago, lo cual invalida el registro. Al realizar esta acción el programa detecta que se desecha el ensayo por lo que no se almacena ningún tipo de información relacionada con el ensayo.
- La segunda opción acepta el ensayo por completo al aceptar la segmentación de los cuatro canales. Cada vez que se acepte la segmentación de un canal individualmente se le permitirá al usuario ampliar la zona de interés dentro de la señal y segmentar la señal por medio del uso del ratón. Este proceso se repetirá para los 4 canales en orden descendente y no pasará al siguiente ensayo hasta que no se encuentren los 4 músculos segmentados. Al realizar esta acción el programa almacenará el tiempo que transcurrido

desde que se da la orden de tragar hasta el punto segmentado manualmente como el inicio de la contracción muscular, junto a más información relacionada con el trago.

- La tercera opción permite el trato individualizado de los canales al poder desechar aquello en los que exista algún artefacto, interferencia o que directamente no se haya detectado actividad muscular, y segmentar aquellos músculos que muestren señales de buena calidad de manera individualizada. En las señales que se hayan desechado no se almacenará información referente al trago, mientras que en los tragos segmentados se almacenará el tiempo en el que ocurre la activación muscular junto con información relacionada con el trago.

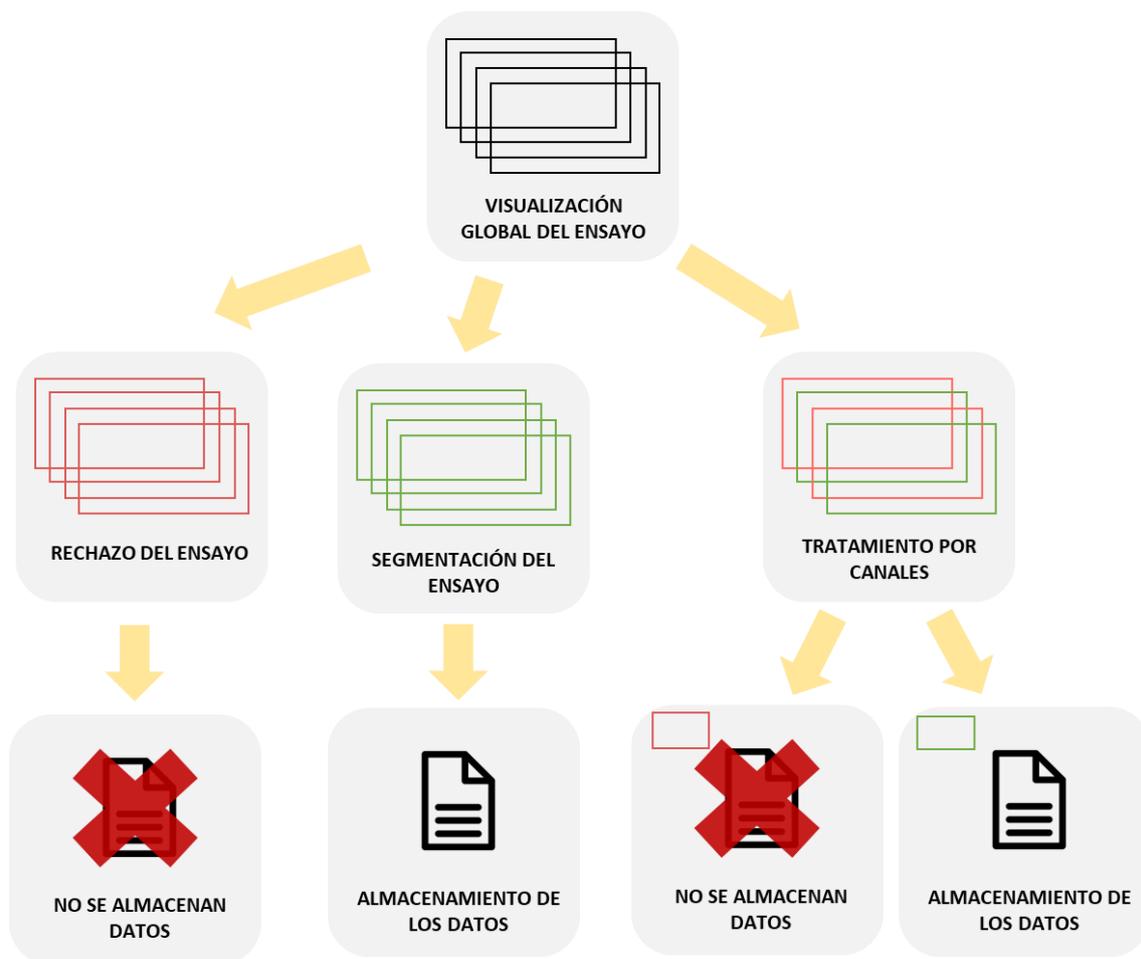


Figura 25. Resumen de las opciones que permite la primera etapa de la segmentación manual

Como salida del programa se obtendrá la plantilla que se había cargado previamente con todos los sujetos, ensayos y músculos de la población a segmentar. Junto con el valor de la segmentación automática, el valor de la segmentación manual, la diferencia temporal existente entre estas dos segmentaciones, el voltaje del pico máximo registrado y el momento en el que se registró este pico máximo, siguiendo la disposición de la [Tabla 9](#).

SUJETOS	ENSAYO	MÚSCULO	AUTOMÁTICO (ms)	MANUAL (ms)	DIFERENCIA (ms)	VOLTAJE MÁXIMO (V)	MOMENTO PICO MÁXIMO (ms)
Sujeto 1	Ensayo 1	Supra Izq	540	556	16	$1,87 \times 10^{-4}$	1215
Sujeto 1	Ensayo 1	Supra Drch	565	556	-9	$6,59 \times 10^{-5}$	1485
Sujeto 1	Ensayo 1	Infra Izq	390	655	265	$2,85 \times 10^{-5}$	1110
Sujeto 1	Ensayo 1	Infra Drch	390	683	293	$5,52 \times 10^{-5}$	1225
Sujeto 1	Ensayo 2	Supra Izq	680	611	-69	$1,25 \times 10^{-4}$	1080

Tabla 9. Formato de almacenamiento de la información referente a la segmentación muscular.

La segunda etapa se realizó con el fin de comprobar si en aquellas señales que se tenía alguna sospecha de que pudiese existir algún artefacto o interferencia, se confirmase o desmintiesen dichas sospechas, valorando si la presencia de estas alteraciones afectaba directamente a la activación muscular de la señal electromiográfica. En el caso de que los artefactos afectasen directamente a la activación muscular la señal se desechaba ya que falsearía los resultados obtenidos, mientras que en el caso contrario se aceptaría como trago válido y se segmentaría.

La tercera etapa de la segmentación manual es una revisión visual de todas las señales del registro con el objetivo de comprobar que todas las segmentaciones realizadas son precisas y correctas, y que todas las señales que no se han segmentado presentan razones fundamentadas. En la Figura 26 se puede observar las cuatro señales de sEMG correspondientes a cada músculo de estudio, con un marcador que representa M1 en las cuatro señales. Al igual que en la primera etapa, en esta también se permiten tres opciones, pudiendo cambiar la ubicación de M1 de los cuatro canales, pasar al siguiente registro y la edición individualizada de los canales.

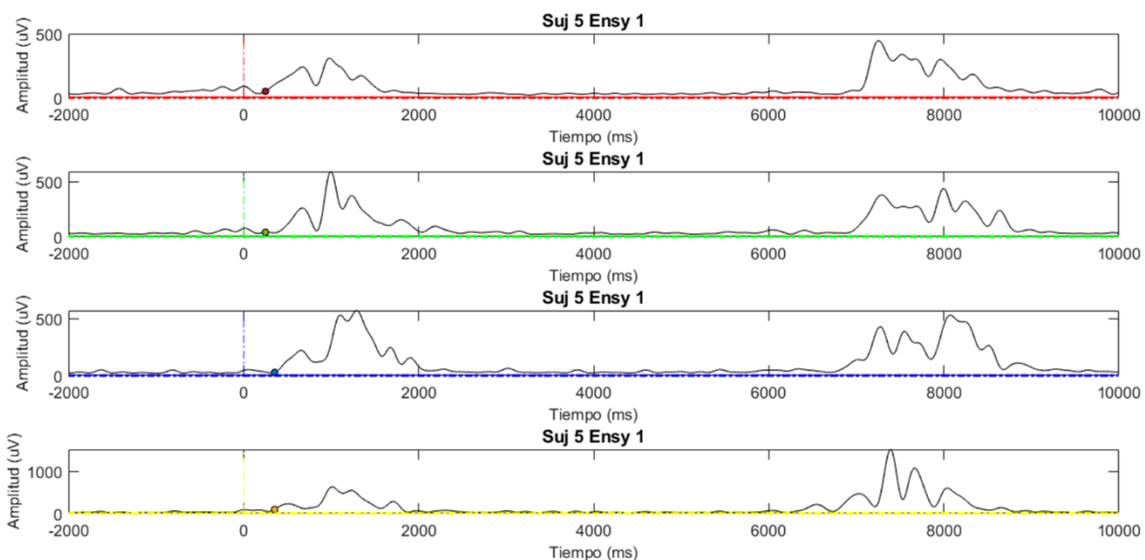


Figura 26. Revisión de la señal sEMG de los 4 músculos estudiados del Sujeto 5 ensayo 1.

En resumen, la segmentación manual de la base de datos del Ci2B correspondiente a señales sEMG se realiza en 3 etapas, una segmentación inicial, una búsqueda de artefactos y una revisión visual global, tal y como se muestra en diagrama de flujo de la Figura 27.

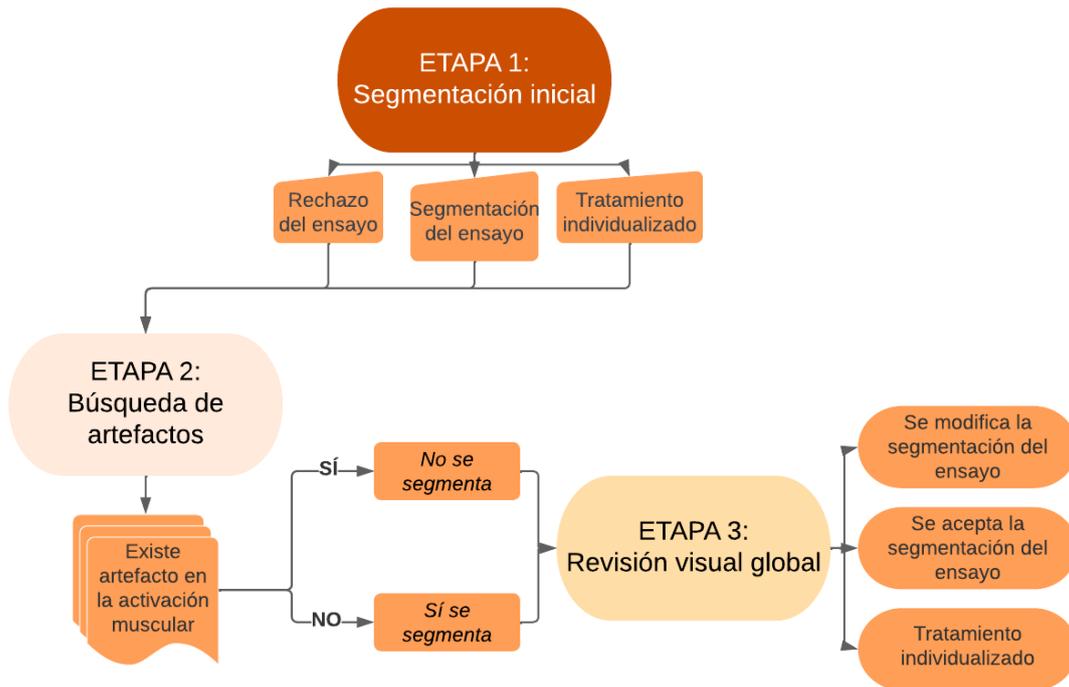


Figura 27. Diagrama de flujo de la segmentación manual

### 2.3. Parametrización de la señal sEMG

Dentro de cada una de las señales del registro que fueron segmentadas se extrajeron ocho parámetros distintos a partir de una única ventana de estudio que comprendía la activación muscular del sEMG. Para ubicar temporalmente cada una de las ventanas de estudio se utilizó el marcador M1 de la segmentación manual, haciendo coincidir el inicio de la ventana con M1, para únicamente estudiar la contracción muscular. El tamaño de ventana utilizado se obtuvo a través de un *grid search*, donde se realizó un estudio comparativo con ventanas temporales de distintos tamaños, en concreto se aplicaron ventanas de 500 ms, 1000 ms y 1500 ms, como se puede ver en la [Figura 28](#) a través de las distintas zonas subrayadas en azul.

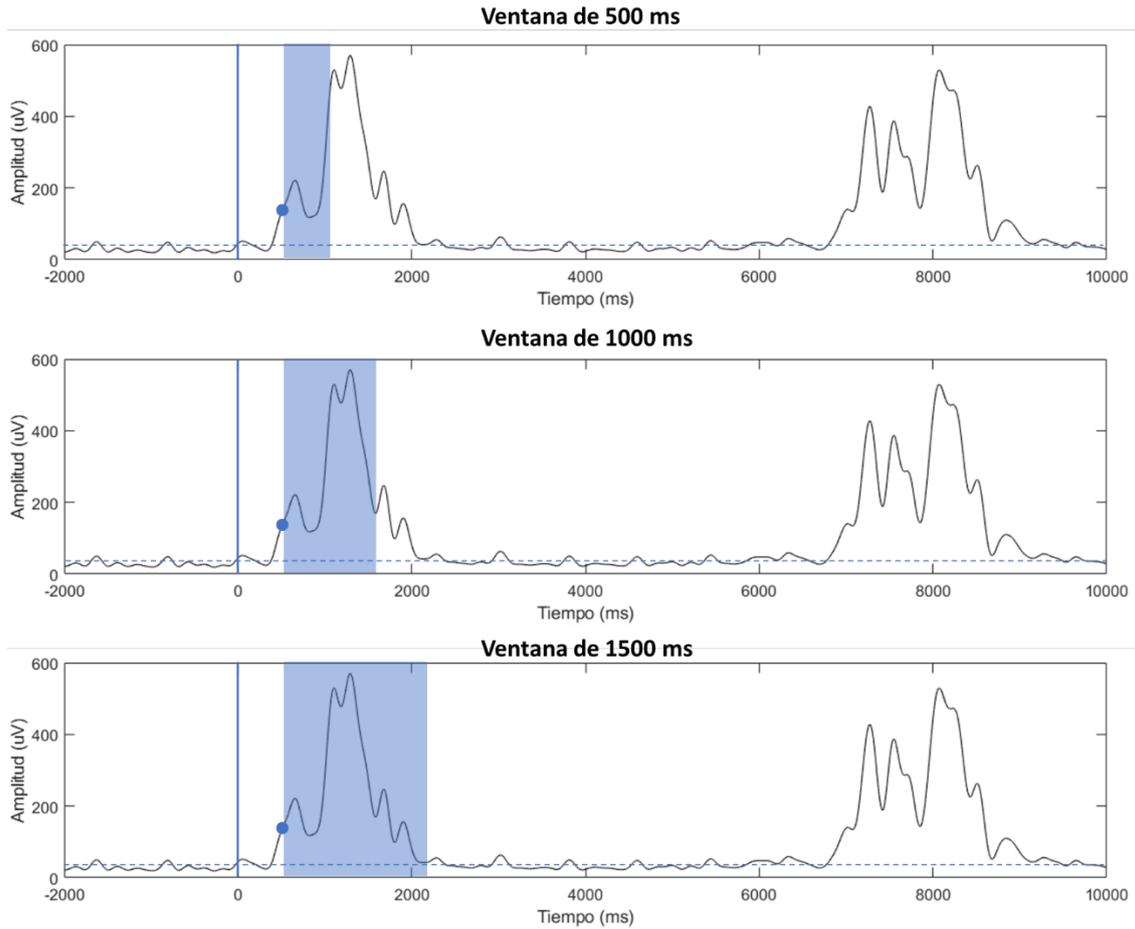


Figura 28. Extracción de parámetros por medio de diferentes tamaños de ventana.

En total se extrajeron 8 parámetros, 4 pertenecientes a la familia de parámetros temporales, 2 pertenecientes a la familia de parámetros espectrales y 2 pertenecientes a la familia de parámetros de complejidad y orden. La mayoría de ellos escogidos del artículo [Roldan-Vasco et al. \(2023\)](#), porque presentaban diferencias significativas entre sujetos sanos y disfásicos.

Los parámetros temporales que se extrajeron fueron *Root Meann Square*, *Difference of Absolute Standard Desviation*, *Log Detector* y *Hilbert Envelope Kurtosis*:

- El parámetro *Root Meann Square (RMS)* también conocido como el valor eficaz de la señal es una medida estadística que proporciona una estimación de la amplitud promedio de la señal a lo largo del tiempo. En señales de electromiografía se utiliza para cuantificar la amplitud de la actividad muscular en diferentes intervalos de tiempo. Se calcula utilizando la siguiente ecuación, donde  $x_i$  son los diferentes valores de la señal y  $N$  es el número total de muestras con las que cuanta la señal ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)):

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (1)$$

- El parámetro *Difference of Absolute Standard Deviation (DASDV)* es una medida utilizada para cuantificar la variabilidad de dos muestras consecutivas dentro de una señal de manera normalizada. En señales electromiográficas se utiliza para cuantificar la variabilidad en la actividad muscular de dos muestras consecutivas de manera normalizada. Se calcula utilizando la siguiente ecuación, donde  $x_i$  son los valores de la señal y  $N$  es el número total de muestras con las que cuenta la señal ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)):

$$DASDV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (2)$$

- El parámetro *Log Detector (LOG)* es una medida que se utiliza para cuantificar la información relacionada a bajas energías de la señal. En señales de sEMG se utiliza para cuantificar las amplitudes bajas de la señal de manera normalizada y valorar si estas tienen relevancia. Se calcula utilizando la siguiente ecuación, donde  $x_i$  son los valores de la señal y  $N$  es el número total de muestras con las que cuenta la señal ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)):

$$LOG = \exp\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log(|x_i|)\right) \quad (3)$$

- El parámetro *Hilbert Envelope Kurtosis (HK)* es una medida que permite cuantificar las no linealidades de una señal. Para calcularla este parámetro se aplica la transformada de Hilbert sobre la señal para analizar los cambios rápidos y lentos en amplitud, se calcula la envolvente de dicha transformada y se aplica el parámetro de curtosis para comparar la distribución de la envolvente de la señal con la de una distribución normal. La ecuación descrita se puede ver a continuación, donde  $X$  es la señal a parametrizar ([The diagnosis approach for rolling bearing fault based on Kurtosis criterion EMD and Hilbert envelope spectrum, 2017](#)):

$$HK = kurtosis(envelope(|X|)) \quad (4)$$

Los parámetros espectrales que se extrajeron fueron *Mean Frequency* y *Median Frequency*:

- El parámetro *Mean Frequency (MNF)* es una medida estadística utilizada para cuantificar la frecuencia característica o frecuencia promedio de una señal. Para calcular este parámetro se tiene que obtener el espectro de frecuencias de la señal para poder realizar un promediado ponderado de las frecuencias presentes en la señal. Se calcula utilizando la siguiente ecuación, donde  $P_j$  son las distintas bandas de frecuencias presentes en la densidad espectral de potencia (PSD) de la señal ponderadas en función

de la potencia en cada banda y  $M$  es el número total de bandas de frecuencias en la PSD ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)):

$$MNF = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M P_j \quad (5)$$

- El parámetro *Median Frequency (MDF)* es una medida estadística utilizada para cuantificar la frecuencia que se encuentra en el medio de la distribución de frecuencias de la señal estudiada. Para calcular este parámetro se tiene que obtener el espectro de frecuencias de la señal, igual que en el parámetro de *Mean Frequency*, pero este caso a diferencia del parámetro anterior se calcula la frecuencia a la cual el 50% de la energía de la señal se encuentra por debajo y el 50% de la energía de la señal se encuentra por encima. Se calcula utilizando la siguiente ecuación, donde  $P_j$  son las distintas bandas de frecuencias presentes en la PSD de la señal ponderadas en función de la potencia en cada banda y  $M$  es el número total de bandas de frecuencias en la PSD ([Roldan-Vasco et al., 2023](#)):

$$MNF = \sum_{j=1}^{MDF} P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (6)$$

Los parámetros de complejidad y orden que se extrajeron fueron *Sample Entropy* y *Higuchi Fractal Dimension*:

- El parámetro *Sample Entropy (SE)* es una medida utilizada para cuantificar la variabilidad de los patrones de una señal, permitiendo analizar su grado de orden y predictibilidad. Se calcula con la ecuación (10), donde  $r$  es la tolerancia mínima para aceptar coincidencias,  $A$  y  $B$  son las probabilidades de dos señales temporales,  $m$  son las dimensiones en las que están embebidas las señales y  $N$  el número de dimensiones con las que cuentan las señales ([Richman & Moorman, 2000](#))([Roldan-Vasco et al., 2023](#)), en este estudio se utilizaron una tolerancia mínima del 20% y 2 dimensiones para representar las señales de estudio:

$$SE = \lim_{N \rightarrow \infty} \left[ -\ln \left( \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right) \right] \quad (7)$$

- El parámetro *Higuchi Fractal Dimension (HFD)* es una medida utilizada para cuantificar la rugosidad o complejidad de una serie temporal, permitiendo analizar el grado de irregularidad y de auto semejanza en una señal. La idea sobre la que se cimienta este parámetro es que una serie temporal suavemente variante puede ser aproximada por una curva fractal. Se calcula por medio de la combinación de las ecuaciones (11) y (12), donde  $X$  es la serie temporal,  $k$  es el tamaño de las subseries en las que se va a dividir la señal,  $m$  es el punto de inicio del análisis dentro de cada serie temporal y  $N$  es el tamaño de la serie temporal ([De Hernandezgomez, 2022](#)), en este

estudio se utilizaron dos subseries en las que se dividió la señal, las cuales variarían de tamaño dependiendo de la ventana a utilizar, y además se tomó el inicio de cada subserie como el inicio de cada análisis :

$$HFD = \frac{1}{k} \sum_{m=1}^k L_m(k) \quad (8)$$

$$L_m(k) = \frac{N-1}{\left[\frac{N-m}{k}\right] k^2} \sum_{i=1}^{\left[\frac{N-m}{k}\right]} |X_N(m+k i) - X_N(m+(i-1)k)| \quad (9)$$

## 2.4. Análisis estadístico de los biomarcadores

En el análisis de los biomarcadores se estudiaron tanto los biomarcadores obtenidos a partir de la segmentación manual de los tiempos de activación muscular, como los parámetros temporales, espectrales y de complejidad obtenidos a partir de las diferentes ventanas de estudio. Los biomarcadores obtenidos a través de la segmentación manual fueron los propios tiempos de activación de cada músculo y los desfases temporales entre la activación de los músculos suprahioides e infrahioides, ya que este último biomarcador mostró ser de interés para diferenciar las poblaciones sanas y disfágica ([Ye-Lin et al., 2022b](#)). Con ellos se podrá obtener información acerca de los tiempos de reacción de los sujetos de cada población, el grado de coordinación y de estabilidad que existe entre músculos bilaterales e ipsilaterales, junto con la cuantificación del grado de sincronización ipsilateral de los músculos suprahioides e infrahioides por medio del desfase temporal.

El análisis de todos estos biomarcadores se llevó a cabo en tres niveles, el primer nivel es el estudio intrasujeto en el que se realiza una comparativa entre los diferentes registros de un mismo sujeto, el segundo nivel es el estudio intersujeto comparativa entre cada uno de los sujetos dentro de la misma población y el tercer nivel es el estudio poblacional donde se comparan las tres poblaciones de estudio.

### 2.4.1. Pruebas estadísticas

Para llevar a cabo este análisis a tres niveles primero se comprobó que los datos no seguían una distribución normal y seguidamente se recurrió tanto a la prueba de rango con signo de Wilcoxon–Mann–Whitney ([Wilcoxon signed rank test - MATLAB signrank - MathWorks España, s. f.](#)), como a la prueba de suma de rangos de Wilcoxon–Mann–Whitney ([Prueba de suma de rangos de Wilcoxon - MATLAB ranksum - MathWorks España, s. f.](#)), para comprobar si los datos estudiados presentaban o no diferencias estadísticamente significativas. También se utilizó el test Z ([Z Test: Definition & Two Proportion Z-Test - Statistics How To, 2023](#)) con el objetivo de verificar si los porcentajes de sujetos que mostraban diferencias significativas resultaban ser significativos al compararlos con los porcentajes de las otras poblaciones.

La prueba de Wilcoxon–Mann–Whitney es una prueba estadística no paramétrica que compara dos poblaciones, cuando las observaciones de las muestras están relacionadas se utiliza la versión pareada, implementada en Matlab como la prueba de rangos con signo de Wilcoxon–Mann–Whitney. En este caso, el estadístico de la prueba ,W, es la suma de los rangos de las diferencias positivas entre las observaciones de las dos muestras. Cuando el tamaño de las muestras es grande, o cuando el método es aproximado, la prueba de rango con signo de Wilcoxon–Mann–Whitney implementada con el nombre de *signrank()* calcula el Valor-P utilizando el estadístico Z que se muestra a continuación:

$$z = \frac{(W - n(n + 1)/4)}{\sqrt{\frac{n(n + 1)(2n + 1) - tiedj}{24}}}, \quad (10)$$

Donde  $n$  es el tamaño de la muestra de la diferencia entre poblaciones y *tiedj* es el valor de ajuste del empate obtenido de la función de Matlab *tiedrank()*, siendo  $x$  la población de estudio 1 e  $y$  la población de estudio 2 en  $[tie\_rank, tiedj] = tiedrank(abs(diff(x,y)), 0, 0, epsdiff)$  (Gibbons et al., 2011) (Hollander et al,1999).

La prueba de Wilcoxon–Mann–Whitney también presenta una variante no pareada cuando las observaciones de las dos muestras son independientes, implementada en Matlab como la prueba de suma de rangos de Wilcoxon–Mann–Whitney con el nombre de *sumrank()*. Al igual que con la prueba de rango con signo de Wilcoxon–Mann–Whitney el estadístico de la prueba es W y en esta implementación se utiliza el estadístico Z en lugar del Valor-P cuando las muestras son muy grandes, donde X e Y son dos muestras independientes de tamaños  $n_x$  y  $n_y$ , con  $n_x < n_y$  y el estadístico Z es obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$z = \frac{W - E(W)}{\sqrt{V(W)}} = \frac{W - \left[ \frac{n_x n_y + n_x(n_x + 1)}{2} \right] - 0.5 * sign(W - E(W))}{\sqrt{\frac{n_x n_y (n_x + n_y + 1 - tiescor)}{12}}}, \quad (11)$$

Con corrección de continuidad y ajuste de los empates. Obteniendo *tiescor* a partir de:

$$tiescor = \frac{2 * tiedj}{(n_x + n_y)(n_x + n_y - 1)}, \quad (12)$$

Donde *ranksum()* utiliza la función Matlab *tiedrank()* para obtener los ajustes de los empates según  $[ranks, tiedj] = tiedrank(x,y)$ . La distribución normal estándar da el Valor-P para esta estadística Z (Gibbons et al., 2011) (Hollander et al,1999).

El test Z es una prueba estadística paramétrica para evaluar si existen diferencias significativas entre una muestra y una población de referencia. Como en los casos anteriores se utiliza el estadístico Z para calcular el P-Valor que marcará si existen o no diferencias estadísticamente significativas entre la muestra y la población de referencia. En la implementación realizada en Matlab se utilizó la versión del test Z de dos colas con un nivel de aceptación alfa del 5%. A continuación, en la ecuación (13) se muestra el cálculo del estadístico Z, donde  $p_1$  y  $p_2$  son las

proporciones utilizadas en las dos muestras, mientras que  $p$  es la proporción de muestras de ambas poblaciones, y  $n_1$  junto con  $n_2$  son el total datos en cada muestra:

$$Z = \frac{(\hat{p}_1 - \hat{p}_2) - 0}{\sqrt{\hat{p}(1 - \hat{p}) \left( \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}} \quad (13)$$

#### 2.4.2. Desarrollo del análisis

El análisis de los biomarcadores como se ha comentado anteriormente consistió en un estudio a tres niveles, a nivel intrasujeto, a nivel intersujeto y a nivel poblacional. En el estudio intrasujeto se compararon todos biomarcadores obtenidos en cada músculo con sus correspondientes músculos bilaterales e ipsilaterales. Por ejemplo, el biomarcador *RMS* se comparó cuatro veces para un mismo sujeto, primero se realizaron las comparativas de los músculos bilaterales, comparando el valor del *RMS* del músculo suprahioideo izquierdo con el *RMS* obtenido del suprahioideo derecho y *RMS* del músculo infrahioideo izquierdo se comparó con el *RMS* del infrahioideo derecho. Seguidamente, se realizaron las comparativas de los músculos ipsilaterales donde se compararon los valores del *RMS* del músculo suprahioideo izquierdo con el infrahioideo izquierdo y del suprahioideo derecho con el infrahioideo derecho. Estas cuatro comparativas que se resumen visualmente en la [Figura 29](#), tienen como principal objetivo poner de manifiesto las semejanzas y diferencias de los biomarcadores obtenidos en los distintos músculos estudiados, además de poder cuantificar la variabilidad que aporta cada uno de los sujetos y ver si existen coherencia con los resultados mostrados en el estudio intersujeto.



Figura 29. Las cuatro comparativas realizadas entre los músculos de estudio

La prueba estadística que se utilizó para comparar cada uno de los músculos fue la prueba pareada de rangos con signos de Wilcoxon–Mann–Whitney, ya que los datos del estudio estaban relacionados al comparar los registros de cada ensayo dentro de un mismo sujeto. Además, una vez computadas estas comparativas entre músculos, por medio del test  $Z$  se contabilizaron todos aquellos sujetos que mostraron diferencias significativas en cada una de las comparativas musculares para ver si existían diferencias significativas entre las distintas poblaciones de estudio.

Para el estudio intersujeto dentro de una misma población se agruparon los valores de todos los ensayos que pertenecen a un mismo sujeto por medio del valor de la mediana. Al eliminar la

dimensión de los ensayos por medio del uso de la mediana, para cada sujeto se obtendrán cuadro valores representativos, cada uno de ellos haciendo referencia a cada músculo estudiado. A continuación, se aplicará la prueba estadística pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney realizando las mismas comparativas que se realizaron en el estudio intrasujeto, mostrado en la [Figura 29](#). Adicionalmente, si no se encuentran diferencias significativas entre los biomarcadores de dos músculos, estos se estudiarán de manera conjunta promediando los valores del biomarcador en cada uno de los ensayos realizado, en cambio, si se encontraban diferencias significativas entre dos músculos, el estudio continuará de manera individual. El proceso seguido en el estudio intersujeto se recoge en la [Figura 30](#), donde se aprecia de manera resumida la eliminación de la dimensión de los ensayos, la prueba estadística utilizada y la agrupación muscular en el caso que fuese necesaria.

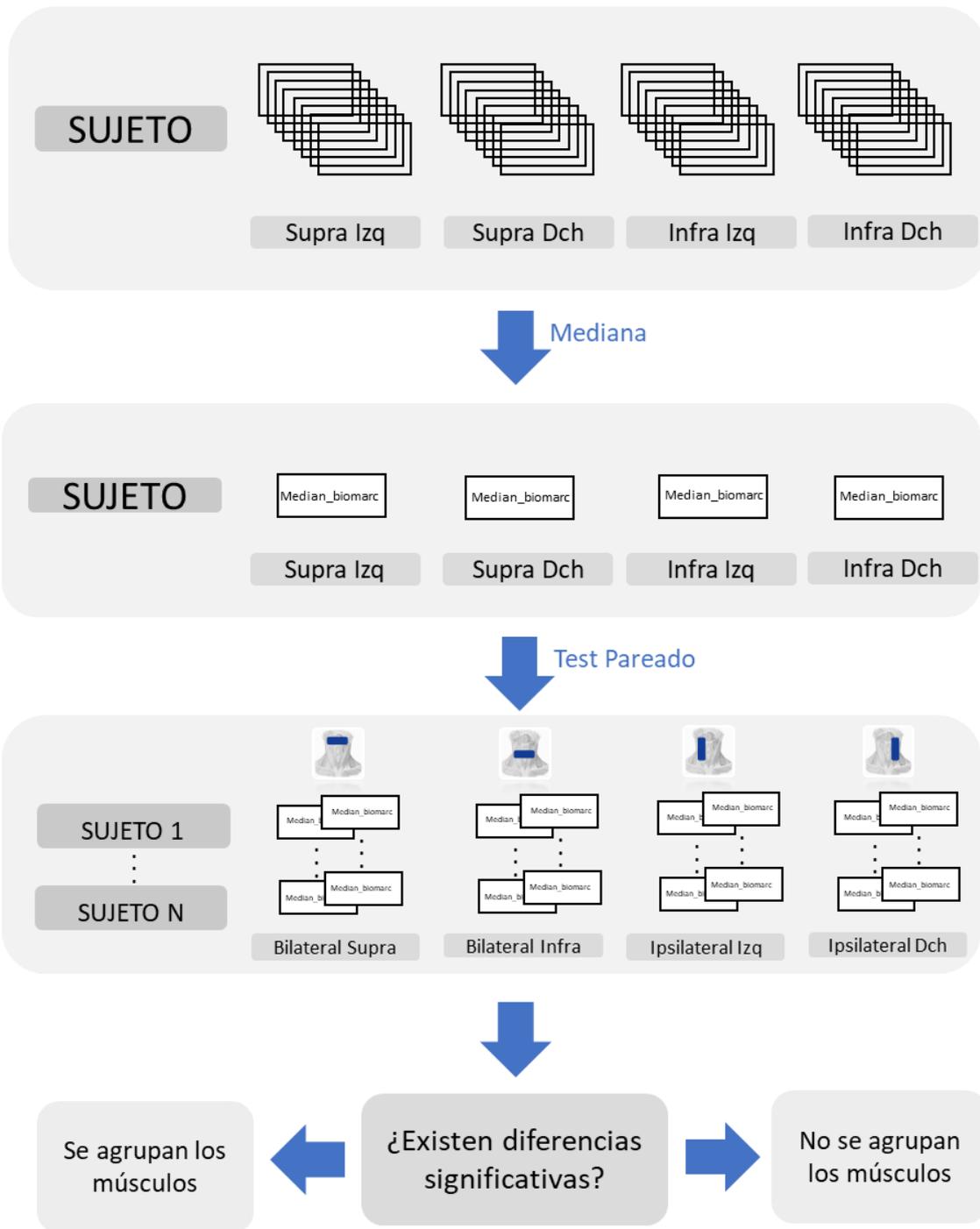


Figura 30. Estudio intersujeto de los biomarcadores

Para el análisis poblacional se partió del resultado obtenido en el estudio inter sujeto al realizar las agrupaciones musculares convenientes promediando los tiempos de activación de los músculos involucrados en cada uno de los ensayos. A continuación, para simplificar el estudio se eliminó la dimensión de los ensayos a partir de la generación de valores representativos a nivel de sujeto al igual que en el estudio anterior. Pero en este caso se optaron por el uso de la mediana para ver la dispersión general de los biomarcadores de cada población y del rango intercuartílico para ver la variabilidad existente dentro de los tiempos de activación y desfases temporales de cada población. El interés del estudio de la variabilidad de los tiempos de activación y los desfases temporales se debe a que estos biomarcadores mostraron ser de interés

durante la realización del estudio al ser capaces de diferenciar entre poblaciones sanas y disfágica ([Koyama et al., 2021](#)) ([Ye-Lin et al., 2022b](#)).

El análisis estadístico dentro del estudio poblacional de los biomarcadores se realizó a través la prueba no pareada de suma de rangos de Wilcoxon–Mann–Whitney, debido a que las muestras de las distintas poblaciones son independientes. Mientras que los datos obtenidos de cada población se representaron por medio del uso de diagramas de caja y bigotes, para ver las distribuciones que creaban los datos de cada población y poder compararlos de una manera visual.

A continuación, en la [Figura 31](#) se muestra un diagrama de flujo que representa todos los pasos seguidos dentro del análisis estadístico de los biomarcadores de una manera holística, con el propósito de mostrar visualmente un resumen de la metodología empleada.

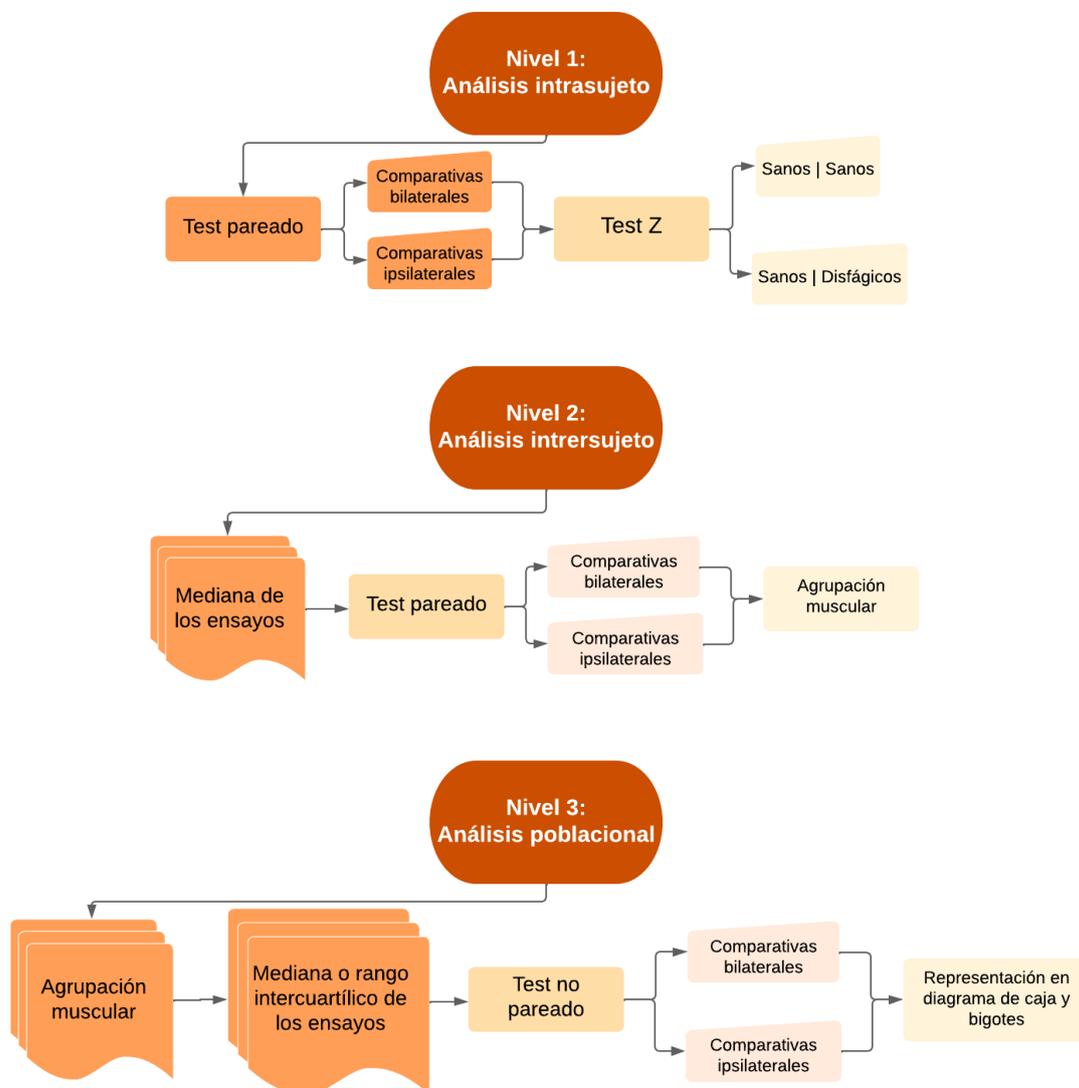


Figura 31. Diagrama de flujo del análisis estadístico de los biomarcadores

## CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este apartado se muestran los resultados más relevantes obtenidos tras aplicar la metodología descrita en el apartado anterior. En primer lugar, se muestran los resultados del desempeño del detector automático de tiempos de activación a través de varios diagramas de cajas y bigotes para cada una de las distintas poblaciones de estudio.

En segundo lugar, se muestran los resultados del análisis de los biomarcadores a nivel intrasujeto e intersujeto para cada uno de los grupos de sanos jóvenes, sanos mayores y disfágicos. Seguido del análisis conjunto de las tres poblaciones, donde se ahondó en el análisis de los biomarcadores a través de pruebas estadísticas y diagramas de cajas y bigotes.

### 1. Desempeño del detector automático de los tiempos de activación

El método por el que se ha valorado el desempeño del detector automático de inicios de activación fue a través de un examen visual donde se compararon los marcadores de M1 obtenidos a partir de la segmentación automática y de la segmentación manual. Este examen visual se realizó por medio de diagramas de cajas y bigotes mostrando el resultado de ambas segmentaciones en cada una de las tres poblaciones para observar de una manera preliminar si existe solapamiento entre las distribuciones de ambas muestras. A continuación, se muestra en las Figuras 32, 33 y 34 el desempeño del detector automático de activación muscular para cada una de las poblaciones estudiadas. El hecho de que aparezcan tiempos negativos en la segmentación automática es debido a que el algoritmo sitúa el marcador M1 del inicio de la activación muscular antes de la orden de trago, aspecto que se abordarán más adelante.

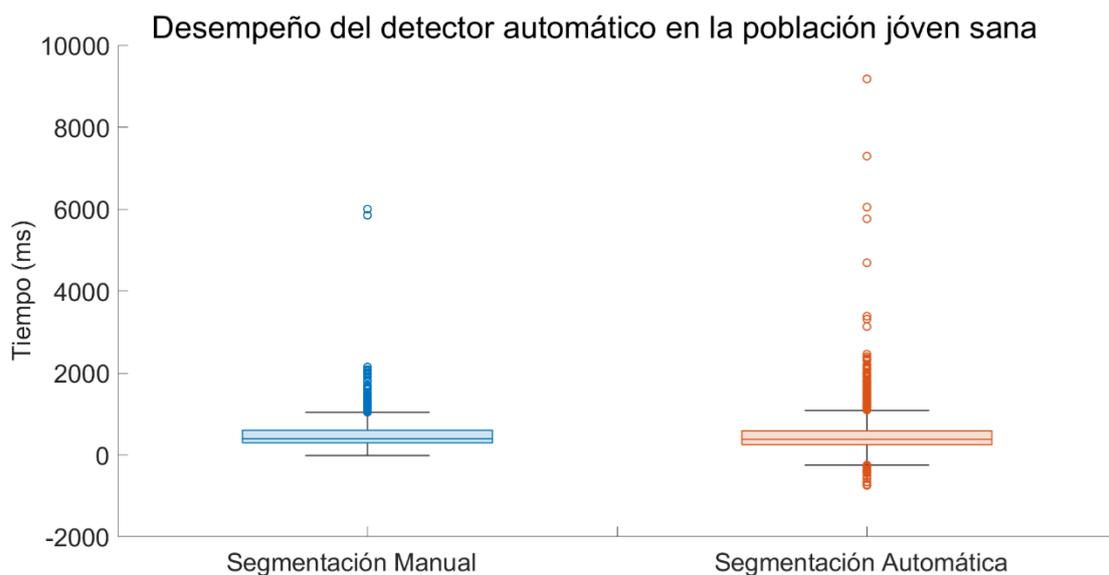


Figura 32. Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población de sanos jóvenes

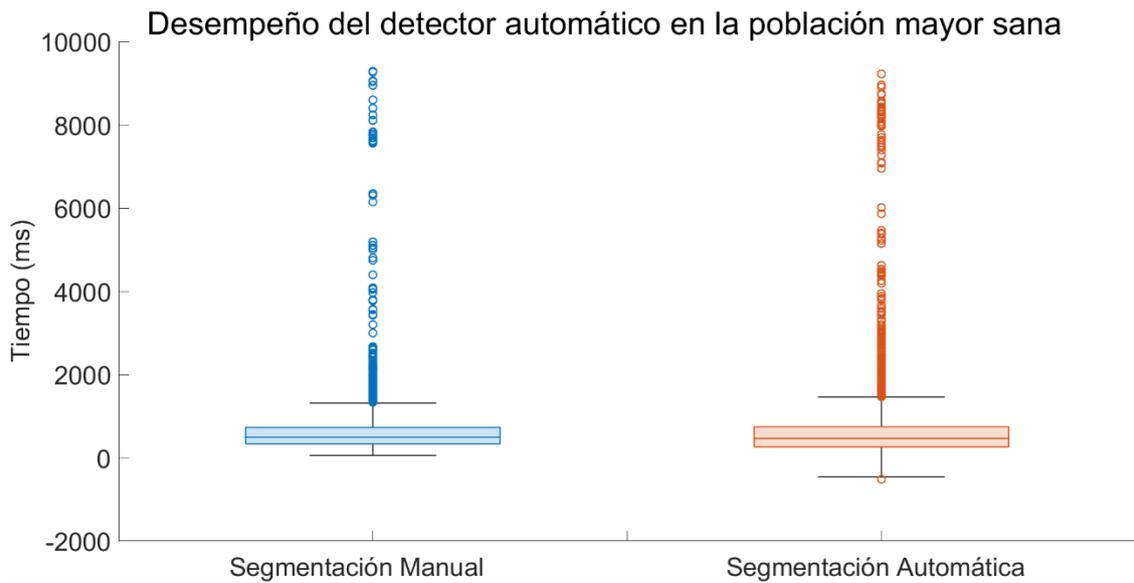


Figura 33 Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población de sanos mayores

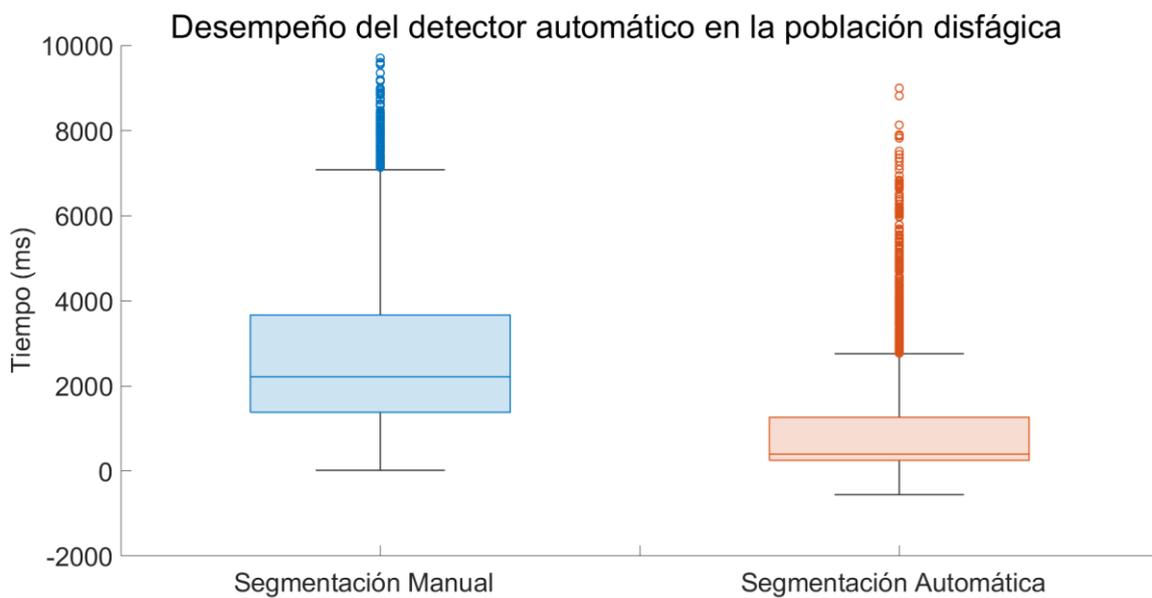


Figura 34. Diagrama de cajas y bigotes de las segmentaciones en la población disfágica

En base a la información representada en las Figuras 32, 33 y 34 se puede afirmar que el desempeño del algoritmo automático puede mejor en muchos aspectos, ya que no se ha conseguido que el algoritmo rinda de manera eficiente en las tres poblaciones de estudio. De manera general se puede afirmar que en la población donde el detector automático tuvo un desempeño más preciso acorde a la segmentación manual ha sido en la población de sanos mayores donde ambas distribuciones se asemejaban bastante, siendo en contraposición la población de sujetos disfágicos donde el detector automático tuvo su peor desempeño.

De manera aislada el desempeño de detector automático en la población de sanos jóvenes sí que tuvo un valor mediano similar al de la segmentación manual cerca a la orden de acción con marcadores M1 que van desde la orden de trago hasta los 2 segundos, pero esto no asegura que

la segmentación de cada trago se realizase de manera precisa. Es más, se puede observar como en la segmentación automática existen tiempos de M1 anteriores a la orden de acción, representados con valores negativos. Estos casos no deberían suceder en la segmentación automática ya que uno de los criterios de exclusión en la segmentación manual son los tragos adelantados a la orden de acción, por lo que estos datos no deseados son fruto de pico de activación situados después de la orden de trago que presenta el inicio de la activación antes de la orden de trago y debido a los umbrales utilizados para fijar el inicio de la activación, M1 se sitúa antes de la orden de acción. La solución a este problema sería el fortalecimiento de las restricciones utilizadas a la hora de situar los umbrales de M1, desechando la información que aportan los artículos [Suntrup et al. \(2014\)](#) y [Dziewas et al. \(2009\)](#). Además, también el detector automático situó en algunos casos el marcador M1 en tiempos muy alejados de la orden de acción, sin mostrar una correspondencia visible con la segmentación manual, pudiendo ser debido a valores de M0 elevados que hicieran aumentar los umbrales a la hora de situar M1 o por artefactos que se hayan dado fuera de la activación muscular, pero que hayan afectado al detector automático.

En cuanto al desempeño del detector en la población de sanos mayores se puede ver en la [Figura 33](#) que la distribución de los marcadores de M1 son algo similares, además, no se dan los valores anómalos alejados de la orden de trago en la segmentación automática como ocurría en la población joven, pero sí que se vuelven a poner de manifiesto las laxas restricciones a la hora de situar M1 en la segmentación automática, situando este marcador antes de la orden de acción.

Por último, el peor desempeño de todos lo tuvo la población de sujetos disfágicos, donde el detector automático en la mayoría de los casos situaba M1 mucho antes de la activación muscular segmentada a mano. En esta población las distribuciones de ambas segmentaciones distan totalmente la una de la otra, por un lado, la segmentación manual sitúa M1 sobre los 2 segundos después de dar la orden de acción y, por otro lado, la segmentación automática sitúa M1 en tiempos inferiores al medio segundo después de dar la orden de acción.

Las causas por las que la detección de los tiempos de activación de manera automática no ha sido lo satisfactorio que se hubiese querido, vienen directamente reflejado por las suposiciones y flaquezas que presentan la propia implementación del algoritmo. En primer lugar, la obtención del marcador M0 es la base en la que se fundamenta el algoritmo, pero en muchos de los casos la obtención de la amplitud basal de la señal va a ser diferente dependiendo del método escogido. En este caso la idea de obtener un valor representativo de una ventana de estudio antes del momento de la orden de acción, momento en el que no debería de haber actividad, teóricamente es una buena premisa, en cambio en la práctica se puede observar que en algunos casos sí que se produce actividad antes de la orden de trago, ya sea actividad preparatoria previa al trago, un pequeño trago adelantado o simplemente actividad remanente después de haber puesto el bolo en la boca del sujeto. Estos sucesos van a hacer que la amplitud que se toma como basal sea incorrecta comprometiendo el resto de los puntos del algoritmo. Como se puede ver en la [Figura 35](#) en los canales 3 y 4 existe una actividad mioeléctrica que en los canales 1 y 2 es inexistente, lo cual hace variar el nivel basal de la señal elevándolo.

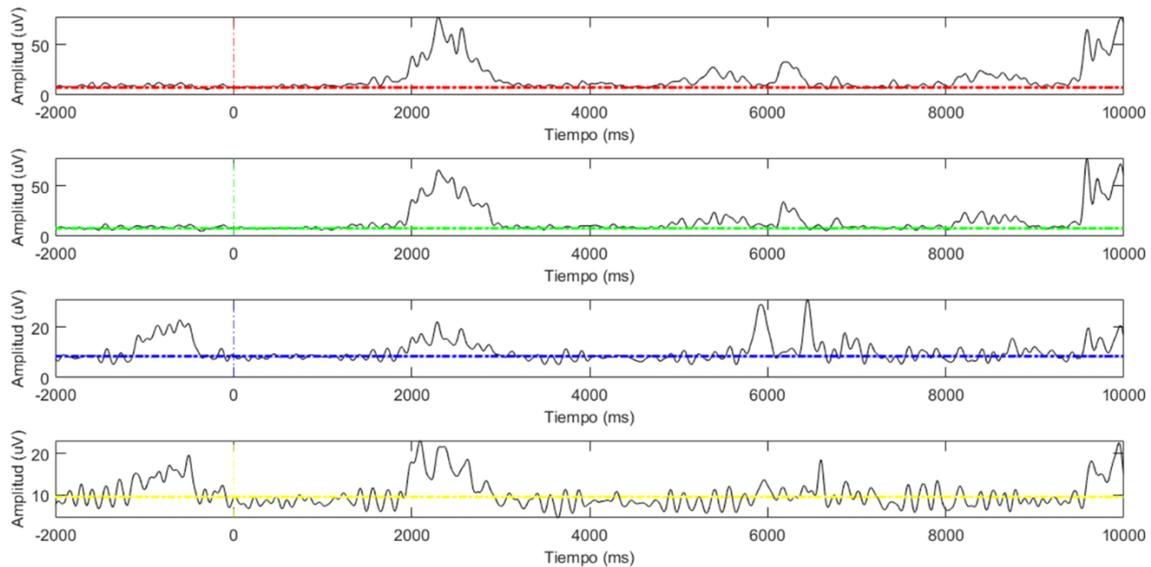


Figura 35. Actividad muscular previa a la orden de trago.

En segundo lugar, el planteamiento de encontrar el máximo de la señal y en base a este valor buscar los picos que tuvieran una amplitud similar, se incluyó en el algoritmo como un mecanismo para detectar aquellos tragos retrasados temporalmente con la suposición de que a mitad del trago se producirá la mayor actividad mioeléctrica. Pero esta suposición tiene dos problemas, la primera en algunos casos se ha visto que diversos sujetos han presentado una actividad de doble trago, en la que el primer trago no ha sido suficiente para realizar la deglución y se ha necesitado de un segundo trago para terminar de tragar el bolo correctamente, siendo este tipo de morfología muy conflictiva para esta suposición. El segundo problema viene en a colación con los casos donde se han detectado un artefacto o una interferencia dentro de la señal, pero sin llegar a influir en la activación muscular, en estos casos el máximo es tomado en base a la interferencia lo que hace muy probable que el algoritmo falle ubicando M1 en el artefacto. En la Figura 36 se puede ver como en el canal 3 hay un artefacto del casi del doble de la actividad muscular registrada en el canal 4, en el caso del canal 3 M1 se situó justo antes del artefacto de manera automática, pero en la segmentación manual se situó la activación muscular después del artefacto al mismo nivel que aparece en el resto de los canales.

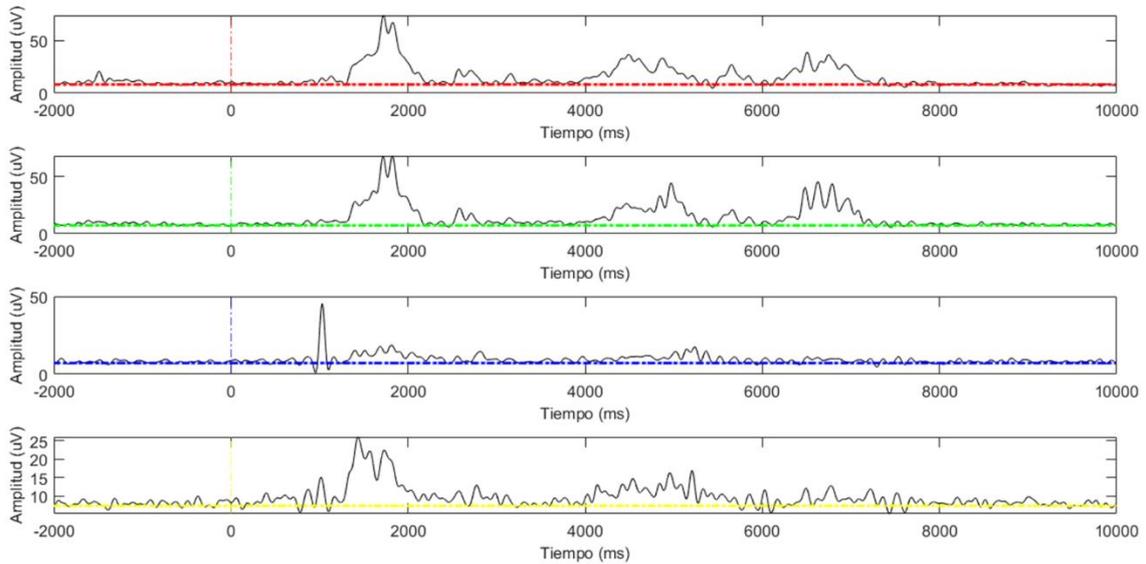


Figura 36. Artefacto previo a la actividad muscular.

En tercer lugar, se ha observado que en gran parte de los sujetos disfágicos del registro del Ci2B no existe una diferenciación tan clara entre la actividad basal y la actividad muscular en la señal sEMG como se observa en la Figura 19. Sino que más bien la actividad muscular se diferencia del resto de actividad de la señal por ser zonas donde se combinan un aumento leve en la amplitud, con una reducción en la frecuencia de la señal y por tanto una mayor área bajo curva que describe la señal, tal y como se puede ver en los canales 3 y 4 de la Figura 37 en comparación a los canales 1 y 2. Es por ello que el uso de umbrales de amplitud basados en aumentos de la actividad basal es una estrategia que no es precisa en todos los casos.

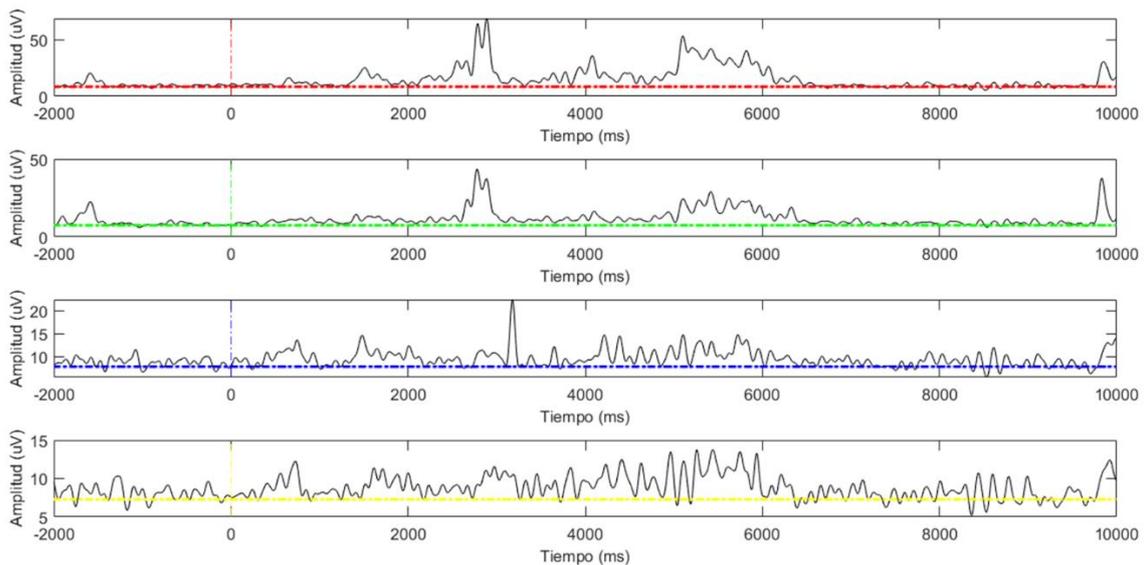


Figura 37. Conjunto de señales donde los umbrales de amplitud fallan.

## 2. Comparativa de los biomarcadores

### 2.1. Tiempos de activación y desfases temporales

En este apartado se analizaron los tiempos de activación segmentados manualmente como M1. En primer lugar, para cada uno de los pacientes dentro de las tres poblaciones y a continuación, se realizó una comparativa para las tres poblaciones estudiadas. Los resultados del estudio intrasujeto mostraron que no existían diferencias significativas entre los músculos bilaterales en un 82% de los sujetos en la población sana joven, en un 92% de los sujetos de la población sana mayor y un 71% de los sujetos en la población disfágica. Estos porcentajes tampoco mostraron tener diferencias significativas al compararse entre ellos por medio del test Z. En cambio, sí que se encontraron diferencias significativas entre los músculos ipsilaterales, en concreto para ambas poblaciones sanas se obtuvo que el 100% de los sujetos mostraron estas diferencias significativas, mientras que en la población disfágica solo el 68% de los sujetos mostraron significancias a nivel muscular. Al aplicar el test Z los porcentajes de sujetos que mostraron diferencias significativas sí que fueron significantes en la comparativa de poblaciones sanas y disfágica. Estos resultados ponen de manifiesto que las alteraciones entre los tiempos de activación de los músculos ipsilaterales son un biomarcador relevante en el estudio de la disfagia a nivel de sujeto.

Los resultados del estudio intersujeto recogidos en la [Tabla 10](#) muestra que dentro de las tres poblaciones no existieron diferencias estadísticamente significativas suficientes en las comparaciones de los músculos bilaterales, es decir, suprahioideo izquierdo con derecho e infrahioideo izquierdo con derecho, como venía sucediendo en la mayoría de los casos en el estudio intrasujeto. Debido a esto y para simplificar el estudio los músculos suprahioideos izquierdo y derecho se agruparon en el músculo suprahioideo, mientras que los músculos infrahioideos izquierdo y derecho se agruparon en el músculo infrahioideo. En cambio, las comparaciones ipsilaterales, es decir suprahioideo izquierdo con infrahioideo derecho y suprahioideo derecho con infrahioideo derecho, sí que mostraron diferencias significativas rechazando la hipótesis de igualdad dentro de las muestras, ya que los tiempos de activación de los músculos infrahioideos resultaban ser mayores a los suprahioideos. Estos resultados son coherentes con los artículos de [Ye-Lin et al. \(2022b\)](#) y [Koyama et al. \(2021\)](#) donde se sostiene que el orden de activación de los músculos durante la deglución es de suprahioideo a infrahioideo como se puede ver en la [Figura 38](#), a través de las flechas de color rojo que sitúan la activación infrahioideo posterior a la activación suprahioideo, como no se hallaron diferencias significativas entre los músculos bilaterales se considera que la activación ha sido simultánea representado con la ausencia de flechas entre los lados izquierdo y derecho.

JÓVENES	Supra Iz   Supra Dr	Infra Iz   Infra Dr	Supra Iz   Infra Iz	Supra Dr   Infra Dr
	P valor	P valor	P valor	P valor
Población	0,184	0,398	<b>1,318E-04</b>	<b>1,32E-04</b>
MAYORES	Supra Iz   Supra Dr	Infra Iz   Infra Dr	Supra Iz   Infra Iz	Supra Dr   Infra Dr
	P valor	P valor	P valor	P valor
Población	0,104	0,156	<b>8,857E-05</b>	<b>8,857E-05</b>
DISFÁGICOS	Supra Iz   Supra Dr	Infra Iz   Infra Dr	Supra Iz   Infra Iz	Supra Dr   Infra Dr
	P valor	P valor	P valor	P valor
Población	0,802	0,900	<b>7,015E-06</b>	<b>5,616E-06</b>

Tabla 10. Resumen de las diferencias significativas en el análisis intersujeto de los tiempos de activación por medio de la prueba pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

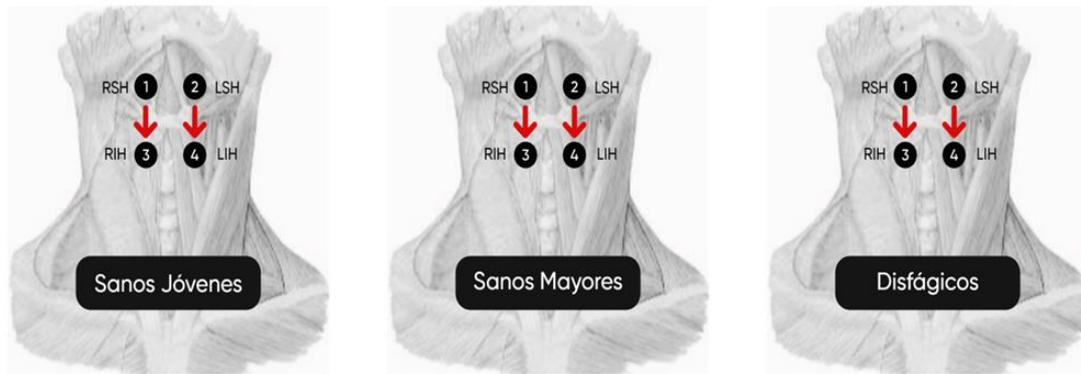


Figura 38. Orden de activación muscular para cada una de las poblaciones

En el análisis poblacional se agrupan los músculos suprahióideo e infrahióideo haciendo el promedio de cada lado en cada uno de los ensayos elaborados, posteriormente se agrupan todos los ensayos de cada músculo pertenecientes a un mismo paciente por medio de la mediana para estudiar la dispersión de los datos y el rango intercuartílico para estudiar la variabilidad que existe dentro de los datos. En la [Figura 39](#) se recogen numéricamente los P-valores de las comparaciones entre poblaciones, donde se puede observar que las poblaciones de sujetos sanos no muestran diferencias significativas en lo referente a los tiempos de activación muscular, mientras que ambas poblaciones de sanos muestran diferencias significativas cuando se comparan con la población de disfágicos, tanto en suprahióideo como en infrahióideo. Esta misma información se puede ver reflejada en los diagramas de cajas y bigotes de la misma figura, donde los tiempos de activación de ambas poblaciones sanas se encuentran sobre los 500 ms y en cambio la población disfágica muestra tiempos de activación que rondan los 2500 ms. Esta diferencia temporal presente en los sujetos disfágicos se achaca a las dificultades que los pacientes disfágicos presentan a la hora de tragar requiriendo de una mayor concentración y esfuerzo para llevar a cabo la deglución ([Tseng, 2013](#)). Dentro de los grupos sanos, aunque no se muestren diferencias significativas existe un ligero aumento en los tiempos de activación tanto en suprahióideo como en infrahióideo de la población sana mayor, esta tendencia a aumentar los tiempos de activación es una constatación que ya se ha estudiado en artículos como [Chang et al. \(2023\)](#) que está relacionada con el paso de la edad y no tiene ningún carácter patológico.

## ESTUDIO POBLACIONAL TIEMPOS DE ACTIVACIÓN

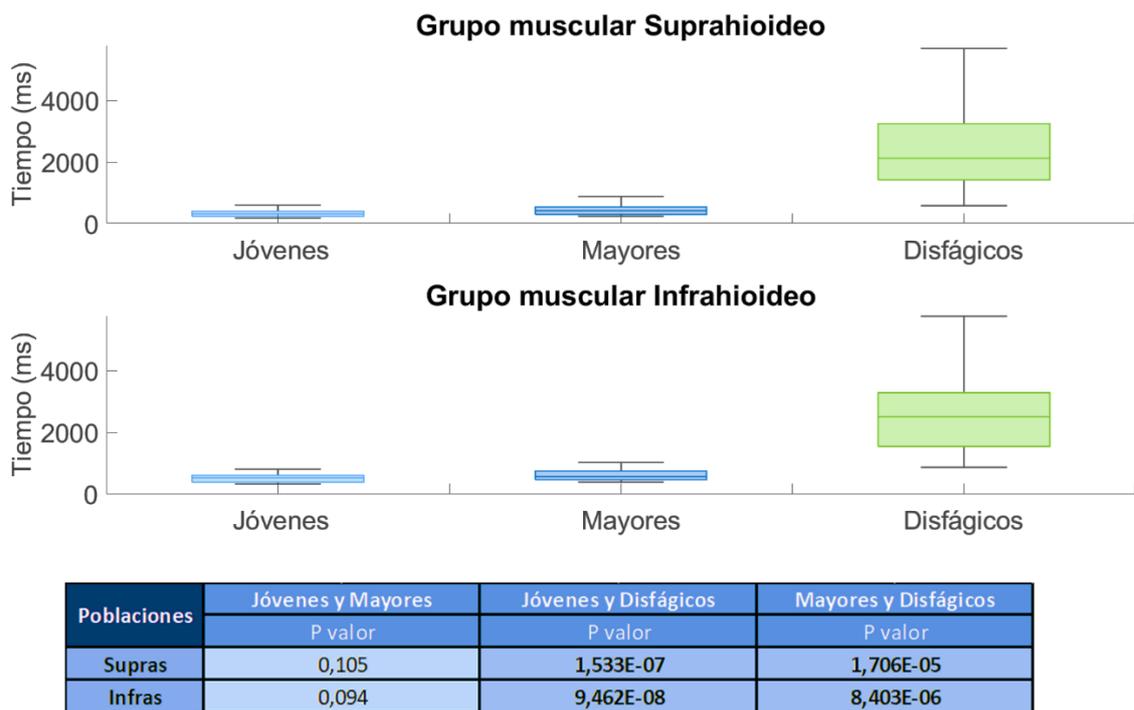


Figura 39. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de los tiempos de activación junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

Los resultados del estudio centrado en la variabilidad de los tiempos de activación a través del rango intercuartílico muestran en la [Figura 40](#) que las poblaciones de sujetos sanos guardan una variabilidad similar entre ellos, pero muestran diferencias significativas con la población de sujetos disfágicos que presenta una variabilidad muy superior al de los grupos sanos. La razón subyacente a esta amplia variabilidad dentro de los sujetos disfágicos es debida a la propia idiosincrasia de las secuelas de cada paciente que la disfagia causa y a la falta de coordinación a nivel neuromuscular que hace variar el tiempo de activación en el que se produce el trago ([Tang et al., 2018](#)).

## ESTUDIO POBLACIONAL TIEMPOS DE ACTIVACIÓN, RANGO INTERCUARTÍLICO

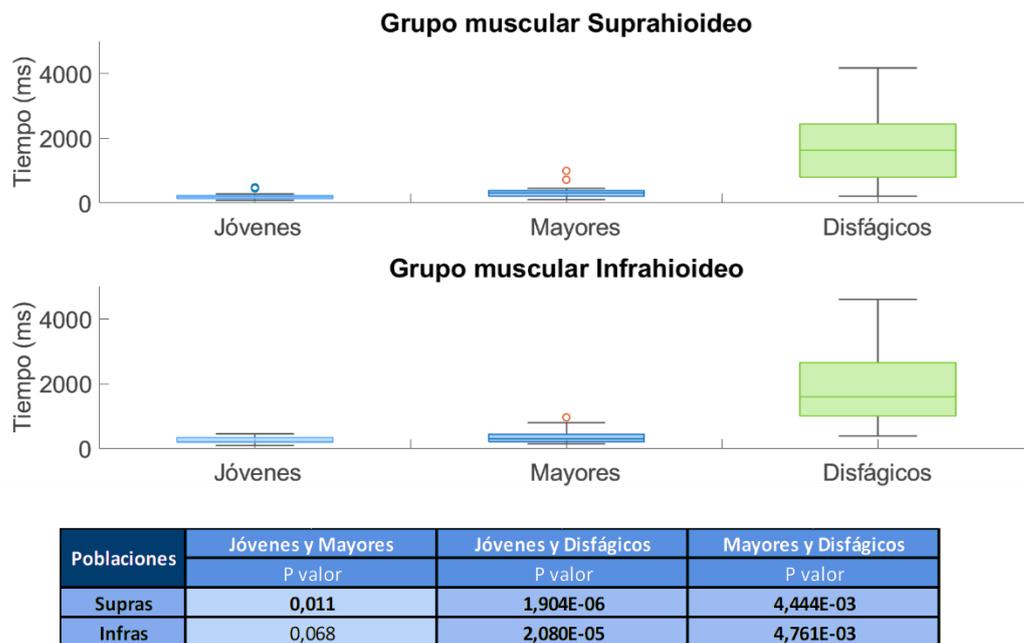
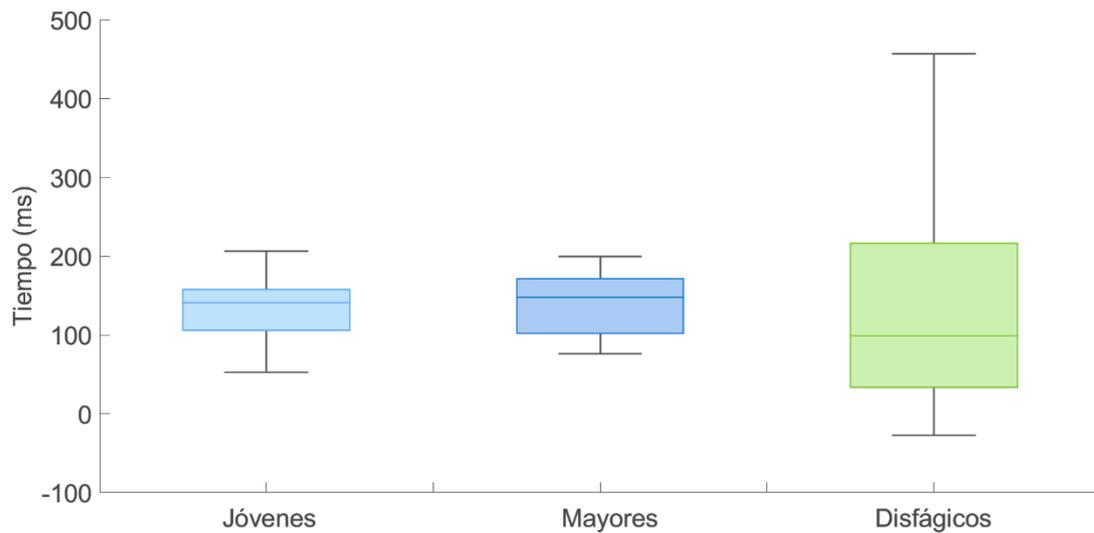


Figura 40. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de la variabilidad de los tiempos de activación junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

A continuación, en la Figura 41 se recogen los resultados obtenidos de la comparativa a nivel poblacional de los desfases temporales que existen entre los músculos suprahioideo e infrahioideo. En primer lugar, en las comparativa de las tres poblaciones de estudio se ha obtenido que no es posible rechazar la hipótesis nula de igualdad, es decir todas las muestras son similares entre sí. En segundo lugar, si se observa detenidamente la Figura 41 se puede ver que tanto la población sana joven como la sana mayor presentan desfases de en torno a 150 ms lo cual concuerda con el decalaje temporal descrito en Seo et al.( 2021), mientras que la población disfágica cuenta con un desfase temporal entorno a los 100 ms y con una variabilidad superior a la de ambos grupos sanos. Este suceso se explica en base a que en los sujetos disfágicos la relación muscular ipsilateral que comienza con la activación del músculo suprahioideo, seguido de la activación del infrahioideo, no se mantiene en algunos casos dentro de la población disfágica, donde la activación puede realizarse antes en el musculo infrahioideo que, en el suprahioideo, o realizarse simultáneamente (Ye-Lin et al., 2022b) (Koyama et al., 2021), es por esto mismo que en el análisis intrasujeto el porcentaje de sujetos que mostraron diferencias significativas entre los músculos suprahioideo e infrahioideo fue del 68% en la población disfágica, en vez del 100% que se mostró en ambas poblaciones sanas . Es debido a estos escenarios que el desfase de la población disfágica es menor al de las poblaciones sanas, esto también explica la variabilidad dentro de la población de disfágicos que va desde tiempos de desfase negativos, hasta desfases de medio segundo.

## ESTUDIO POBLACIONAL DE LOS DESFASES, TIEMPOS DE ACTIVACIÓN

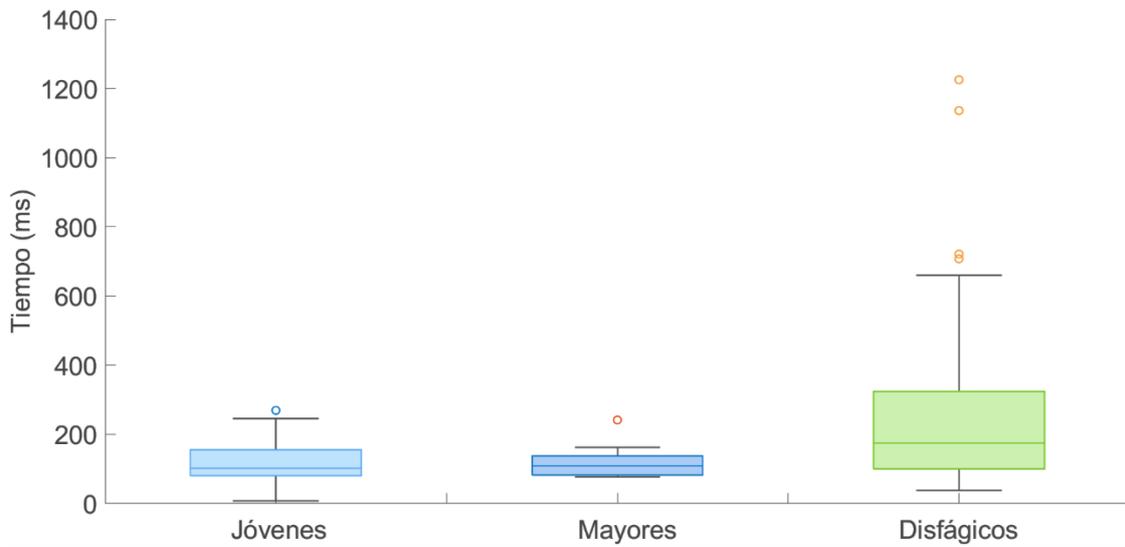


Poblaciones	Jóvenes y Mayores	Jóvenes y Disfágicos	Mayores y Disfágicos
	P valor	P valor	P valor
<b>Desfase</b>	0,753	0,912	0,566

Figura 41. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de los desfases temporales junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

En cuanto al estudio de la variabilidad dentro de los desfases de los músculos suprahióideo e infrahióideo, se pueden observar en la Figura 42 que existen diferencias significativas entre las poblaciones sanas y la disfágica, hecho que no ocurría en el estudio previo de los desfases y que hace que la variabilidad de los desfases aporte información de interés a la hora de clasificar entre sujeto sanos mayores y disfágicos. Dentro de la comparativa de poblaciones sanas no existen diferencias significativas al igual que ocurría en la Figura 41. En cuanto a los diagramas de cajas y bigotes como ya se había comentado anteriormente la variabilidad de la población disfágica es superior a la de las poblaciones sanas.

## ESTUDIO POBLACIONAL DE LOS DESFASES, RANGO INTERCUARTÍLICO



Poblaciones	Jóvenes y Mayores	Jóvenes y Disfágicos	Mayores y Disfágicos
	P valor	P valor	P valor
Desfase	0,831	<b>0,014</b>	<b>0,002</b>

Figura 42. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional de la variabilidad de los desfases temporales junto con los resultados de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

### 2.2. Parámetros temporales, espectrales y de complejidad

En este apartado se analizaron los 8 biomarcadores escogidos para caracterizar la actividad muscular registrada en sEMG. En primer lugar, se estudió cada uno de los sujetos dentro de cada población y a continuación, se realizó una comparativa entre las tres poblaciones de estudio. En cuanto al análisis intrasujeto no se encontró información de interés en el estudio de las relaciones bilaterales e ipsilaterales de los músculos, ni tampoco existen diferencias estadísticamente significativas entre los porcentajes de sujetos que mostraron significancia en cada población. En cambio, en el análisis intersujeto dentro de las tres poblaciones no existieron diferencias significativas en las comparativas de los músculos suprahiodeo izquierdo con derecho e infrahiodeo izquierdo con derecho, es decir entre las relaciones bilaterales de los músculos suprahiodeo e infrahiodeo, tal y como se puede ver en la [Tabla 11](#) donde las diferencias significativas se representaron con el valor 1 y la aceptación de la hipótesis de igualdad entre las muestras se representó con el valor 0. Al igual como pasaba en el estudio de los tiempos de activación también se agruparon los músculos de ambos lados en músculo suprahiodeo y músculo infrahiodeo, debido a la ausencia de diferencias significativas entre los músculos bilaterales.

En cambio, en las comparativas de los músculos ipsilaterales ha existido mucha disparidad dependiendo del tamaño de ventana escogido y del parámetro que se tratase, pero sí que es cierto que los parámetros temporales y espectrales mostraron diferencias significativas en la población disfágica, y en la población sana mayor también se encontraron diferencias significativas en la mayoría de los parámetros temporales. En cuanto al *grid search* de las ventanas de 500ms, 1000ms y 1500ms, finalmente se optó por utilizar la ventana de 500ms porque en los análisis comparativos de las tres poblaciones que se realizaron, la ventana de 500ms fue la que más diferencias significativas obtuvo de las tres. Es por ello por lo que se

escogió este tamaño de ventana para el estudio y representación final de los parámetros, de todos modos, en el CAPÍTULO 7. ANEXOS se dejan las correspondientes tablas con los tres tamaños de ventana para cada parámetro.

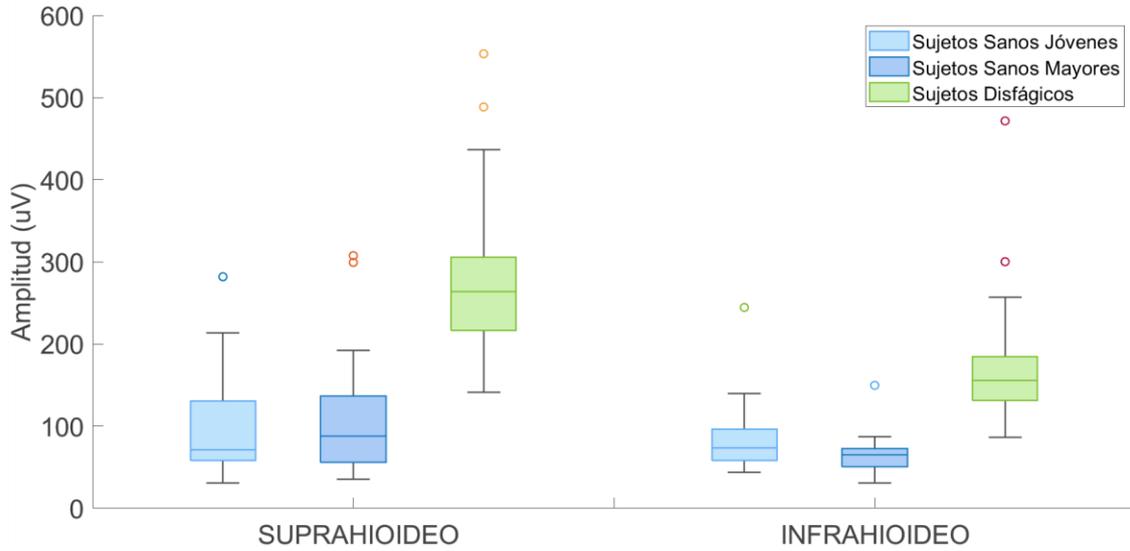
		JÓVENES				MAYORES				DISFÁGICOS			
		SI SD	II ID	SI II	SD ID	SI SD	II ID	SI II	SD ID	SI SD	II ID	SI II	SD ID
RMS	V 500	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1
	V 1000	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
DASDV	V 500	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
	V 1000	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
LOG	V 500	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1
	V 1000	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1
HK	V 500	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	V 1000	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0	1	1
MNF	V 500	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
	V 1000	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1
MDF	V 500	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1
	V 1000	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1
	V1500	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1
SE	V 500	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
	V 1000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	V1500	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
HFD	V 500	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
	V 1000	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
	V1500	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0

Tabla 11. Resumen de las diferencias significativas en el análisis intersujeto de los parámetros

*Nota:* Las siglas SI|SD representan la comparativa del músculo suprahioideo izquierdo con derecho, II|ID representan la comparativa de los músculos infrahioideo izquierdo con derecho, SI|II representan la comparativa de los músculos suprahioideo e infrahioideo del lado izquierdo y SD|ID representan la comparativa de los músculos suprahioideo e infrahioideo del lado derecho. Además, el número 1 significa que en dicha comparativa se encontraron diferencias significativas, mientras que el número 0 significa que no se encontraron diferencias significativas.

En cuanto a los parámetros temporales basados en amplitud (*RMS*, *DASDV* y *LOG*) obtuvieron resultados muy similares entre ellos tanto a nivel de diferencias significativas como de distribución de los datos, es por ello por lo que la comparativa de los tres parámetros se hará de manera conjunta. Como se puede observar en las Figuras 43, 44 y 45 las poblaciones sanas presentan valores en amplitud entre dos y tres veces inferiores a la población disfágica, este aumento en la amplitud de los sujetos disfágicos en relación con los sujetos sano se atribuye a la disminución de la coordinación muscular que requiere de un mayor esfuerzo durante el trago reflejado en el aumento de la amplitud [Tseng \(2013\)](#). Por lo general, se encontraron diferencias significativas en las tres poblaciones del músculo infrahioideo, en cambio en las comparativas realizadas en el músculo suprahioideo solo resultaron significativamente diferentes las poblaciones sanas de la población disfágica. Además, es remarcable, aunque no presente diferencias significativas que en los diagramas de cajas y bigotes existe una tendencia a reducir la variabilidad de las amplitudes dentro de las poblaciones sanas conforme avanza la edad, siendo esta comportamiento totalmente natural y desvinculada de la patología ([Chang et al., 2023](#)) ([Vaiman et al., 2004](#)).

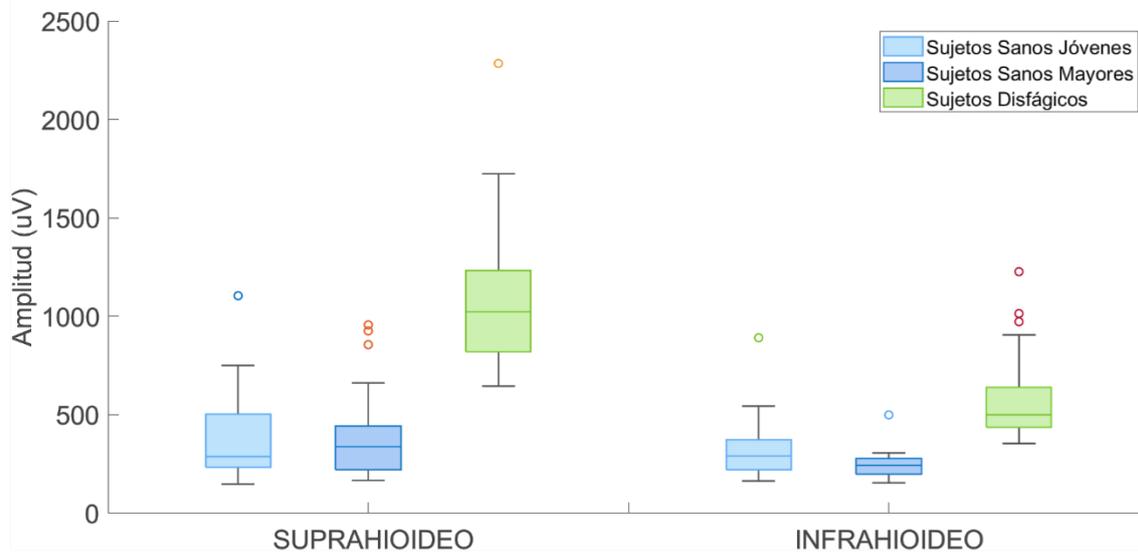
### ESTUDIO RMS A NIVEL MUSCULAR



RMS	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,81	<b>7,062E-08</b>	<b>1,95E-08</b>	<b>0,02</b>	<b>5,224E-07</b>	<b>5,23E-10</b>

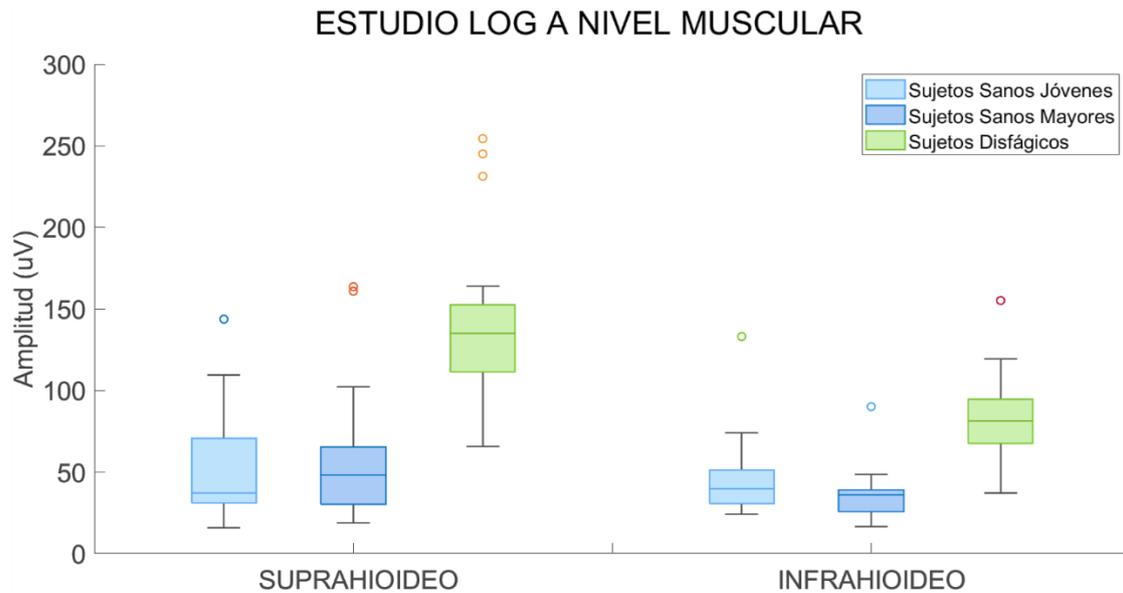
Figura 43. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro RMS junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

### ESTUDIO DASDV A NIVEL MUSCULAR



DASDV	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,87	<b>2,875E-08</b>	<b>6,70E-09</b>	<b>0,01</b>	<b>1,841E-06</b>	<b>4,24E-10</b>

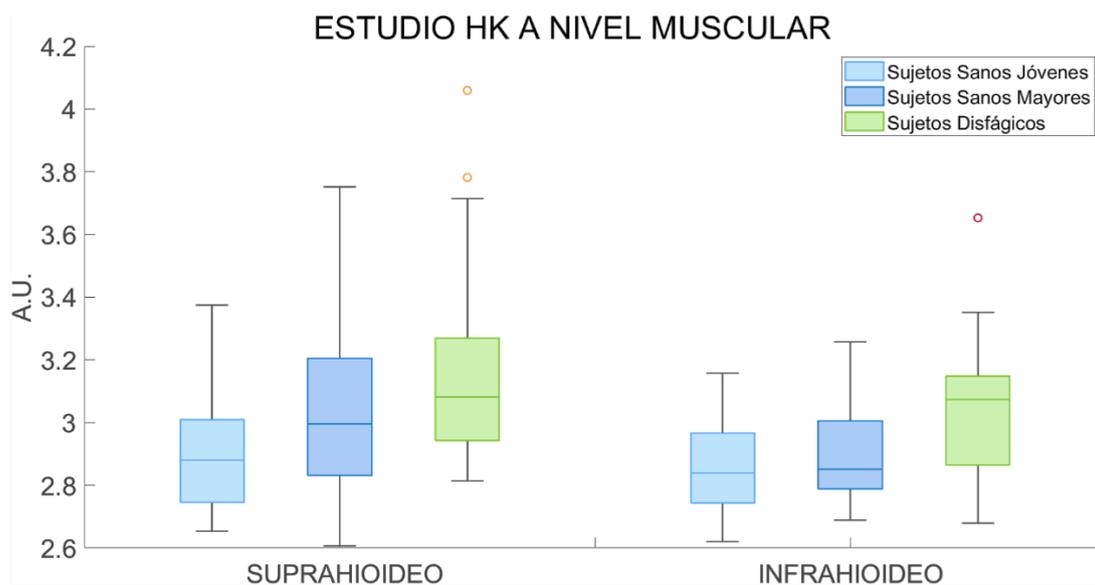
Figura 44. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro DASDV junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney



LOG	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,85	<b>6,399E-08</b>	<b>1,77E-08</b>	<b>0,03</b>	<b>9,881E-07</b>	<b>1,21E-09</b>

Figura 45. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro LOG junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

En lo relativo a la curtosis de la envolvente de Hilbert (*HK*) se puede ver en los siguen una tendencia alcista conforme se pasa de poblaciones sanas a la población disfágica, en ambos músculos. Esta tendencia en la población de disfágicos puede indicar una actividad electromiográfica más específica y con una mayor fuerza a la hora de realizar el trago debido a que no se puede mantener una actividad muscular coordinada durante mucho tiempo como se refleja en [Tseng \(2013\)](#). Mientras que en sujetos sanos la actividad no se concentra tanto temporalmente al poder mantener una mayor coordinación a nivel muscular, aunque esta coordinación se puede ver levemente afectada con el paso de la edad. En cuanto a las diferencias significativas, las únicas comparativas en las que se dan diferencias en ambos músculos es en la de sanos jóvenes con disfágicos, ya que la población de sanos mayores se encuentra a caballo entre ambas poblaciones.

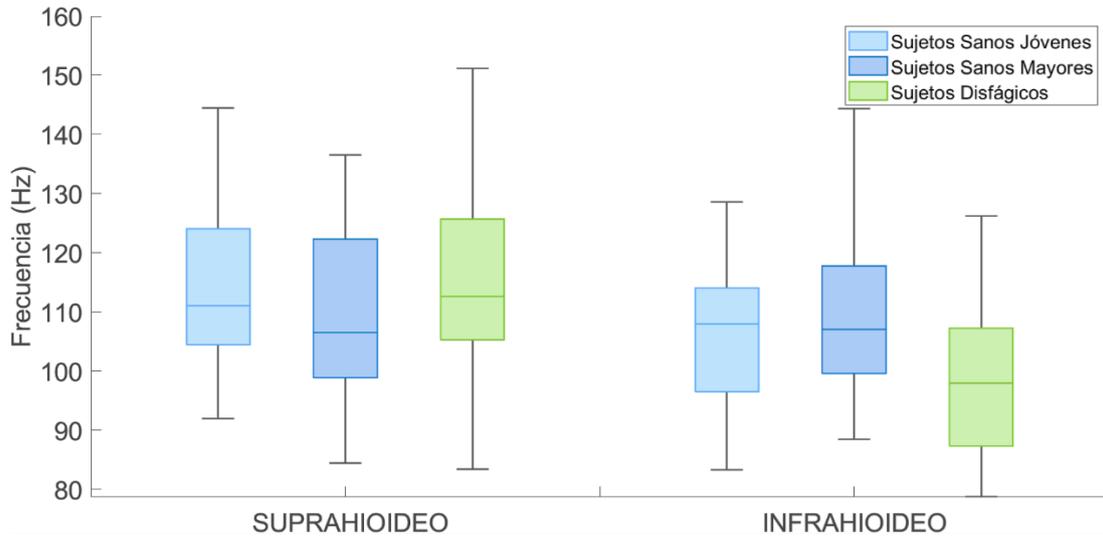


HK	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,10	<b>1,163E-03</b>	0,12	0,14	<b>1,487E-03</b>	0,08

Figura 46. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro HK junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

En lo referente a los parámetros espectrales (*MNF* y *MDF*) se puede observar en las Figuras 47 y 48 que los parámetros espectrales presentan valores medianos muy similares entre las distintas poblaciones encontrándose la frecuencia media de las tres poblaciones en ambos músculos entorno a los 110 Hz, mientras que las frecuencias medianas se encuentran entorno a los 80 Hz. Especialmente no se encuentran diferencias significativas en las comparativas dentro de las poblaciones sanas, pero en concreto en la población disfágica del músculo infrahioideo se puede comprobar que existe una disminución de la frecuencia media que llega a bajar hasta los 100 Hz, mostrando diferencias significativas entre las poblaciones sanas del mismo músculo. Además, si se mira detalladamente las frecuencias medianas de la Figura 48 se puede observar que la población disfágica presenta espectros en frecuencia inferiores a las frecuencias medianas de los grupos sanos, lo cual podría llegar a ser un indicador de una mayor fatiga dentro de la población disfágica (Sandoyama et al., 1981).

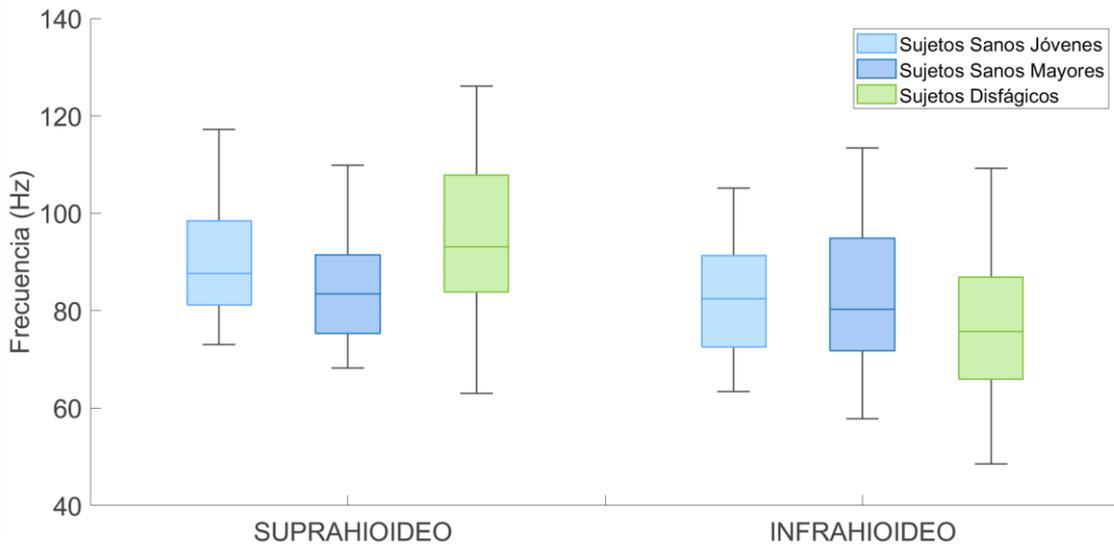
### ESTUDIO MNF A NIVEL MUSCULAR



MNF	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,77	0,78	0,95	0,50	<b>8,578E-03</b>	<b>3,415E-04</b>

Figura 47. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro MNF junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

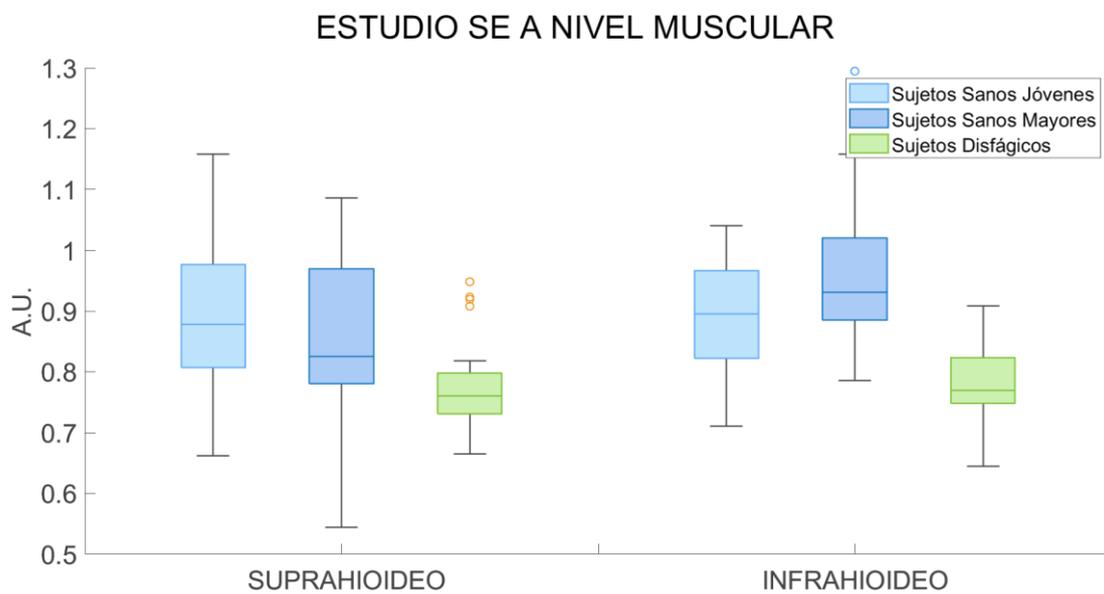
### ESTUDIO MDF A NIVEL MUSCULAR



MDF	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,45	0,33	0,17	0,98	0,08	0,09

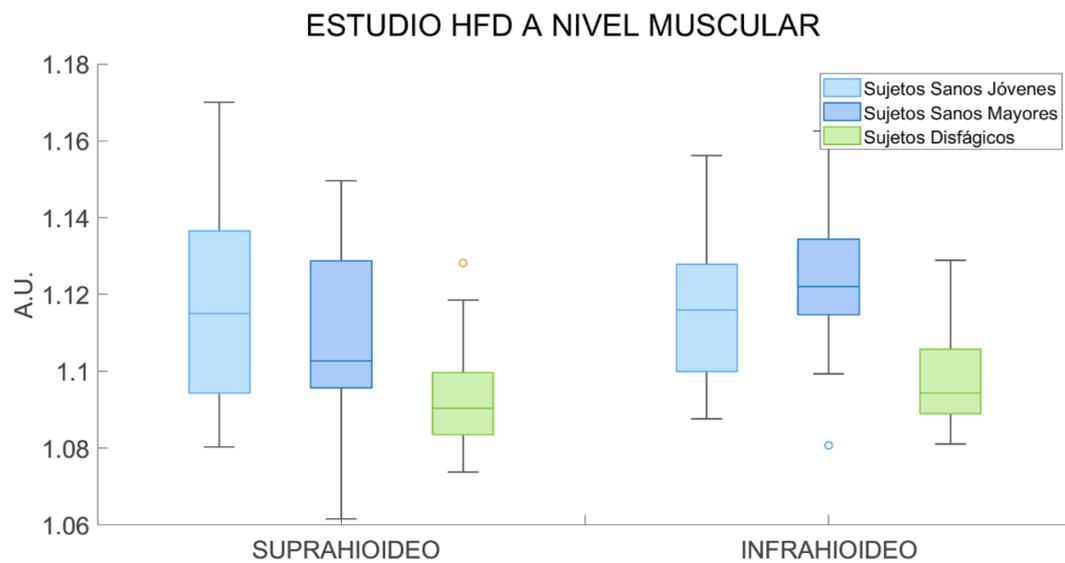
Figura 48. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro MDF junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

Los parámetros de orden y complejidad (*SE* y *HFD*) representados en las Figuras 49 y 50 muestran que la población que más difiere del resto es la disfágica en ambos parámetros y en los dos grupos musculares, donde dicha población sufre un descenso en comparación con el de las poblaciones sanas. En general el valor de la *sample entropy* puede ser un indicador de la baja capacidad de adaptación que tienen los músculos para ajustar su actividad durante el proceso deglutorio, dicho en otras palabras, una mayor rigidez del músculo o una falta de coordinación que impidan el desempeño fisiológico de los músculos pueden ser las razones detrás de la disminución del valor de la entropía muestral (Tang et al., 2018). Y si se examina el caso particular de *Higuchi Fractal Dimension* bajos niveles del parámetro están relacionadas con patologías como la disfagia o el Alzheimer (Gómez et al., 2009), donde se producen respuestas menos elaboradas y complejas. En cuanto a las diferencias significativas los resultados son muy similares en ambos parámetros, como se puede observar en las Figuras 49 y 50 todas las comparaciones de las poblaciones sanas y disfágica muestran diferencias significativas debido a los valores tan bajos que presenta la población disfágica en ambos parámetros.



SE	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,75	6,57E-05	3,875E-04	0,03	5,246E-05	1,093E-08

Figura 49. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro SE junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney



HFD	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,83	<b>3,870E-04</b>	<b>1,151E-03</b>	0,06	<b>3,381E-04</b>	<b>1,046E-07</b>

Figura 50. Diagramas de cajas y bigotes del análisis poblacional del parámetro HFD junto con los P-Valores obtenidos de la prueba no pareada de Wilcoxon–Mann–Whitney

## CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES

---

En conjunto el presente trabajo de final de grado caracteriza la actividad muscular durante el proceso deglutorio en sujetos sanos y disfágicos mediante electromiografía de superficie. Además, se identificaron posibles biomarcadores capaces de distinguir entre pacientes sanos y disfágicos a partir del registro de los músculos suprahioideo e infrahioideo. Estas conclusiones generales se dividen en las siguientes conclusiones específicas:

La primera conclusión específica ha sido que se ha desarrollado un algoritmo de detección automática del inicio de la deglución basado en las señales de sEMG de los músculos deglutorios suprahioideo e infrahioideo. Se ha validado el desempeño del algoritmo a partir de un *groundtruth* generado a partir de la segmentación manual de los inicios de la activación deglutoria. La validación ha mostrado que quedan muchos aspectos por pulir para poder desarrollar un algoritmo sensible y específico capaz de detectar los inicios de la actividad muscular en sEMG, especialmente dentro de la población de sujetos disfágicos.

La segunda conclusión específica son los resultados y conclusiones obtenidas a partir del estudio de la variabilidad de los tiempos de activación muscular intersujeto y entre las poblaciones de estudio, sujetos sanos jóvenes, sanos mayores y disfágicos. Entre los resultados obtenidos destacan que los tiempos de activación de los músculos suprahioideos e infrahioideos son biomarcadores útiles a la hora de clasificar entre sujetos sanos y disfágicos, debido a que los sujetos disfágicos presentan tiempos de activación entre cuatro y cinco veces superiores al de los sujetos sanos. También, la variabilidad dentro de los desfases temporales entre los músculos suprahioideo e infrahioideo es un biomarcador que puede discernir con precisión entre sujetos sanos y patológicos, ya que los sujetos disfágicos muestran una mayor variabilidad. Además, de que no es necesaria la adquisición de registros de los músculos bilaterales ya que aportan la misma información en todos los análisis. Como línea futura sería de gran interés aumentar la base de datos del registro y comprobar que los resultados obtenidos se mantienen y son coherentes.

En cuanto a las conclusiones derivadas del tercer objetivo específico, en primer lugar, indicar que el tamaño de ventana que mejores resultados ha mostrado a la hora de diferenciar entre población sana y disfágica en la parametrización de las actividades musculares ha sido la ventana de 500 ms, siendo esta ventana con la que se obtuvieron un mayor número de diferencias significativas entre los parámetros computados. En segundo lugar, los parámetros temporales, basados en amplitud, son biomarcadores útiles para discernir entre sujetos sanos y disfágicos, debido a que los sujetos disfágicos mostraron aumentos significativos en amplitud con relación a los sujetos sanos. El biomarcador de la envolvente de la curtosis de Hilbert no presenta significancia entre las poblaciones de sujetos sanos mayores y disfágicos, por lo que simplemente es útil en la caracterización de la señal de sEMG. La frecuencia media es un biomarcador capaz de clasificar entre sujetos sanos y disfágicos, pero únicamente en las señales del músculo infrahioideo, mientras que el biomarcador de la frecuencia mediana no aporta diferencias significativas entre sanos y disfágicos. Por último, los biomarcadores de complejidad y de orden sí que son biomarcadores útiles a la hora de separar la población sana de la disfágica, ya que los sujetos disfágicos muestran valores significativamente más bajos que los sujetos sanos.

Estos hallazgos pueden ser relevantes para lograr un mayor entendimiento del funcionamiento de la actividad mioeléctrica durante el proceso deglutorio en sujetos sanos y disfágicos. Espero que este trabajo facilite la elaboración de futuros trabajos en la línea de investigación del

proyecto impulsado por el Ci2B y que finalmente se consiga desarrollar un sistema de ayuda al diagnóstico precoz de la disfagia, que facilite su seguimiento y ayude a mejorar las terapias rehabilitadoras que se aplican para prevenir o frenar el deterioro deglutorio generado por la disfagia.

El presente trabajo de final de grado sirve como cimiento de un trabajo más amplio que siga profundizando en el ámbito de la electromiografía de superficie como sistema que aporte valor a la hora de diagnosticar la disfagia de una manera precoz y no invasiva, al combinarse de manera sincrónica con la información aportada por estudios electroencefalográficos y estudios de la coherencia entre sEMG y EEG. Como se ha podido ver a lo largo del trabajo existe un margen de mejora a todos los niveles. Partiendo de lo más básico, sería muy interesante que se llevase a cabo un aumento de la base de datos, tanto de los sujetos sanos como de los disfágicos, para comprobar si todas las conclusiones obtenidas en este estudio se confirman con un tamaño mayor de muestra.

Se ha desarrollado un algoritmo de detección automática de los inicios de la contracción muscular de los músculos hioideos para sEMG basado en umbrales en amplitud y ventanas de estudio, el cual no ha tenido el desempeño deseado pese a que se invirtió bastante tiempo y esfuerzo en la implementación del código. En base a lo experimentado al realizar el estudio, la señal sEMG de los músculos suprahioideos e infrahioideos presenta diversas morfologías que varían tanto a nivel del propio sujeto como a nivel de población, por lo que para trabajos futuro abandonaría la idea de implementar un detector automático basado únicamente en amplitud y valoraría una implementación que combinase el análisis temporal en amplitudes y el análisis espectral como se describía en los artículos [Suntrup et al. \(2014\)](#) y [Dziewas et al. \(2009\)](#). O bien, recomendaría la implementación de un detector automático basado en inteligencia artificial y centrado en redes neuronales, aunque para ello sería necesario aumentar el tamaño de registro del Ci2B.

También, es de gran interés la implementación de otros parámetros tanto a nivel temporal, espectral o de complejidad que no se hayan abordado en el estudio pero que sean relevantes a la hora de definir la morfología del trago, la entropía en el espectro de frecuencias o el número de veces que la señal en crudo de electromiografía pasa por cero, entre otros muchos parámetros que aportarían más información a la hora de caracterizar la contracción muscular en la señal de sEMG. Englobado en este ámbito, también es de especial interés el estudio del acoplamiento muscular y corticomuscular, que conecte la información del registro de sEMG con el registro de EEG.

Por último, la implementación de un clasificador de señales sEMG de los músculos suprahioideo e infrahioideo que discerniese entre sujetos mayores sanos y disfágicos sería un gran paso en pos del desarrollar un sistema de diagnóstico precoz y sencillo de la disfagia. Este se entrenaría con los biomarcadores que hubiesen presentado el mejor rendimiento a la hora de separar entre poblaciones sanas y disfágica.

**Análisis paramétrico poblacional con los tres tamaños de ventanas**

RMS	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,81	<b>7,062E-08</b>	<b>1,95E-08</b>	<b>0,02</b>	<b>5,224E-07</b>	<b>5,23E-10</b>
1000ms	0,91	<b>1,538E-07</b>	<b>1,77E-08</b>	<b>0,02</b>	<b>6,877E-07</b>	<b>6,46E-10</b>
1500ms	0,53	<b>4,764E-07</b>	<b>2,60E-08</b>	<b>9,321E-03</b>	<b>1,686E-06</b>	<b>4,71E-10</b>

DASDV	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,87	<b>2,875E-08</b>	<b>6,70E-09</b>	<b>0,01</b>	<b>1,841E-06</b>	<b>4,24E-10</b>
1000ms	0,81	<b>6,399E-08</b>	<b>3,69E-09</b>	<b>0,01</b>	<b>1,293E-06</b>	<b>4,24E-10</b>
1500ms	0,55	<b>1,397E-07</b>	<b>1,33E-08</b>	<b>2,890E-03</b>	<b>2,611E-06</b>	<b>4,24E-10</b>

LOG	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,85	<b>6,399E-08</b>	<b>1,77E-08</b>	<b>0,03</b>	<b>9,881E-07</b>	<b>1,21E-09</b>
1000ms	0,72	<b>8,594E-08</b>	<b>1,20E-08</b>	<b>0,02</b>	<b>9,029E-07</b>	<b>6,46E-10</b>
1500ms	0,65	<b>1,397E-07</b>	<b>1,77E-08</b>	<b>0,03</b>	<b>8,248E-07</b>	<b>6,46E-10</b>

HK	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,10	<b>1,163E-03</b>	0,12	0,14	<b>1,487E-03</b>	0,08
1000ms	0,75	<b>0,03</b>	0,13	0,53	0,99	0,64
1500ms	0,83	0,36	0,22	0,63	0,69	0,91

MNF	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,77	0,78	0,95	0,50	<b>8,578E-03</b>	<b>3,415E-04</b>
1000ms	0,45	0,84	0,37	0,30	<b>0,03</b>	<b>3,638E-04</b>
1500ms	0,48	0,43	0,13	0,65	0,06	<b>0,01</b>

MDF	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,45	0,33	0,17	0,98	0,08	0,09
1000ms	0,32	0,19	<b>0,03</b>	0,70	0,37	0,08
1500ms	0,39	0,06	<b>9,626E-03</b>	1,00	0,33	0,27

SE	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,75	<b>6,57E-05</b>	<b>3,875E-04</b>	<b>0,03</b>	<b>5,246E-05</b>	<b>1,093E-08</b>
1000ms	0,89	<b>1,49E-03</b>	<b>5,047E-03</b>	<b>0,02</b>	<b>1,316E-03</b>	<b>2,345E-07</b>
1500ms	1,00	<b>0,01</b>	<b>0,03</b>	<b>0,01</b>	<b>2,401E-03</b>	<b>4,158E-08</b>

HFD	SUPRAHIOIDEO			INFRAHIOIDEO		
	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos	Jovenes-Mayores	Jovenes-Disfágicos	Mayores-Disfágicos
	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor	P-valor
500ms	0,83	<b>3,870E-04</b>	<b>1,151E-03</b>	0,06	<b>3,381E-04</b>	<b>1,046E-07</b>
1000ms	1,00	<b>4,756E-03</b>	<b>3,692E-03</b>	0,07	<b>1,815E-04</b>	<b>3,136E-08</b>
1500ms	0,98	<b>0,01</b>	<b>0,02</b>	<b>1,593E-02</b>	<b>4,138E-04</b>	<b>6,032E-08</b>

## CAPÍTULO 8. REFERENCIAS

---

- Admin. (2020, 12 marzo). disfagia en Las Palmas | Grupo ICOT. Grupo ICOT. <https://www.grupoicot.es/tag/disfagia-en-las-palmas/>
- American Clinical Neurophysiology Society. (2006). Guideline 5: Guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 23(2), 107–110. <https://doi.org/10.1097/00004691-200604000-00006>
- Babault, N., Hitier, M., & Cometti, C. (2022). Usefulness of Surface Electromyography Complexity Analyses to Assess the Effects of Warm-Up and Stretching during Maximal and Sub-Maximal Hamstring Contractions: A Cross-Over, Randomized, Single-Blind Trial. *Biology*, 11(9), 1337. <https://doi.org/10.3390/biology11091337>
- Bakheit, A. M. O. (2001). Management of neurogenic dysphagia. *Postgraduate Medical Journal*, 77(913), 694–699.
- Binnie, C. D., & Prior, P. F. (1994). Electroencephalography. *BMJ Journals*, 57(11), 1308-1319. <https://doi.org/10.1136/jnnp.57.11.1308>
- Cabral, E. E. A., Fregonezi, G. A. F., Melo, L., Basoudan, N., Mathur, S., & Reid, W. D. (2018). Surface electromyography (sEMG) of extradiaphragm respiratory muscles in healthy subjects: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 42, 123–135. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.07.004>
- Ceballos, F. L. S. (2015). Epidemiología de la disfagia en la población española (p. 1). Universidad Complutense de Madrid.
- Chang, W., Chen, M., Liu, J., Chung, W. L., Chiu, L., & Huang, Y. F. (2023). Surface Electromyography for Evaluating the Effect of Aging on the Coordination of Swallowing Muscles. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10572-3>
- Cram's Introduction to Surface Electromyography. (s. f.). Google Books. <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=ADYm0TqiDo8C&oi=fnd&pg=PP1&dq=surface+electromyography&ots=RxveJrEw6G&sig=gjYvpUY06lpCiPP6yT4izJhbgw#v=onepage&q=surface%20electromyography&f=false>
- Cuadros-Acosta, J., & Orozco-Duque, A. (2022). Automatic detection of poor quality signals as a pre-processing scheme in the analysis of sEMG in swallowing. *Biomedical Signal Processing and Control*, 71, 103122. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103122>
- Cuello. (s. f.). <https://es.slideshare.net/davidco1/cuello-15315089>
- De Hernandezgomez, V. T. L. E. (2022, 5 agosto). El método de Higuchi para medir la dimensión fractal de una serie de tiempo. + Ejercicios Resueltos. <https://masejerciciosresueltos.wordpress.com/2022/06/30/el-metodo-de-higuchi-para-medir-la-dimension-fractal-de-una-serie-de-tiempo/>
- Del Barrio, M. A., Palomo, M. S., Herán, I. S., Monteiro, G. C., & Izquierdo, A. Y. (2019). Protocolo diagnóstico de la disfagia de causa neurológica. *Medicine - Programa De Formación Médica Continuada Acreditado*. <https://doi.org/10.1016/j.med.2019.05.005>

- Di Girolamo, M., Favetto, A., Paleari, M., Celadon, N., & Ariano, P. (2017). A comparison of sEMG temporal and spatial information in the analysis of continuous movements. *Informatics in Medicine Unlocked*, 9, 255-263. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2017.10.006>
- Dysphagia | Harrison's Principles of Internal Medicine, 20e | AccessMedicine | McGraw Hill Medical. (s. f.). <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2129&ionid=192012726>
- Dziewas, R., Teismann, I. K., Suntrup, S., Schiffbauer, H., Steinstraeter, O., Warnecke, T., Ringelstein, E. B., & Pantev, C. (2009). Cortical compensation associated with dysphagia caused by selective degeneration of bulbar motor neurons. *Human Brain Mapping*, 30(4), 1352-1360. <https://doi.org/10.1002/hbm.20603>
- el patrocinio y soporte técnico de:, C. (s/f). Dr. Pere Clavé Civit Dra. Pilar García Peris. Nestlehealthscience.es. Recuperado de [https://www.nestlehealthscience.es/sites/default/files/2020-04/guia\\_de\\_diagnostico\\_tratamiento\\_nutricional\\_y\\_rehabilitador\\_de\\_la\\_disfagia\\_orofaringea.pdf](https://www.nestlehealthscience.es/sites/default/files/2020-04/guia_de_diagnostico_tratamiento_nutricional_y_rehabilitador_de_la_disfagia_orofaringea.pdf)
- Ertekin, C., & Aydogdu, I. (2003). Neurophysiology of swallowing. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 114(12), 2226-2244. [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(03\)00237-2](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(03)00237-2)
- Eurofound: condiciones de vida y de trabajo. (s/f). European Union. Recuperado de [https://european-union.europa.eu/institutions-law-budget/institutions-and-bodies/search-all-eu-institutions-and-bodies/eurofound\\_es](https://european-union.europa.eu/institutions-law-budget/institutions-and-bodies/search-all-eu-institutions-and-bodies/eurofound_es)
- Figura 1. Divisiones del Sistema Nervioso en Central y . . . (s. f.). ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Divisiones-del-Sistema-Nervioso-en-Central-y-Perifericoizquierda-y\\_fig1\\_335612119](https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Divisiones-del-Sistema-Nervioso-en-Central-y-Perifericoizquierda-y_fig1_335612119)
- Figure 4. Illustration of surface EMG onset/offset detection using. . . (s. f.). ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-surface-EMG-onset-offset-detection-using-sample-entropy-analysis-with\\_fig4\\_249966124](https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-surface-EMG-onset-offset-detection-using-sample-entropy-analysis-with_fig4_249966124)
- FIGURE 5 | A typical EMG signal and its power spectrum. (s. f.). ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/A-typical-EMG-signal-and-its-power-spectrum\\_fig5\\_318183803](https://www.researchgate.net/figure/A-typical-EMG-signal-and-its-power-spectrum_fig5_318183803)
- GeriatricAreaADMIN. (2020, 21 febrero). Cuidados de enfermería en pacientes con disfagia. Geriatricarea. <https://www.geriatricarea.com/2020/02/21/cuidados-de-enfermeria-en-pacientes-con-disfagia/>
- Gibbons, J. D., and S. Chakraborti. *Nonparametric Statistical Inference*, 5th Ed., Boca Raton, FL: Chapman & Hall/CRC Press, Taylor & Francis Group, 2011.
- Goebel, R., Zilverstand, A., & Sorger, B. (2010). Real-time fMRI-based brain-computer interfacing for neurofeedback therapy and compensation of lost motor functions. *Imaging in Medicine*, 2(4), 407-415. <https://doi.org/10.2217/iim.10.35>
- Gómez Pastor, I. (2017). Estrategia de enfermedades neurodegenerativas.
- Gómez, C. M., Mediavilla, Á., Hornero, R., Abásolo, D., & Fernández, A. (2009). Use of the Higuchi's fractal dimension for the analysis of MEG recordings from Alzheimer's

- disease patients. *Medical Engineering & Physics*, 31(3), 306-313. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.06.010>
- González, R., & Bevilacqua, J. (2009). Disfagia en el paciente neurológico. *Rev Hosp Clín Univ Chile*, 20(252), 62.
- Grupo de trabajo. [Fundacionfundamed.org](https://www.fundacionfundamed.org/doc/GrupoTrabajo_Situacion-disfagia-orofaringea-espana.pdf). Recuperado de [https://www.fundacionfundamed.org/doc/GrupoTrabajo\\_Situacion-disfagia-orofaringea-espana.pdf](https://www.fundacionfundamed.org/doc/GrupoTrabajo_Situacion-disfagia-orofaringea-espana.pdf)
- Guerrero, J. F. (2010). Bioseñales. Open Course Ware.
- Hernández-Gutiérrez, M. I., & Carrillo-Mora, P. (2017). Aplicaciones terapéuticas de la estimulación cerebral no invasiva en neurorrehabilitación. 10.
- Hollander, M., and D. A. Wolfe. *Nonparametric Statistical Methods*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc., 1999.
- Imaz-Higuera, J. , Garcia-Casado J., & Prats-Boluda, G. (2022). IDENTIFICACIÓN DE LOS CAMBIOS DE PATRÓN DE ACTIVACIÓN CEREBRAL DURANTE EL PROCESO DEGLUTORIO EN BASE A LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA EN PACIENTES CON DISFAGIA.
- Inc, D. (2018, 17 octubre). Amplitude Analysis: Root-mean-square EMG Envelope - Delsys. Delsys. <https://delsys.com/amplitude-analysis-root-mean-square-emg-envelope/>
- Joundi, R. A., Martino, R., Saposnik, G., Giannakeas, V., Fang, J., & Kapral, M. K. (2017b). Predictors and Outcomes of Dysphagia Screening After Acute Ischemic Stroke. *Stroke*, 48(4), 900-906. <https://doi.org/10.1161/strokeaha.116.015332>
- Koyama, Y., Ohmori, N., Momose, H., Kondo, E., Yamada, S., & Kurita, H. (2021). Detection of swallowing disorders using a multiple channel surface electromyography sheet: A preliminary study. *Journal of Dental Sciences*, 16(1), 160-167. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2020.06.009>
- Lata Caneda, M. C., & Mourelle, M. (2018). DISFAGIA EN LAS ENFERMEDADES CRÓNICAS Y DEGENERATIVAS. *DISFAGIA OROFARÍNGEA*, 253.
- Lawrence, J., & Douglas, P. (2016). Stroke and dysphagia. En *Dietetic and Nutrition Case Studies* (pp. 140–142). John Wiley & Sons, Ltd.
- Lee, D., Yang, W., Cho, G., You, D., & Nam, W. (2022). Data synthesis with dual-stage sample grouping for electromyography signals. *Expert Systems With Applications*, 213, 119059. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2022.119059>
- Ludlow, C. L. (2015). Central nervous system control of voice and swallowing. *Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 32(4), 294–303. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000186>
- Maffiuletti, N. A., Minetto, M. A., Farina, D., & Bottinelli, R. (2011). Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: State-of-the art and unresolved issues. *European Journal of Applied Physiology*, 111(10), 2391-2397. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2133-7>
- Malandraki, G. A., Sutton, B. P., Perlman, A. L., Karampinos, D. C., & Conway, C. R. (2009). Neural activation of swallowing and swallowing-related tasks in healthy young adults:

- An attempt to separate the components of deglutition. *Human Brain Mapping*, 30(10), 3209-3226. <https://doi.org/10.1002/hbm.20743>
- Marmouset, F., Hammoudi, K., Bobillier, C., & Morinière, S. (2015). Fisiología de la deglución normal. *EMC - Otorrinolaringología*. [https://doi.org/10.1016/s1632-3475\(15\)72752-9](https://doi.org/10.1016/s1632-3475(15)72752-9)
- Matsuo, K., & Palmer, J. D. (2008). Anatomy and Physiology of Feeding and Swallowing: Normal and Abnormal. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 19(4), 691-707. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2008.06.001>
- Merletti, R., & Farina, D. (Eds.). (2016). *Surface Electromyography : Physiology, Engineering, and Applications*. John Wiley & Sons, Inc.
- Miller, A. A. (1982). Deglutition. *Physiological Reviews*, 62(1), 129-184. <https://doi.org/10.1152/physrev.1982.62.1.129>
- Miller, A. J. (2008). The neurobiology of swallowing and dysphagia. *Developmental Disabilities Research Reviews*, 14(2), 77-86. <https://doi.org/10.1002/ddrr.12>
- Molina, B., Guerra, F. J., & Gutiérrez, R. (s. f.). DISFAGIA Y ASPIRACIÓN. En *LARINGE Y PATOLOGÍA CÉRVICO-FACIAL* (pp. 1-26). Recuperado de <https://seorl.net/PDF/Laringe%20arbor%20traqueo-bronquial/120%20-%20DISFAGIA%20Y%20ASPIRACI%C3%93N.pdf>.
- Moya, F. (2021). DISEÑO, INTEGRACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE REGISTRO SIMULTÁNEO DE EEG Y sEMG DEGLUTORIO.
- Niedermeyer's Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields. (s/f). Wolterskluwer.com. Recuperado el 12 de junio de 2023, de <https://www.wolterskluwer.com/en/solutions/ovid/niedermeyers-electroencephalography-basic-principles-clinical-applications-and-related-fields-8611>
- Patel, D. A., Krishnaswami, S., Steger, E., Conover, E., Vaezi, M. F., Ciucci, M. R., & Francis, D. O. (2018). Economic and survival burden of dysphagia among inpatients in the United States. *Diseases of the esophagus*, 31(1). <https://doi.org/10.1093/dote/dox131>
- Prueba de suma de rangos de Wilcoxon - MATLAB ranksum - MathWorks España. (s. f.). [https://es.mathworks.com/help/stats/ranksum.html?searchHighlight=ranksum&s\\_tid=src\\_htitle\\_ranksum\\_1#bti40k\\_-6](https://es.mathworks.com/help/stats/ranksum.html?searchHighlight=ranksum&s_tid=src_htitle_ranksum_1#bti40k_-6)
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039-H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.h2039>
- Robbins, J., Kays, S. A., Gangnon, R. E., Hind, J. A., Hewitt, A. L., Gentry, L. R., & Taylor, A. J. (2007). The Effects of Lingual Exercise in Stroke Patients With Dysphagia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(2), 150-158. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.11.002>
- Roden, D. F., & Altman, K. W. (2013). Causes of Dysphagia Among Different Age Groups. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 46(6), 965-987. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2013.08.008>
- Rofes, L., Vilardell, N., & Clavé, P. (2013). Post-stroke dysphagia: progress at last. *Neurogastroenterology and Motility*, 25(4), 278-282. <https://doi.org/10.1111/nmo.12112>

- Roldan-Vasco, S., Orozco-Duque, A., & Orozco-Aroyave, J. R. (2023). Swallowing disorders analysis using surface EMG biomarkers and classification models. *Digital Signal Processing*, 133, 103815. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2022.103815>
- Root-mean-square value - MATLAB rms - MathWorks España. (s. f.). [https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/rms.html?searchHighlight=rms&s\\_tid=srchtitle\\_rms\\_1#mw\\_6c72082c-da64-4121-b716-c47be9b4566a\\_seealso](https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/rms.html?searchHighlight=rms&s_tid=srchtitle_rms_1#mw_6c72082c-da64-4121-b716-c47be9b4566a_seealso)
- Roubeau, B., Morinière, S., Périé, S., Martineau, A., Falières, J., & St Guily, J. L. (2008). Use of Reaction Time in the Temporal Analysis of Normal Swallowing. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-007-9099-y>
- Rugiu, M. (2007, 1 diciembre). Role of videofluoroscopy in evaluation of neurologic dysphagia. PubMed Central (PMC). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2640050/>
- Sadoyama, T., Miyano, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. *Europ. J. Appl. Physiol.* 47, 239–246 (1981). <https://doi.org/10.1007/>
- Sánchez-Sánchez, E., Avellaneda-López, Y., García-Marín, E., Gonzalez, G., Díaz-Jimenez, J., & Ordonez, F. J. (2021). Knowledge and Practice of Health Professionals in the Management of Dysphagia. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4), 2139. <https://doi.org/10.3390/ijerph18042139>
- Sasegbon, A., & Hamdy, S. (2017). The anatomy and physiology of normal and abnormal swallowing in oropharyngeal dysphagia. *Neurogastroenterology and Motility*, 29(11), e13100. <https://doi.org/10.1111/nmo.13100>
- Seo, K.-H., Jang, J., Jang, E. G., Park, Y., Lee, S. Y., Kim, B. R., Park, D., Park, S., Hwang, H., Kim, N. H., Oh, B.-M., Seo, H. G., Lee, J. C., & Ryu, J. S. (2021). Clinical effectiveness of the sequential 4-channel NMES compared with that of the conventional 2-channel NMES for the treatment of dysphagia in a prospective double-blind randomized controlled study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 18(1), 90. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00884-6>
- Shaker, R., Kern, M., Bardan, E., Taylor, A., Stewart, E. T., Hoffmann, R. G., Arndorfer, R. C., Hofmann, C., & Bonnevier, J. (1997). Augmentation of deglutitive upper esophageal sphincter opening in the elderly by exercise. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 272(6), G1518-G1522. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1997.272.6.G1518>
- Sulime Diseño de Soluciones, S. L. (s/f). RAPD Online. Sapd.es. Recuperado de <https://www.sapd.es/revista/2017/40/3/03>
- Suntrup, S., Teismann, I. K., Wollbrink, A., Warnecke, T., Winkels, M., Pantev, C., & Dziewas, R. (2014). Altered Cortical Swallowing Processing in Patients with Functional Dysphagia: A Preliminary Study. *PLOS ONE*, 9(2), e89665. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089665>
- Tang, X., Zhang, X., Gao, X., Chen, X., & Zhou, P. (2018). A Novel Interpretation of Sample Entropy in Surface Electromyographic Examination of Complex Neuromuscular Alternations in Subacute and Chronic Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(9), 1878-1888. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2018.2864317>

- The diagnosis approach for rolling bearing fault based on Kurtosis criterion EMD and Hilbert envelope spectrum. (2017, 1 octubre). IEEE Conference Publication | IEEE Xplore. <https://ieeexplore.ieee.org/document/8122439>
- Tiiz, & Tiiz. (2021). Deglución y salud dental, ¿sabes tragar bien? Clínica dental Tiiz. <https://tiiz.es/deglucion-y-salud-dental-sabes-tragar-bien/>
- Tomás, J. M. M., Higerá, J. I., Lin, Y. Y., Casado, F. J. G., Delgado, G., Sesé, G. M., Calabuig, A. B., & Boluda, G. P. (s. f.). Development of techniques to minimize the interference of muscle activity on the electroencephalographic signal during swallowing. 4.
- Tseng, F. (2013). Surface electromyography for diagnosing dysphagia in patients with cerebral palsy. *World journal of otorhinolaryngology*, 3(2), 35. <https://doi.org/10.5319/wjo.v3.i2.35>
- Vaiman, M., Eviatar, E., & Segal, S. (2004). Surface Electromyographic Studies of Swallowing in Normal Subjects: A Review of 440 Adults. Report 2. Quantitative Data: Amplitude Measures. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 131(5), 773-780. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2004.03.014>
- Westmark, S., Melgaard, D., Rethmeier, L. O., & Ehlers, L. H. (2018). The cost of dysphagia in geriatric patients. *ClinicoEconomics and outcomes research: CEOR*, 10, 321–326. <https://doi.org/10.2147/ceor.s165713>
- Wilcoxon signed rank test - MATLAB signrank - MathWorks España. (s. f.). [https://es.mathworks.com/help/stats/signrank.html?searchHighlight=signrank&s\\_tid=srchtitle\\_signrank\\_1](https://es.mathworks.com/help/stats/signrank.html?searchHighlight=signrank&s_tid=srchtitle_signrank_1)
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley.
- Ye-Lin, Y., Prats-Boluda, G., Galiano-Botella, M., Roldan-Vasco, S., Orozco-Duque, A., & Garcia-Casado, J. (2022). Directed Functional Coordination Analysis of Swallowing Muscles in Healthy and Dysphagic Subjects by Surface Electromyography. *Sensors*, 22(12), 4513. <https://doi.org/10.3390/s22124513>
- Zimmerman, E., Carnaby, G., Lazarus, C. L., & Malandraki, G. A. (2020). Motor Learning, Neuroplasticity, and Strength and Skill Training: Moving From Compensation to Retraining in Behavioral Management of Dysphagia. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 29(2S), 1065-1077. [https://doi.org/10.1044/2019\\_AJSLP-19-00088](https://doi.org/10.1044/2019_AJSLP-19-00088)
- Z Test: Definition & Two Proportion Z-Test - Statistics How To*. (2023, 3 marzo). Statistics How To. <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/hypothesis-testing/z-test/>



---

# PRESUPUESTO

---

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN AL PRESUPUESTO

---

El desarrollo del presente Trabajo de Final de Grado ha necesitado de una gran cantidad de recursos tanto materiales, como humanos. Es por ello por lo que a continuación se presenta un presupuesto en el que se ven reflejados todos los gastos que se han requerido para llevar a cabo la culminación de este trabajo. Dentro del presupuesto se muestran de manera desglosada los costes parciales de mano de obra, hardware y software, que serán contabilizados en el coste total del presupuesto.

## CAPÍTULO 2. COSTES PARCIALES

### 1. Cuadro de precios: Mano de obra

En este apartado se reflejan los costes asociados de todo el personal que ha colaborado en el desarrollo de este Trabajo de Fin de Grado. El coste parcial del apartado de mano de obra viene influenciado por el número de personas involucradas, el tiempo que cada persona haya dedicado al trabajo y el salario de cada persona. En particular en este Trabajo de Fin de Grado han participado 4 personas: 2 ingenieros biomédicos *senior* que son la tutora y el cotutor del TFG, 1 ingeniero especializado en biomedicina *semi senior* que es el cotutor externo y 1 ingeniero biomédico *junior* que es el propio alumno que desarrolla el presente trabajo.

Respecto a los salarios de cada uno de los participantes se han asignado en base a los estándares en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2B). Donde está estipulado que a los ingenieros *seniors* se les debe pagar un sueldo de 30€/h, mientras que a los ingenieros *junior* se les atribuye un sueldo de 15€/h. En cuanto al sueldo de un ingeniero *semi senior* no se encuentra ninguna referencia, pero se infiere que es un sueldo intermedio entre el *junior* y el *senior*, por lo que en este trabajo se le atribuye un sueldo aproximado de 22€/h. En la [Tabla 24](#) que se muestra a continuación aparecen desglosado el cuadro de precios de la mano de obra:

Número	Código	Descripción	Precio (€/h)	Tiempo (h)	Total (€)
1	MO01	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	30	900
2	MO02	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	30	900
3	MO03	Ingeniero Biomédico <i>Semi Senior</i>	22	50	1100
4	MO04	Ingeniero Biomédico <i>Junior</i>	15	500	7500
<b>TOTAL</b>					<b>10400</b>

Tabla 12. Cuadro de precios de la mano de obra

Como se puede observar el precio asociado a la mano de obra es de **diez mil cuatrocientos euros**.

## 2. Cuadro de precios: Hardware

El hardware empleado durante toda la realización del trabajo ha sido el ordenador portátil personal del alumno autor del TFG que es un modelo HP Laptop 15-da1xxx

Número	Código	Descripción	Precio (€/ud)	Cantidad (Uds)	Precio de amortiación (años)	Intervalo amortización (años)	Total (€)
1	HW01	HP Laptop 15-da1xxx	682	1	4	0,75	127,875
<b>TOTAL</b>							<b>127,875</b>

Tabla 13. Cuadro de precios del hardware

Como se puede observar el precio asociado al hardware utilizado es de **ciento veintiocho euros**.

## 3. Cuadro de precios: Software

Para poder llevar a cabo el trabajo correctamente, se han requerido de varios programas que por ser estudiante de la Universidad Politécnica de Valencia se tiene acceso libre, pero se han valorado en el presupuesto el coste de las licencias de estos softwares durante el tiempo en el que se ha estado desarrollando el estudio para estimar de la manera más fiel posible el coste real del trabajo. Los softwares que se emplearon durante el desarrollo del estudio fueron Microsoft Office y Matlab.

Número	Código	Descripción	Precio (€/ud)	Cantidad (Uds)	Precio de amortiación (años)	Intervalo amortización (años)	Total (€)
1	SW01	Licencia estudiante Matlab R2022b	70	1	1	0,75	52,5
2	SW02	Licencia estudiantre Microsoft Office	150	1	1	0,75	112,5
<b>TOTAL</b>							<b>165</b>

Tabla 14. Cuadro de precios del software

Como se puede observar el precio asociado al software es de **ciento veinticinco euros**.

## CAPÍTULO 3. COSTE TOTAL

---

El coste total del estudio realizado se corresponde a la suma de todos los costes parciales anteriormente computado. A este coste de ejecución o puesta en marcha, hay que añadirle los gastos industriales que se calculan como un 13 % sobre los costes de ejecución y los beneficios industriales que se calculan como un 6% de los costes de ejecución. Una vez calculado lo anterior se obtendrá el presupuesto en bruto, por lo que se le tendrá que añadir el 21% de IVA para obtener el presupuesto neto.

DESCRIPCIÓN	TOTAL (€)
Coste de la mano de obra	10400,00
Coste del Hardware	127,88
Coste del Software	165,00
Coste de Ejecución Total	10692,88
Gastos Generales	1390,07
Beneficio Industrial	6415,73
Presupuesto en Bruto	18498,67
IVA	3884,72
<b>PRESUPUESTO NETO TOTAL</b>	<b>22383,40</b>

Tabla 15. Cuadro del presupuesto neto del estudio

Como se puede observar el precio asociado al presupuesto neto del estudio es de **veintidós mil trescientos ochenta y cuatro euros**.