



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ESTUDIO DE LA SINCRONIZACIÓN DE LA ACTIVIDAD BIOELÉCTRICA DE LOS MÚSCULOS DEL PROCESO DEGLUTORIO

AUTOR: MARÍA BEATRIZ LOUREIRO CASALDERREY

TUTOR: GEMA PRATS BOLUDA

Selección FRANCISCO JAVIER GARCÍA CASADO

Curso Académico: 2018-19

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por haber sido un apoyo fundamental en todo momento. A mis tutores, por haberme enseñado y guiado a lo largo de la elaboración de este TFG con confianza y paciencia. Y a mis amigos de la carrera, con quienes he compartido trinchera y con cuya compañía, ayuda y apoyo he logrado llegar hasta aquí.

Resumen

En los últimos años, se ha llevado a cabo un gran esfuerzo por parte de la comunidad científica para tratar de encontrar métodos no invasivos y económicos para el estudio de la deglución y la disfagia. También se ha puesto especial interés en tratar de estandarizar la metodología para el diagnóstico de este trastorno que cada vez es más frecuente, sobre todo entre personas de avanzada edad.

Siguiendo las líneas de investigación actuales, en el presente TFG se ha querido profundizar en las posibilidades que ofrece la electromiografía de superficie, una técnica no invasiva, económica y fiable para el estudio de la disfagia. Se trata de un método que todavía no se encuentra estandarizado en este ámbito y que podría servir de gran ayuda para el diagnóstico clínico.

En este contexto, se han desarrollado y testeado herramientas para la evaluación de la sincronización de los músculos superficiales encargados de la deglución. Este análisis se ha llevado a cabo entre señales de músculos bilaterales de sujetos sanos durante el proceso deglutorio. Las señales en crudo se han rectificado y promediado con el objetivo de obtener su resultante mecánica. El parámetro utilizado para evaluar la sincronización entre señales ha sido el coeficiente de correlación lineal, un indicador ampliamente usado para el análisis de señales bioeléctricas. Este se ha aplicado tanto sobre las señales originales como sobre sus resultantes mecánicas.

Se han llevado a cabo dos estudios. En el primero se ha tratado de cuantificar el nivel de coordinación de los músculos de los tramos completos de señal. La intención de esto era obtener un indicador objetivo de cara a futuros estudios de la disfagia. En el segundo se ha realizado un inventariado de las señales y se han computado los valores de correlación de las ventanas, lo que ha permitido un estudio detallado de la evolución del parámetro a lo largo de las señales.

Por último, cabe mencionar que estos estudios se han llevado a cabo sobre señales adquiridas mediante electrodos convencionales y electrodos anulares concéntricos. El objetivo de esto ha sido examinar el desempeño de ambos tipos de electrodos para el registro de estas señales mioeléctricas.

También cabe mencionar que, para un estudio detallado de la evolución de la correlación a lo largo de las señales, lo más aconsejable es que las ventanas utilizadas tengan una longitud de entre 200 y 500 ms.

Los resultados obtenidos indican que el coeficiente de correlación es un buen parámetro para estimar el grado de sincronización entre las resultantes mecánicas de las señales. Sin embargo, este indicador no funciona tan bien cuando es aplicado sobre las señales originales. En cuanto al tipo de electrodos, los convencionales presentan valores mayores de correlación cuando son computados sobre señales originales, siendo similares los resultados alcanzados al promediar las señales de los músculos suprahioides. Sin embargo, los valores siguen siendo mayores al promediar en las señales asociadas a registros convencionales respecto de aquellos realizados con electrodos concéntricos. Estudios futuros con sujetos patológicos determinarán qué tipo de registros permiten diferenciar mejor entre situaciones patológicas y sujetos sanos.

Palabras clave: deglución, disfagia, electromiografía, sEMG, sincronización, coeficiente de correlación, rectificado, promediado.

Abstract

In the last few years the scientific community has made a big effort trying to find non-invasive and cheap methods for the study of deglutition and dysphagia. Special interest has also been placed on trying to standardize the methodology for the diagnosis of this disorder that is becoming more frequent, especially among the elderly people.

Following the current lines of research, in this TFG we have wanted to deepen the possibilities offered by surface electromyography, a non-invasive, economical and reliable technique for the study of dysphagia. This method has not been standardized yet in this area although it is believed that it would be of great help for clinical diagnosis

In this context, tools for the evaluation of the synchronization of the superficial muscles in charge of swallowing have been developed and tested. This analysis has been carried out between bilateral muscle signals from healthy subjects during the swallowing process. The raw signals have been rectified and averaged in order to obtain their mechanical result. The parameter used to evaluate the synchronization between signals has been the correlation coefficient, an indicator frequently used for the analysis of bioelectric signals. This has been applied both to the original signals and their mechanical results.

Two studies have been carried out. In the first one, an attempt has been made to quantify the level of coordination of the muscles of the entire signal sections. The intention pursued was to obtain an objective indicator for future studies of dysphagia. In the second one, the signals have been windowed and the correlation values of the windows have been computed, which has allowed a detailed study of the evolution of the parameter along the signals.

Finally, it should be mentioned that these studies have been carried out on signals acquired by conventional electrodes and concentric annular electrodes. The objective of this has been to examine the performance of both types of electrodes to record these myoelectric signals.

It is also worth mentioning that, for a detailed study of the evolution of the correlation along the signals, it is convenient a window length of between 200 and 500 ms.

The results obtained indicate that the correlation coefficient is a good parameter to estimate the degree of synchronization between the mechanical results of the signals. However, this indicator does not work that well when applied to the original signals. Regarding the type of electrodes, the conventional ones show higher correlation values when they are computed on original signals, the results achieved by averaging the signals of the suprahyoid muscles are similar in both types of electrodes. However, the values are still higher when averaging the signals associated with conventional registers with respect to those made with concentric electrodes. Future studies with pathological subjects will determine what type of records allow to better differentiate between pathological situations and healthy subjects.

Keywords: deglutition, dysphagia, electromyography, sEMG, synchronization, correlation coefficient, rectified, averaged.

Resum

En els últims anys, s'ha dut a terme un gran esforç per part de la comunitat científica per tractar de trobar mètodes no invasius i econòmics per a l'estudi de la deglució i la disfàgia. També s'ha posat especial interès per tractar d'estandaritzar la metodologia per al diagnòstic d'aquest trastorn que cada vegada és més freqüent, sobretot entre persones d'avançada edat.

Seguint les línies d'investigació actuals, en el present TFG s'ha volgut aprofundir en les possibilitats que ofereix l'electromiografia de superfície, una tècnica no invasiva, econòmica i fiable per a l'estudi de la disfàgia. Es tracta d'un mètode que encara no es troba estandaritzat en aquest àmbit i que podria servir de gran ajuda pel diagnòstic clínic

En aquest context, s'han desenvolupat i testejat ferramentes per a l'avaluació de la sincronització dels músculs superficials encarregats de la deglució. Aquesta anàlisi s'ha dut a terme entre senyals de músculs bilaterals de subjectes sans durant el procés deglutori. Els senyals en cru s'han rectificat i amitjanat amb l'objectiu d'obtenir la seua resultant mecànica. El paràmetre utilitzat per avaluar la sincronització entre senyals ha sigut el coeficient de correlació lineal, un indicador àmpliament usat per a l'anàlisi de senyals bioelèctriques. Aquest s'ha aplicat tant sobre els senyals originals com sobre les seues resultants mecàniques.

S'han dut a terme dos estudis. En el primer s'ha tractat de quantificar el nivell de coordinació dels músculs dels trams complets de senyal. La intenció d'açò va ser obtenir un indicador objectiu de cara a futurs estudis de la disfàgia. Al segon s'ha realitzat un inventanado dels senyals i s'han computat els valors de correlació de les finestres, la qual cosa ha permès un estudi detallat de l'evolució del paràmetre al llarg dels senyals

Finalment, cal mencionar que aquests estudis s'han dut a terme sobre senyals adquirides per mitjà d'elèctrodes convencionals i elèctrodes anul·lars concèntrics. L'objectiu d'açò ha sigut examinar l'exercici d'ambdós tipus d'elèctrodes per a registre d'estos senyals mioelèctrics.

També cal mencionar que, per a un estudi detallat de l'evolució de la correlació al llarg dels senyals, el més aconsellable és que les finestres utilitzades tinguen una longitud d'entre 200 i 500 ms.

Els resultats obtinguts indiquen que el coeficient de correlació és un bon paràmetre per a estimar el grau de sincronització entre les resultants mecàniques dels senyals. No obstant això, este indicador no funciona tan ben quan és aplicat sobre els senyals originals. Quant al tipus d'elèctrodes, els convencionals presenten valors majors de correlació quan són computats sobre senyals originals, sent semblants els resultats aconseguits a l'amitjanar els senyals dels músculs suprahioidals. No obstant això els valors continuen sent majors a l'amitjanar en els senyals associades a registres convencionals respecte d'aquells realitzats amb elèctrodes concèntrics. Estudis futurs amb subjectes patològics determinaran quin tipus de registres permeten diferenciar millor entre situacions patològiques i subjectes sans.

Paraules clau: deglució, disfàgia, electromiografia, sEMG, sincronització, coeficient de correlació, rectificat, amitjanat.

ÍNDICE DE DOCUMENTOS

I. MEMORIA

II. PRESUPUESTO

MEMORIA

Índice de la memoria

| | |
|--|----|
| 1. MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE | 1 |
| 1.1. La deglución | 3 |
| 1.2. Estructuras y músculos involucrados en la deglución | 4 |
| 1.3. La disfagia | 8 |
| 1.4. Métodos de diagnóstico de la disfagia | 8 |
| 1.5. La electromiografía | 10 |
| 1.6. La electromiografía de superficie en el estudio de la disfagia | 11 |
| 1.7. Antecedentes en técnicas de estimación del grado de sincronización | 12 |
| 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS | 15 |
| 2.1. Justificación | 16 |
| 2.2. Objetivos | 17 |
| 3. MATERIALES Y MÉTODOS | 19 |
| 3.2. Base de datos | 20 |
| 3.2.1. Criterios de inclusión y exclusión de los pacientes | 20 |
| 3.2.2. Pruebas deglutorias | 20 |
| 3.2.3. Ubicación de los electrodos | 21 |
| 3.2.4. Filtrado y segmentación de las señales | 23 |
| 3.3. Equipo | 24 |
| 3.4. Desarrollo de las Herramientas para la estimación del grado de sincronización: ... | 25 |
| 3.4.1. Software de desarrollo de las herramientas. | 25 |
| 3.4.2. Descripción del coeficiente de correlación | 26 |
| 3.4.3. Suavizado de las señales. | 26 |
| 3.4.4. Descripción de los estudios llevados a cabo. | 27 |
| 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 31 |
| 4.1. Estudio de tramos | 32 |
| 4.1.1. Efecto de la densidad de bolo: agua vs. yogur | 33 |
| 4.1.2. Efecto del suavizado: original vs p50, original vs. p200, p50 vs. p200. | 34 |
| 4.1.3. Efecto del tipo de electrodo: electrodos concéntricos vs. electrodos bipolares ... | 37 |
| 4.1.4. Efecto del tipo de músculo: suprahioideos vs. infrahioideos | 39 |
| 4.2. Estudio de ventana móvil | 41 |
| 5. CONCLUSIÓN Y LÍNEAS FUTURAS | 47 |
| 5.1. Conclusión | 48 |

| | |
|--|----|
| 5.2. Líneas futuras..... | 49 |
| 6. BIBLIOGRAFÍA | 51 |
| 7. ANEXOS | 55 |
| 7.1. Anexo A..... | 56 |
| 7.2. Anexo B: Cuestionario Clínico para verificación de criterios de inclusión y exclusión . | 58 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| <i>Figura 1. Fases de la deglución: a) y b) fase oral; c) y d) fase faríngea; e) y f) fase esofágica. En amarillo se representa el bolo alimenticio [8].</i> | 3 |
| Figura 2. Músculos involucrados en la fase oral | 4 |
| <i>Figura 3. Estructuras anatómicas involucradas en la deglución [12].</i> | 5 |
| <i>Figura 4. Músculos suprahioides e infrahioides unidos al hueso hioides [13].</i> | 6 |
| <i>Figura 5. Nervios craneales inervadores de los músculos involucrados en la deglución</i> | 7 |
| <i>Figura 6. Vías superior e inferior motoras. Ilustra los caminos por los que viaja el impulso nervioso motor entre la corteza cerebral, el tronco del encéfalo y la médula espinal</i> | 7 |
| <i>Figura 7. Imagen de una videofluoroscopia</i> | 9 |
| <i>Figura 8. Introducción de la sonda a través de la vía nasal en una nasofaringolaringoscopia</i> | 9 |
| <i>Figura 9. Colocación de un electrodo de aguja</i> | 11 |
| <i>Figura 10. Esquema del procedimiento seguido en el estudio</i> | 20 |
| Figura 11. Sujeto preparado para el registro de las señales. | 21 |
| Figura 12. Ubicación de los electrodos bipolares convencionales. | 22 |
| Figura 13. Ubicación de los electrodos bipolares anulares concéntricos. | 23 |
| Figura 14. Ejemplo de una prueba en la que se muestran segmentados los seis canales. 1) Tramo de basal (negro), 2) tramo de contracción (rojo), 3) tramo que engloba señal basal y de actividad contráctil (cian). Los tramos sin segmentar se muestran en azul oscuro. | 23 |
| <i>Figura 15. Amplificador de bioseñales Grass® P511</i> | 25 |
| Figura 16. Electrodo convencional [35]. | 25 |
| Figura 17. Electrodo anular concéntricos. | 25 |
| Figura 18. Ejemplo del promediado de las señales de dos canales. En verde, la señal original; en magenta, la señal promediada cada 50 muestras y en azul, la señal promediada cada 200 muestras. | 27 |
| Figura 19. Zoom de las señales de la figura anterior. En verde, la señal original; en magenta, la señal promediada cada 50 muestras y en azul, la señal promediada cada 200 muestras. | 27 |
| Figura 20. Árbol de decisión para la selección de pruebas estadísticas | 29 |
| Figura 21. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con registros bipolares convencionales. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con registros bipolares convencionales. | 35 |

| | |
|---|----|
| Figura 22. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con registros bipolares concéntricos. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con electrodos concéntricos. | 36 |
| Figura 23. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares convencionales. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares convencionales..... | 36 |
| Figura 24. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares concéntricos. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con electrodos concéntricos. | 36 |
| Figura 25. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de señales originales. A) Señales de músculos suprahioides. B) Señales de músculos infrahioides..... | 37 |
| Figura 26. Medias y desviaciones estándar los coeficientes de correlación de señales promediadas cada 50 muestras. A) Señales de músculos suprahioides. B) Señales de músculos infrahioides | 38 |
| Figura 27. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de señales promediadas cada 200 muestras. A) Señales de músculos suprahioides. B) Señales de músculos infrahioides | 38 |
| Figura 28. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales promediadas cada 200 muestras. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos. | 40 |
| Figura 29. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales promediadas cada 50 muestras. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos. | 40 |
| Figura 30. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales originales. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos. | 40 |
| <i>Figura 31. Ejemplo de dos canales de estudio segmentados correspondientes a los músculos suprahioides. En azul cian se muestra el tramo completo segmentado y en rojo una contracción.</i> | 41 |
| Figura 32. Tramo completo de las señales 1 y 2. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un inventariado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde). 41 | 41 |
| Figura 33. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 50 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un inventariado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde). | 41 |
| Figura 34. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 200 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un inventariado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde). | 42 |

| | |
|---|----|
| Figura 35. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde)..... | 42 |
| Figura 36. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 200 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde)..... | 43 |
| Figura 37. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ejemplo 2)..... | 43 |
| Figura 38. Tramo completo de dos señales promediadas cada 200 muestras. Debajo, correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ej. 2) | 44 |
| Figura 39. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ejemplo 3)..... | 44 |
| Figura 40. Tramo completo de dos señales promediadas cada 200 muestras. Debajo, correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ej. 3) | 45 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos suprahioideos durante la deglución de muestras de agua | 32 |
| Tabla 2. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos infrahioideos durante la deglución de muestras de agua | 32 |
| Tabla 3. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos suprahioideos durante la deglución de muestras de yogur | 32 |
| Tabla 4. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos infrahioideos durante la deglución de muestras de yogur | 33 |
| Tabla 5. p-valores de la prueba U de Mann Whitney de las correlaciones de las señales de los músculos infrahioideos para la comparación de las pruebas de agua y yogur. | 33 |
| Tabla 6. p-valores de la prueba U de Mann Whitney de las correlaciones de las señales de los músculos suprahioideos para la comparación de las pruebas de agua y yogur. | 34 |
| Tabla 7. p-valores de la prueba de rangos con signo de Wilcoxon de los coeficientes de correlación de las pruebas de agua y yogur de los músculos suprahioideos para la comparación de las señales: originales vs. promediadas cada 50 muestras, originales vs. promediadas cada 200 muestras, y promediadas cada 50 muestras vs. promediadas cada 200 muestras. En la última columna se muestran los p-valores de las restas de las correlaciones en contracción menos las correlaciones en basal para la comparación, también, de señales originales y promediadas en los músculos suprahioideos. | 34 |
| Tabla 8. p-valores de la prueba de rangos con signo de Wilcoxon de los coeficientes de correlación de las pruebas de los músculos infrahioideos para la comparación de las señales: originales vs. promediadas cada 50 muestras, originales vs. promediadas cada 200 muestras, y promediadas cada 50 muestras vs. promediadas cada 200 muestras. En la última columna se muestran los p-valores de las restas de las correlaciones en contracción menos las correlaciones en basal para la comparación también de señales originales y promediadas en los músculos infrahioideos. | 35 |
| Tabla 9. P-valores de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos supra e infrahioideos para la comparación de las señales tomadas mediante electrodos concéntricos y las tomadas mediante electrodos bipolares. | 37 |
| Tabla 10. P-valores de la prueba U de Mann Whitney de los coeficientes de correlación de las señales para comparar las de los músculos suprahioideos con las de los infrahioideos. | 39 |
| Tabla 11. Cuestionario Clínico para verificación de criterios de inclusión y exclusión | 58 |

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE

| | | |
|------|---|----|
| 1.1. | La deglución | 3 |
| 1.2. | Estructuras y músculos involucrados en la deglución..... | 4 |
| 1.3. | La disfagia | 8 |
| 1.4. | Métodos de diagnóstico de la disfagia..... | 8 |
| 1.5. | La electromiografía | 10 |
| 1.6. | La electromiografía de superficie en el estudio de la disfagia | 11 |
| 1.7. | Antecedentes en técnicas de estimación del grado de sincronización..... | 12 |

La deglución es la actividad motora y sensorial mediante la cual la saliva, los líquidos y la comida pasan, a través de la faringe y el esófago, de la cavidad oral al estómago. Dado que permite la nutrición, es una tarea esencial para la vida humana [1]. Se considera una de las funciones motora-sensoriales más complejas debido al elevado número de subsistemas que se ven envueltos y al alto nivel de coordinación necesario entre ellos para llevar a cabo el proceso en tan corta duración de tiempo (1-2 segundos) [2].

El término disfagia se usa para designar cualquier desorden deglutorio y puede ser causada por trastornos de tipo neurológico (ictus, parálisis cerebral, enfermedad de Parkinson), cáncer de cabeza o cuello y sus tratamientos, síndromes genéticos, lesiones cerebrales, disfunción muscular, malformaciones anatómicas, o condiciones iatrogénicas. Esta condición puede dar lugar a una serie de complicaciones como malnutrición, deshidratación, neumonía aspirativa, fallo del sistema inmune, degradación psicosocial y, en general, a una disminución de la calidad de vida [2].

Se estima que un 15% de la población mayor de 65 años padece disfagia. Cada vez más evidencias indican que una parte de la población mayor sufre esta enfermedad y no es diagnosticada. Sin embargo, todavía no existe un consenso en los métodos de detección y diagnóstico [3] [4]. Todo ello indica que debería hacerse un mayor esfuerzo para intentar alcanzar un diagnóstico precoz, y mejorar los métodos de detección, seguimiento y tratamiento de esta patología [5]. Algunos de estos métodos son muy invasivos. En concreto, la videofluoroscopia y la nasofaringolaparoscopia, son las dos técnicas más extendidas para el diagnóstico de la disfagia; el primer método expone al paciente a radiación, que resulta muy dañina para el organismo y, en el segundo, se introduce una sonda por vía nasal que puede dañar los tejidos de los conductos a través de los cuales se introduce. La electromiografía, en cambio, se presenta como una técnica incruenta que, pese a no ser considerada todavía una herramienta para el diagnóstico clínico, permite evaluar y medir la activación de los músculos encargados de la deglución. La investigación en esta disciplina podría permitir el diagnóstico y seguimiento de esta enfermedad de una forma fiable y no lesiva [6].

1.1. La deglución

La deglución es un proceso complejo en el cual se suceden una serie de acciones coordinadas con el fin de llevar nutrientes, fluidos y medicación al sistema digestivo y, al mismo tiempo, prevenir la aspiración de sustancias ingeridas a las vías respiratorias. La faringe es un conducto compartido por los sistemas digestivo y respiratorio. Para que sea posible la alternancia entre las funciones de ambos sistemas, en el tracto aerodigestivo se llevan a cabo de manera simultánea alrededor de cuarenta eventos cinemáticos y valvulares, ejecutados por más de 30 pares de músculos en pocos segundos [5], [7].

Este proceso tiene lugar en cuatro fases, ilustradas en la figura 1:

- Fase de preparación oral: Se trata de una fase voluntaria, en la cual la comida se mezcla con la saliva y los sólidos se desmenuzan gracias a la masticación y a la acción de los labios y la lengua. En esta etapa se forma el bolo alimenticio, y finaliza cuando el alimento adquiere la consistencia adecuada para ser tragado. Esta actividad depende de inputs sensoriales tales como el gusto, la temperatura, el tacto y la propiocepción. La duración de esta fase es indefinida.
- Fase oral: Los labios se mantienen cerrados y los músculos de la boca tensionados mientras la lengua propulsa el bolo a la cavidad orofaríngea hasta que se activa la deglución faríngea, que ocurre cuando el bolo cruza el límite inferior de la mandíbula. Esta fase dura entre 1 y 1,5 segundos.

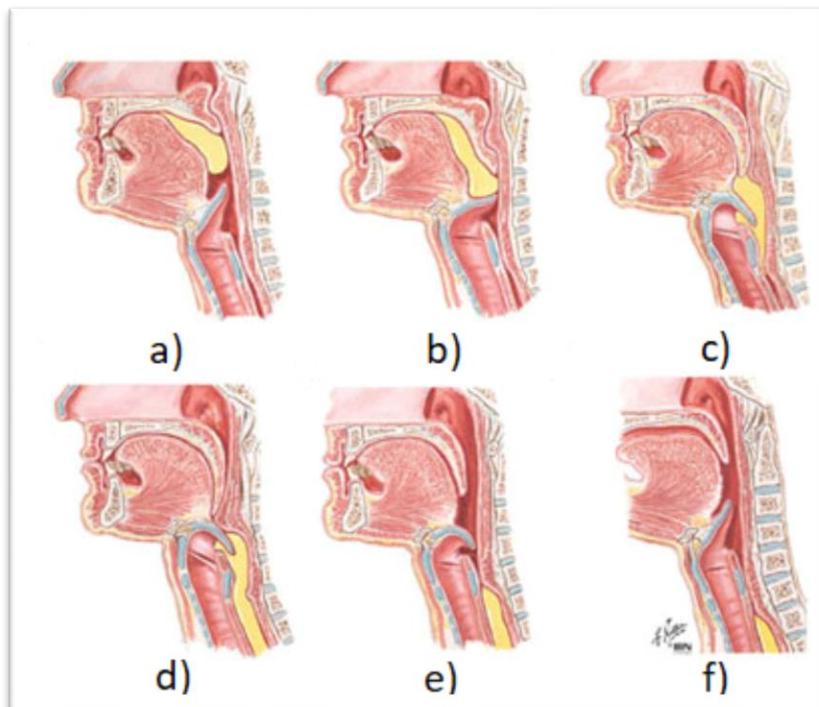


Figura 1. Fases de la deglución: a) y b) fase oral; c) y d) fase faríngea; e) y f) fase esofágica. En amarillo se representa el bolo alimenticio [8].

- Fase faríngea: En esta etapa el bolo es conducido desde la boca hacia el esófago a través de la faringe. Se inicia cuando se activa la deglución faríngea, mediada por el nervio glossofaríngeo. Es un reflejo involuntario, pero es necesaria una iniciación voluntaria y la

presencia de comida o saliva en la boca para que se active. En esta fase se suceden cinco acciones neuromusculares a través de reflejos provenientes del tronco del encéfalo: cierre del paladar blando, retracción de la base de la lengua, contracción peristáltica de la faringe, elevación y cierre de la laringe, y relajación del músculo cricofaríngeo (esfínter esofágico superior). Su duración es de alrededor de 1 segundo.

- Fase esofágica: En esta fase, el bolo es conducido desde la faringe, a través del esófago, hasta el estómago. Para ello, el esófago se contrae haciendo movimientos ondulares peristálticos. Puede durar entre 3 y 20 segundos [2], [7].

1.2. Estructuras y músculos involucrados en la deglución

La **boca** constituye la primera porción del tubo digestivo y es donde tienen lugar las dos primeras fases de la deglución. Limita por delante con los labios, a los lados con las mejillas, por la parte superior con la bóveda palatina y el velo del paladar, por la parte inferior con la lengua y por detrás con la faringe a través del istmo de las fauces. Se divide en dos partes que se encuentran separadas por los arcos dentarios: el vestíbulo y la cavidad oral. La saliva se genera en las glándulas salivales mayores: parótida (situada detrás de la mandíbula), submaxilar y sublinguales (situadas debajo de la mandíbula y la lengua); y salivales menores (situadas en la mucosa de los labios, las mejillas, el paladar y la lengua). Los músculos más importantes del proceso deglutorio en la fase oral son: orbicular de los labios; buccinador y masetero en las mejillas; temporal, pterigoideo lateral y medial en la sien; y la lengua, en el interior de la boca [7].

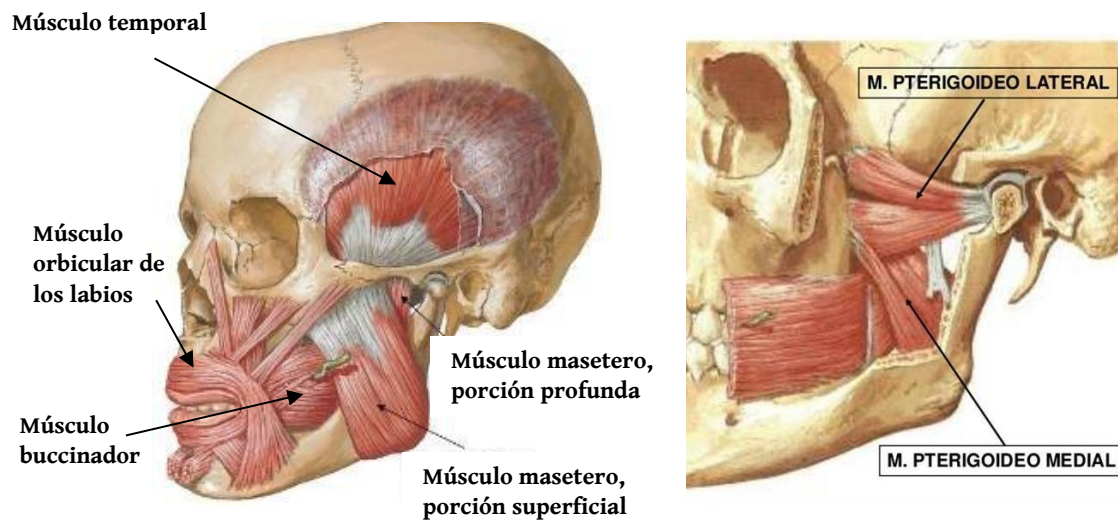


Figura 2. Músculos involucrados en la fase oral [9], [10].

La **lengua** está formada por fibras de músculo estriado entrelazadas en varias direcciones y recubiertas de mucosa. Se origina en la base de la boca y ocupa prácticamente toda la cavidad oral. En el epitelio lingual se encuentran los bulbos gustatorios, responsables del sentido del gusto. El cuerpo de la lengua es el responsable del movimiento del alimento en el interior de la boca, y toma parte en el proceso de masticación y en la preparación del bolo antes de su ingesta. La base de la lengua actúa en las fases oral y faríngea contrayéndose contra el paladar y propulsando el bolo hacia la faringe [7], [11].

La **faringe** es un conducto musculomembranoso que se extiende desde la base del cerebro hasta el borde inferior del cartílago cricoides y continúa con el esófago. Su pared anterior está incompleta debido a que las fosas nasales, la boca y la laringe se abren en su parte anterior. Estas tres aberturas delimitan las partes en que se divide la faringe: nasofaringe, orofaringe y laringofaringe. La nasofaringe se separa de la orofaringe por el istmo de la faringe, un espacio estrecho limitado por el velo del paladar y la pared posterior de la faringe. Cuando estas dos estructuras se ponen en contacto, la faringe nasal y oral se quedan incomunicadas. Además, la faringe oral se separa de la laríngea por la epiglotis. La pared de la faringe está compuesta en mayor medida por dos capas musculares constituidas por dos tipos de músculos: los músculos constrictores de la faringe (superior, medio e inferior), que se encargan de llevar el bolo al esófago contrayéndose activamente; y los músculos elevadores de la faringe (estilofaríngeo, salpingofaríngeo y palatofaríngeo) encargados de elevar la faringe durante la deglución [7].

La **laringe** es un órgano impar medial, situado en la parte anterior del cuello, debajo del hueso hioides y encima de la tráquea. Es un órgano móvil cuyas principales funciones son la respiratoria, la protección de la vía aérea durante la deglución y la fonación. Está constituida por un conjunto de cartílagos móviles unidos a través de articulaciones, ligamentos, y músculos que se encuentran recubiertos por una mucosa. Los cartílagos que lo forman son nueve, tres impares (tiroides, cricoides y epiglotis) y tres pares (aritenoides, corniculados y cuneiformes). Durante la deglución, la laringe se eleva y la epiglotis tapa la vía aérea (por acción de los músculos aritenoepiglótico y tiroepiglótico) evitando la entrada del bolo. Además, en la superficie interna de la cavidad laríngea se encuentran los pliegues vestibulares y vocales, que se aducen al mismo tiempo para impedir el paso de alimento a la tráquea [11].

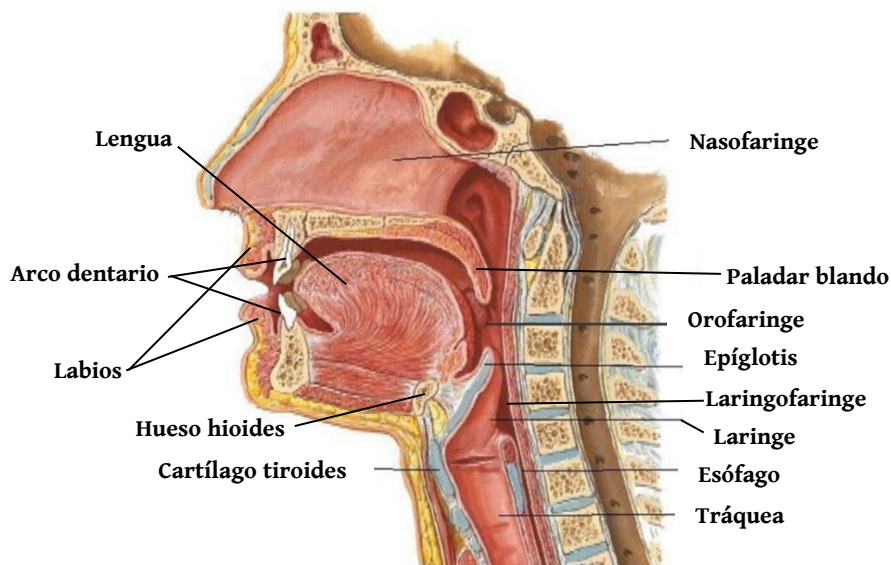


Figura 3. Estructuras anatómicas involucradas en la deglución [12].

Los movimientos verticales de ascenso y descenso de la laringe son posibles porque este órgano se encuentra unido al hueso **hioides** a través de una membrana ligamentosa. Este hueso es el único del cuerpo que no se articula con otro hueso, sino que se mantiene suspendido del cráneo por músculos y ligamentos [11].

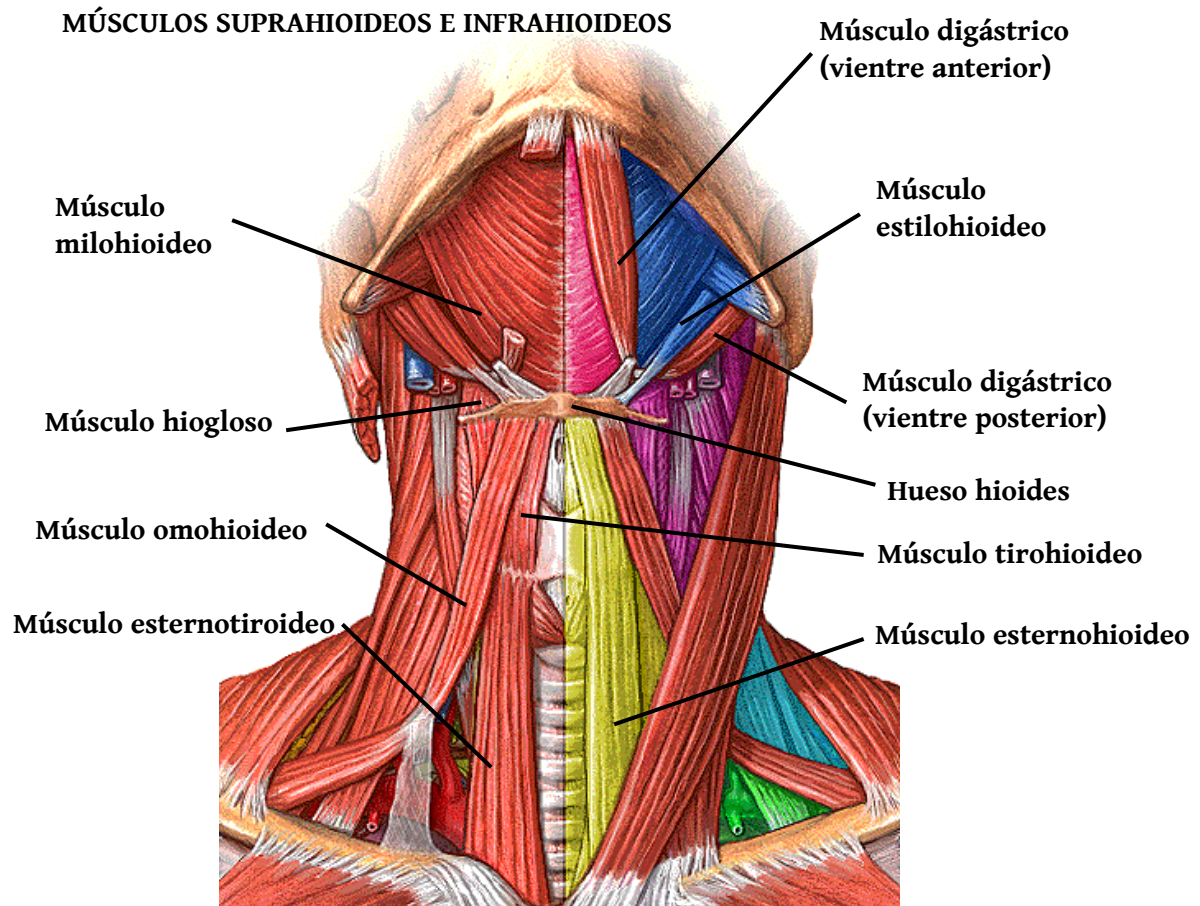


Figura 4. Músculos suprahioideos e infrahioideos unidos al hueso hioides [13].

Los músculos unidos al hioides son los suprahioideos (geniohioideo, milohioideo, digástrico y estilohioideo), situados en la región anterior del cuello e insertados en el cráneo; y los infrahioideos (esternotiroideo, tirohioideo, esternohioideo y omohioideo), que se sitúan en la línea media de la cara anterior del cuello y se insertan en el esternón. Cuando los primeros se contraen, el hueso hioides asciende, y cuando lo hacen los segundos, baja de forma que arrastra consigo a la laringe y a la lengua. Asociados a estos movimientos verticales, se producen también movimientos en sentido anteroposterior; normalmente la laringe avanza un poco hacia adelante cuando se eleva y vuelve hacia atrás cuando desciende [11].

Una deglución eficiente requiere de la cooperación y coordinación de los músculos involucrados, cuya activación depende de los nervios craneales: trigémino (V) y facial (VII), que inervan a los músculos de la cavidad oral; glossofaríngeo (IX) y vago (X) encargados de la activación de los músculos de la faringe; y el hipogloso (XII), que regula el movimiento de la lengua. Además, es necesaria una interacción apropiada entre estos nervios craneales (motores y sensoriales), diversas áreas del sistema nervioso central, y receptores periféricos de presión, temperatura, estímulos químicos y agua [5], [14].

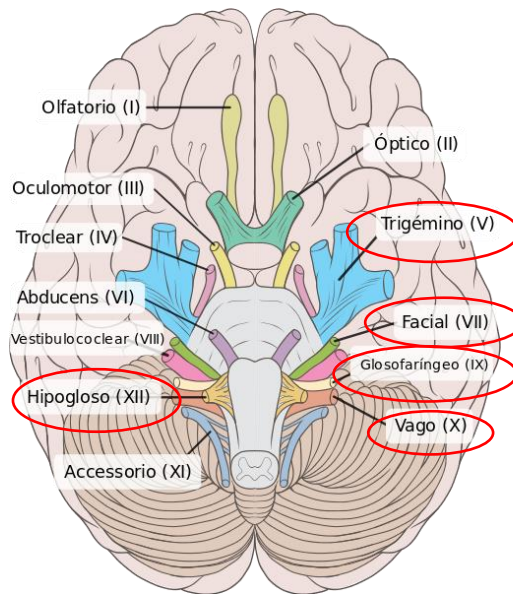


Figura 5. Nervios craneales inervadores de los músculos involucrados en la deglución [15].

La fase faríngea, que es involuntaria, se activa en el centro de deglución situado en el bulbo raquídeo. Este centro neuronal está formado por dos grupos de interneuronas: uno situado en el núcleo del tracto solitario (NTS), llamado grupo de deglución dorsal (GDD), receptor de estímulos aferentes; y otro ubicado en la médula ventrolateral (VLM) llamado grupo de deglución ventral (GDV) implicado en la función motora. El centro de deglución puede ser activado por impulsos periféricos aferentes (procedentes de los nervios craneales), o bien por impulsos que descienden desde la corteza cerebral, y el GDV es el encargado de regular la activación, la forma y el tiempo de los procesos deglutorios. Las áreas corticales y subcorticales implicadas en el proceso de deglución son el córtex caudolateral sensoriomotor, el córtex premotor, orbitofrontal y temporopolar, la ínsula, el cerebelo y la amígdala. La función de la corteza cerebral en la regulación de la deglución es bilateral, es decir, que se da en los dos hemisferios cerebrales, y asimétrica [5, 15].

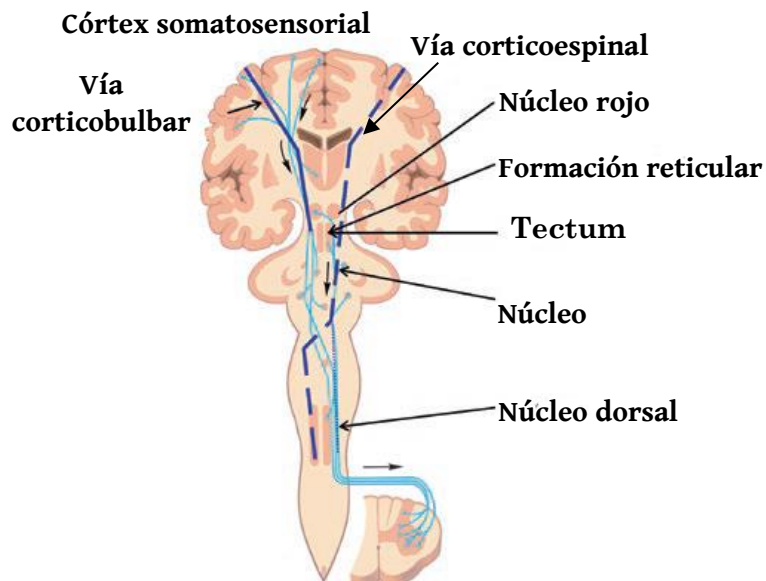


Figura 6. Vías superior e inferior motoras. Ilustra los caminos por los que viaja el impulso nervioso motor entre la corteza cerebral, el tronco del encéfalo y la médula espinal [14].

1.3. La disfagia

La disfagia es una enfermedad muy prevalente y que se encuentra en crecimiento entre la población de la tercera edad. Se define como la dificultad o incapacidad de llevar a cabo el proceso deglutorio correctamente. Existen diversos tipos de disfagia:

- Según el tipo de alimentos que causan dificultad al tragar:
 - Disfagia a sólidos: Cuando el paciente presenta dificultad para tragar alimentos sólidos y precisa triturar el alimento para poder consumirlo.
 - Disfagia a líquidos: Cuando la dificultad se presenta al ingerir líquidos. Suele generar tos o el paso de líquido a la vía respiratoria.
 - Disfagia mixta: En este caso el paciente presenta dificultad para ingerir ambos tipos de alimento.
- Según el área afectada:
 - Disfagia orofaríngea: La alteración se localiza en las regiones oral y/o faríngea. Tiene lugar cuando el paciente presenta dificultad o incapacidad para formar o mover el bolo alimenticio desde la boca hasta el esófago. Puede conllevar aspiración orofaríngea (entrada de comida, bebida, o secreciones a la tráquea o los pulmones) y asfixia (debido a la obstrucción de las vías respiratorias).
 - Disfagia esofágica: En este caso la dificultad se encuentra en el paso del bolo a través del esófago desde la faringe hasta la boca del estómago.

A pesar de la severidad de la disfagia orofaríngea, gran cantidad de los pacientes que la padecen no son diagnosticados. En cambio, las complicaciones de la disfagia esofágica y su mortalidad asociada son mucho menores y, sin embargo, se reconoce de manera más fácil y clínicamente se haya mejor tratada. El presente trabajo se centra en el primer tipo.

- Según la causa:
 - Disfagia funcional o motora: Se debe a un mal funcionamiento de los mecanismos encargados de la deglución. Suele estar asociado a enfermedades de tipo neurológico (ictus, enfermedad de Parkinson, demencia, Alzheimer, Corea de Huntington, esclerosis múltiple, esclerosis lateral amiotrófica, tumores del sistema nervioso, daño cerebral adquirido...), muscular (miastenia grave, polimiositis, dermatomiositis, conectivopatías...) y al envejecimiento.
 - Disfagia mecánica u obstructiva: Debida al estrechamiento de la luz de los conductos por los que pasa el bolo. Las causas más frecuentes de este tipo de disfagia son la presencia de tumores de boca, faringe, laringe, tiroides o esófago; procesos inflamatorios como amigdalitis o faringitis o problemas causados por intervenciones médicas previas como la fibrosis que sigue a la irradiación [16].

1.4. Métodos de diagnóstico de la disfagia

Los métodos de diagnóstico de la disfagia varían en función del país, el centro y los profesionales encargados de esta tarea. No obstante, por regla general, se realiza en primer lugar una evaluación clínica mediante un cuestionario (anamnesis) seguido de una evaluación objetiva con instrumental médico.

Las preguntas del cuestionario van dirigidas a la valoración que hace el propio paciente acerca de la calidad de sus procesos deglutorios. Se incluyen cuestiones relacionadas con la textura de los alimentos ingeridos, la presencia de tos durante o después de la ingesta, la duración de las comidas, y el sentimiento de dolor en el cuello o pecho. La gravedad de la patología se estima midiendo el impacto en la nutrición del paciente y analizando sus posibles complicaciones pulmonares [17].

Entre las técnicas objetivas para la valoración de la disfagia, se encuentran:

- Videofluoroscopia (VFSS: VideoFluoroscopic Swallowing Study): Es una técnica radiológica dinámica que consiste en hacer ingerir al paciente un bolo con contraste a la vez que se filma en perfil frontal y sagital. Su objetivo es evaluar la eficacia y seguridad de la deglución de bolos de diferente consistencia, así como valorar la eficacia de los tratamientos. Es considerada gold estándar para el análisis de la deglución orofaríngea, pero permite la evaluación completa de todas las fases. El principal inconveniente de esta técnica es el riesgo que supone por la exposición del paciente a radiación debido al uso de bario.



Figura 7. Imagen de una videofluoroscopia [18].

- Nasofaringolaringoscopia (FEES: Fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing): A través de una fibra óptica permite explorar la anatomía faringo-laríngea, evaluar la coordinación de estas estructuras durante la deglución y analizar la aspiración de saliva. Esta técnica no expone a radiación y permite la visualización de la anatomía de la fase faríngea. Supone un método invasivo pero que, en general, es bien tolerado. Esta técnica, junto con la videofluoroscopia, es la más utilizada para el diagnóstico de la disfagia.

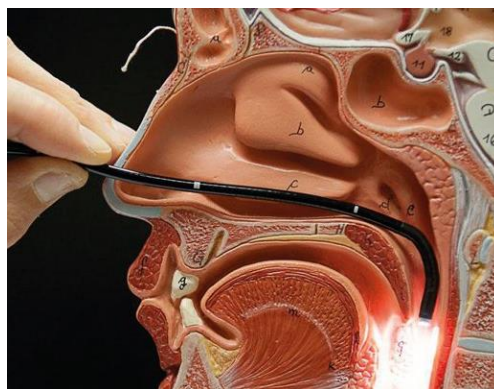


Figura 8. Introducción de la sonda a través de la vía nasal en una nasofaringolaringoscopia [19]

- Manometría faringoesofágica: Consiste en la colocación de una pequeña sonda a través de la vía nasal que mide la presión de las contracciones producidas por el esfínter superior del esófago durante la deglución. Se suele usar junto a la videofluoroscopia.
- Auscultación cervical: Es una técnica no invasiva que se realiza colocando un estetoscopio encima del cartílago cricoides para analizar los sonidos de la deglución. Puede ir acompañado de un acelerómetro o un micrófono. Se basa en el principio de que los sonidos producidos por una deglución no normal pueden ser diferenciados de aquellos generados durante una deglución normal.
- Ultrasonido: Consiste en el uso de sonidos de alta frecuencia para obtener imágenes dinámicas de los tejidos blandos, permitiendo analizar los movimientos de las estructuras en el tiempo.
- Tomografía computarizada (CT): Esta técnica comenzó a utilizarse recientemente en estudios de deglución. Permite el análisis de la mecánica deglutoria en el tiempo y en tres dimensiones de las cavidades oral, faríngea, laríngea y de la porción superior del esófago. Lo consigue mediante imágenes transversales de estas cavidades. Esta técnica puesto que utiliza radiación, también supone un riesgo para el paciente.
- Articulografía electromagnética: se usa para estudiar los movimientos de la lengua en las fases preparatoria y oral del proceso deglutorio.
- Electromiografía: Es un método no invasivo, libre de radiación, simple, rápido y poco costoso que se realiza colocando electrodos sobre la superficie de la piel de determinadas zonas del cuello y de la cara. Con ello se consigue grabar la actividad eléctrica de los músculos durante la deglución y evaluar tanto la salud de estos como la de los nervios que controlan su contracción.

La mayoría de las técnicas mencionadas analizan solamente una fase de la deglución. Lo más recomendable es llevar a cabo una evaluación multidimensional utilizando varias técnicas con el fin de aportar información desde diversos enfoques y ayudar a la toma de decisiones para la intervención terapéutica [17], [20].

1.5. La electromiografía

La electromiografía es una técnica utilizada para estudiar los potenciales de acción musculares que permite comprobar el estado de diferentes componentes de la unidad motora. Los cambios electroquímicos de las fibras musculares producen campos eléctricos variables en el tiempo. Los equipos de EMG cuentan con electrodos a través de los cuales se puede captar esta señal que, una vez amplificada y filtrada, es convertida en una señal digital. Los resultados de una electromiografía han de ser interpretados por un especialista, y pueden revelar disfunciones nerviosas, musculares, o problemas en la transmisión de señales de nervios a músculos [21].

En la electromiografía se pueden utilizar dos técnicas diferentes:

- Electromiografía invasiva (iEMG): Utiliza electrodos de aguja, agujas delgadas de acero inoxidable y con punta afinada que se insertan directamente en el músculo de interés. Permite registrar el potencial de acción de una unidad motora en particular. La inserción de este tipo de electrodos es dolorosa y requiere de supervisión médica.

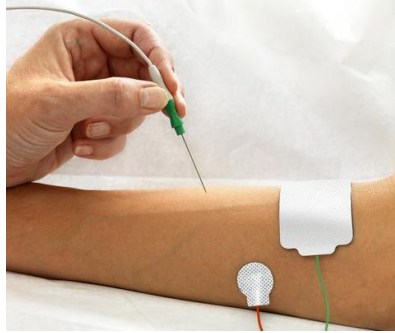


Figura 9. Colocación de un electrodo de aguja [22].

- **Electromiografía superficial (sEMG):** En esta técnica se utilizan electrodos de superficie que se colocan en la superficie de la piel, cerca del músculo de interés, y no dañan los tejidos. Permite registrar los potenciales de acción de varias unidades motoras ya que recoge potenciales de todas las fibras musculares que se encuentran al alcance de los electrodos. Se utiliza para el estudio de la actividad eléctrica promedio de las fibras musculares de uno o varios músculos [23].

La interfaz electrodo-piel presenta un alto valor de impedancia. Para reducir esta impedancia y el ruido intrínseco que genera, se utiliza un gel electrolítico como medio de transición entre el electrodo y la piel.

Existen dos tipos de electrodos de superficie:

- Los **electrodos convencionales** están compuestos por electrodos en forma de disco simple. Estos electrodos presentan una baja resolución espacial y un reducido ratio señal a ruido.
- Los **electrodos concéntricos** están formados por un disco central y un número determinado de anillos concéntricos a este. Presentan las ventajas de proporcionar mayor resolución espacial y atenuar interferencias bioeléctricas provenientes de estructuras biológicas alejadas de la zona de contacto [24].

1.6. La electromiografía de superficie en el estudio de la disfagia

Dado que algunos de los músculos involucrados en la deglución son superficiales y se encuentran muy cerca de la piel, es posible el uso de la electromiografía superficial para el estudio de la disfagia. Los músculos y grupos musculares involucrados en el proceso de deglución que pueden ser estudiados con esta técnica son: orbiculares de la boca, maseteros, suprahioides e infrahioides. La ubicación de los electrodos para el registro de la actividad mioeléctrica de estos músculos se encuentra estandarizada desde el siglo pasado [6].

El proceso consiste en colocar los electrodos en puntos específicos de la cara y el cuello del sujeto y gravar la actividad eléctrica de los músculos subyacentes durante un trago. Lo que se espera para poder analizar la disfagia con esta técnica es que, si los nervios o músculos involucrados en la deglución están dañados, la señal cambiará diferenciándose significativamente de un registro de un paciente sano o de un trago normal [2].

La electromiografía de superficie solamente es capaz de captar la activación de regiones musculares y no de músculos específicos, y por lo tanto solamente puede ser usada para describir la deglución de manera indirecta. Por este motivo esta técnica no se encuentra estandarizada y no se suele utilizar para por sí sola para el diagnóstico; en su lugar se utiliza de

manera complementaria a otros métodos de diagnóstico, como herramienta para analizar los resultados de una intervención o en estudios experimentales. A pesar de sus inconvenientes, varios estudios afirman que la sEMG es un método simple y seguro para detectar la disfagia y diferenciar sus múltiples etiologías. Actualmente se están llevando a cabo investigaciones para tratar de estandarizar esta técnica e implantar su uso como método de diagnóstico y seguimiento clínico [2].

Se debe tener en cuenta que, en la fase esofágica, solamente el inicio puede ser evaluado mediante sEMG debido a que la mayor parte de este conducto se encuentra en el interior de la caja torácica. Por lo tanto, esta técnica únicamente se puede utilizar para analizar la actividad de los músculos encargados de las tres primeras fases de la deglución: preparatoria, oral y faríngea [6].

Los parámetros más utilizados para valorar la deglución en estudios electromiográficos son la duración del trago (en segundos), la amplitud de la actividad eléctrica, los patrones de las gráficas y el número de tragos [6]. También se han llevado a cabo estudios que analizan las relaciones ente los tiempos de activación de los diferentes músculos involucrados, así como estudios en el dominio de la frecuencia [2], [6], [25], [26].

1.7. Antecedentes en técnicas de estimación del grado de sincronización

La sincronización es un fenómeno que toma un papel muy importante en ciertos ámbitos de la ciencia y la ingeniería. Se puede encontrar a distintos niveles en organismos vivos: a nivel celular, tisular, en subsistemas fisiológicos, organismos e incluso a nivel de poblaciones [27].

En los seres humanos, los tejidos, órganos y sistemas actúan de manera coordinada para llevar a cabo las funciones vitales. La descoordinación o coordinación excesiva en los procesos y las actividades de las diferentes estructuras de las que se compone el cuerpo humano están asociados a patologías de diversa índole. Por ello, desde hace unos años, se ha puesto mucho interés en el estudio de la sincronización de los procesos biológicos tanto a nivel molecular como fisiológico [28].

La utilización de parámetros para cuantificar el nivel de sincronización de los procesos fisiológicos permite un estudio objetivo de estos. Además, su uso puede facilitar la identificación de sujetos patológicos si se conocen los niveles normales en sujetos sanos de estos parámetros, sirviendo como herramienta para el diagnóstico clínico.

Los parámetros de sincronización han sido mayormente usados en estudios de enfermedades neuromusculares. En investigaciones relacionadas con trastornos neuronales, como la enfermedad de Parkinson, la epilepsia, los acúfenos o el temblor esencial, se analiza la sincronización de las señales captadas mediante electroencefalografía en diferentes puntos de la corteza cerebral. Estas enfermedades se caracterizan por una sincronización neuronal anormalmente alta (patológica) [29].

En investigaciones relacionadas con la actividad muscular, se han llevado a cabo estudios a cerca de los niveles de sincronización de las unidades motoras de ciertos músculos. Una diferencia de los valores obtenidos entre grupos suele ser indicativo de un origen del impulso nervioso distinto [30].

Además de su uso para detección de procesos patológicos, los parámetros de sincronización también pueden utilizarse para estudiar cambios en procesos naturales como, por ejemplo, el embarazo y el parto. Se han llevado a cabo estudios en los que se ha analizado la sincronización

espacial de la actividad eléctrica uterina durante el embarazo y el parto, y han concluido que existe una diferencia notable en el acoplamiento de las señales entre ambos estados. Esta información podrá ser utilizada para la predicción de partos prematuros [31].

La sincronidad de las activaciones musculares de los músculos involucrados en la deglución también ha sido analizada en numerosos estudios con el fin de determinar las características de un proceso deglutorio normal y poder distinguirlo de uno patológico [2], [6], [26], [27].

CAPÍTULO 2

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

| | | |
|------|--------------------|----|
| 2.1. | Justificación..... | 15 |
| 2.2. | Objetivos..... | 16 |

2.1. Justificación

La deglución es un proceso vital que en individuos sanos se realiza diariamente y a lo largo de toda la vida. Como se ha explicado anteriormente, es un proceso en el que se ven involucrados multitud de sistemas y estructuras que se coordinan de manera compleja. La deglución está estrechamente relacionada con la respiración porque ambos procesos comparten el conducto de la faringe. El fallo de cualquiera de estas estructuras, neuronales, musculares o estructurales, o una mala coordinación puede alterar el proceso deglutorio y dar lugar al taponamiento de las vías respiratorias con nefastas consecuencias. De hecho, en España, el atragantamiento constituye la tercera causa de muerte no natural [32].

La disfagia es el término con el que se designa la dificultad o imposibilidad de llevar a cabo el proceso de deglución, independientemente de la etiología del trastorno. Esta enfermedad es cada vez más prevalente en personas de la tercera edad y, sin embargo, su método de diagnóstico todavía no se encuentra estandarizado. Las pruebas que más se usan para detectar esta enfermedad son la videofluoroscopia y la nasofaringolaringoscopia. Estos métodos son invasivos y no permiten el estudio completo del problema, siendo necesario el uso de métodos complementarios. En los últimos años se ha llevado a cabo un esfuerzo por intentar estandarizar el proceso de diagnóstico de esta enfermedad, prestando especial atención a las técnicas de diagnóstico no invasivas.

La electromiografía se presenta como un método no invasivo, barato y fiable para el estudio de la disfagia. Cuenta con una serie de inconvenientes como que solamente permite analizar la activación de los músculos superficiales relacionados con la deglución, que puede presentar ruido y artefactos que impidan la visualización de las señales de interés, y que es un método indirecto que necesita de una interpretación de las señales. Por estas razones la técnica de diagnóstico mediante electromiografía todavía no se encuentra estandarizada y numerosas investigaciones se han dedicado a explorar las posibilidades que ofrece esta técnica para el estudio de la deglución y en intentar estandarizarlo para poder propagar esta técnica en el ámbito clínico. El presente trabajo se engloba dentro de este conjunto de estudios.

Existen estudios que examinan las relaciones en los tiempos de activación de los músculos encargados de la deglución. Sin embargo, no se han encontrado estudios que analicen la sincronización entre músculos bilaterales, es decir la coordinación en la contracción de los músculos simétricos del lado derecho e izquierdo del cuerpo. Dado que algunos casos de disfagia son causados por el daño en un solo nervio o músculo, permaneciendo en este caso en buenas condiciones el funcionamiento del músculo del lado opuesto, se ha pensado que el estudio de la sincronización de las parejas musculares podría permitir la detección de disfgias provocadas por las causas mencionadas.

En el presente trabajo, se ha tratado de valorar la sincronización de los músculos que intervienen durante las primeras fases de la deglución en sujetos sanos mediante el cómputo del coeficiente de correlación. El coeficiente de correlación de Pearson es un parámetro que permite valorar la relación lineal existente entre dos señales y que se ha empleado como estimador del grado de sincronización entre las mismas con la intención de utilizarlo como herramienta objetiva para discernir entre sujetos sanos y patológicos.

Asimismo, con objeto de analizar diferentes efectos sobre dicho parámetro en la estimación de la sincronización muscular, se ha obtenido el valor del coeficiente de correlación en tramos de contracción, en estado basal, y en tramos más largos que contenían activaciones intercaladas con señal basal.

En este trabajo se ha decidido realizar, también, un inventariado de las señales y analizar la evolución del coeficiente de correlación a lo largo del tiempo, viendo con detalle cómo afecta el procesado de las señales sobre la evolución temporal de dicho parámetro.

Por otra parte, la mayoría de investigaciones en las que se utiliza la electromiografía de superficie para el estudio de la deglución o la disfagia se utilizan electrodos bipolares convencionales. Visto que los electrodos concéntricos proporcionan una mejor resolución espacial y se ven menos afectados por ruido proveniente de otras señales biológicas, se ha llevado a cabo una comparación entre los valores de correlación obtenidos a partir de registros electromiográficos adquiridos con electrodos convencionales y electrodos concéntricos para su desempeño en este ámbito.

2.2. Objetivos

Los objetivos generales del presente trabajo de fin de grado han sido: Estimar y analizar la sincronización de los músculos bilaterales encargados de la deglución, mediante el cómputo del coeficiente de correlación lineal de Pearson y estudiar el desempeño del uso de diferentes tipos de electrodos, convencionales de disco o los concéntricos, a la hora de llevar a cabo estos registros.

Los objetivos específicos han sido los siguientes:

- Generación de una base de datos con los tramos de interés segmentados (contracción, basal y tramos completos de señal).
- Desarrollo y testeo de herramientas para el cómputo de los parámetros estimadores del grado de sincronización de la activación muscular entre señales bilaterales de un mismo músculo.
- Cómputo de los parámetros para los tramos de interés de las señales de la base de datos.
- Inventariado del tramo completo de las señales de deglución y cómputo de los parámetros estimadores del nivel de sincronización de cada ventana. Representación gráfica de los valores computados junto a las señales correspondientes.
- Valoración de la capacidad de las herramientas desarrolladas y los parámetros utilizados para evaluar la sincronización de las señales analizadas.
- Análisis estadístico de los datos obtenidos.
- Valoración de los dos tipos de electrodos utilizados para el registro de las señales.

CAPÍTULO 3

3. MATERIALES Y MÉTODOS

| | | |
|--------|--|----|
| 3.1. | Base de datos | 18 |
| 3.1.1. | Criterios de inclusión y exclusión de los pacientes | 18 |
| 3.1.2. | Pruebas deglutorias..... | 18 |
| 3.1.3. | Ubicación de los electrodos | 19 |
| 3.1.4. | Filtrado y segmentación de las señales..... | 21 |
| 3.2. | Equipo | 22 |
| 3.3. | Desarrollo de las Herramientas para la estimación del grado de sincronización: | 23 |
| 3.3.1. | Software de desarrollo de las herramientas. | 23 |
| 3.3.2. | Descripción del coeficiente de correlación | 24 |
| 3.3.3. | Suavizado de las señales. | 24 |
| 3.3.4. | Descripción de los estudios llevados a cabo. | 25 |

En el presente proyecto se ha llevado a cabo la siguiente metodología: en primer lugar, se han reclutado los sujetos de la base de datos; en segundo lugar, se han adquirido las señales de los músculos de interés durante procesos deglutorios; a continuación, se han procesado las señales y se han segmentado según los distintos tramos de interés para su análisis y por último se ha llevado a cabo la caracterización de la correlación de dichos tramos.

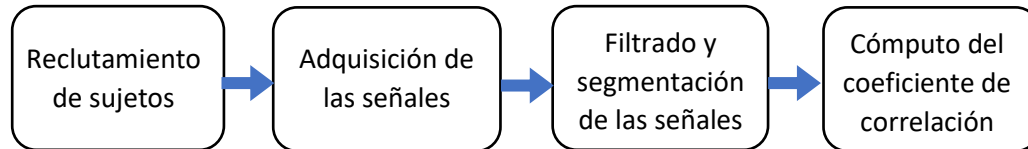


Figura 10. Esquema del procedimiento seguido en el estudio

3.2. Base de datos

La base de datos se ha obtenido en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) de la Universitat Politècnica de València a partir de 22 sujetos sanos y consta de 154 registros de EMG de electrodos convencionales y otros 154 de electrodos anulares concéntricos de 6 canales cada uno. Los registros se realizaron en diciembre del año 2019.

3.2.1. Criterios de inclusión y exclusión de los pacientes

Los sujetos reclutados se encontraban en un rango etario de entre 21 y 34 años, con una media de 24 años, siendo 16 de ellos mujeres y 5 hombres. Cada uno firmó un consentimiento informado (Anexo A).

Los criterios de exclusión para entrar a formar parte del estudio fueron los siguientes:

- Minoría de edad
- Padecimiento de enfermedades o síndromes que impidan una deglución normal
- Ingesta de medicamentos que puedan modificar la textura de la saliva u otras secreciones involucradas en el proceso deglutorio
- Constancia de eventos cerebrovasculares en los seis meses previos a la toma de datos
- Padecimiento de cáncer de cabeza o cuello
- Presencia de Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC)
- Sometimiento a cirugía estética en los dos tercios inferiores del rostro o en el cuello
- Uso de toxinas botulínicas (BOTOX)
- Existencia de malformaciones congénitas en la boca (malformaciones del paladar, labio leporino...)
- Presencia de inflamaciones en boca o garganta en el momento de la toma de datos
- Signos de resfriado o eventos gripales durante la adquisición de datos

Estos criterios se recogen en una encuesta que fue respondida por los sujetos antes de someterse a las pruebas de deglución (Anexo B).

3.2.2. Pruebas deglutorias

Durante el proceso de adquisición los voluntarios estuvieron sentados en una silla y se mantuvieron erguidos con una postura natural. Cada uno realizó las actividades en los momentos indicados por el evaluador. Además, se recomendó a los sujetos realizar la prueba de la manera más natural posible y en caso de encontrarse con algún inconveniente se les indicó que levantarán la mano para realizar una pausa en la prueba.



Figura 11. Sujeto preparado para el registro de las señales.

Cada sujeto realizó dos tandas de ocho pruebas diferentes. Cada tanda con un tipo de electrodos diferente (convencionales o anulares concéntricos) y cada prueba con un tipo y cantidad de bolo diferente:

- 5 ml de yogur
- 10 ml de yogur
- 20 ml de yogur
- 3 g de galleta
- 5 ml de agua
- 10 ml de agua
- 20 ml de agua

Tras un análisis preliminar de las señales, se descartaron las pruebas de galleta porque la masticación de esta generaba no solo contracción de los músculos maseteros sino también de los suprahioideos e infrahioideos, causando confusión e impidiendo la correcta interpretación de las contracciones correspondientes a la deglución. Para este estudio se han agrupado las tres pruebas de yogur y las tres de agua de cada paciente con el fin de conseguir un tamaño de muestra lo suficientemente grande para realizar un análisis estadístico válido de los datos.

El nombre con el que se guardó el archivo de cada prueba es de la forma *número de paciente*_tipo de electrodo*_tipo de bolo*. Donde el número de paciente podía ir de 001 a 022, el indicativo de tipo de electrodo correspondía a BC para electrodos concéntricos y BIP para electrodos bipolares convencionales y los tipos de bolo se indicaban como A5, A10, A20 para las pruebas de agua con 5, 10 y 20 ml respectivamente; Y5, Y10, Y20 para las de yogur con sus respectivas cantidades y G para las de galleta. De esta manera, por ejemplo, la prueba de 5 ml de agua con electrodos concéntricos del paciente número 2 se indicaría como "002_BC_A5".

3.2.3. Ubicación de los electrodos

El protocolo de colocación de los electrodos se basó en el propuesto por **Vaiman et al** [33]. En el presente estudio se registró la señal de 6 canales de la manera que se muestra en la figura 12.

Antes de colocar los electrodos, para mejorar su adherencia y disminuir la impedancia, la zona de adhesión se exfolió con Nuprep y se limpió con alcohol isopropílico.

En el caso de los registros bipolares, obtenidos a partir de la colocación de dos electrodos desechables de disco, estos se colocaron teniendo en cuenta la dirección de las fibras musculares y la lateralidad de los músculos descritos anteriormente (Ver figura 12).

Los electrodos bipolares se colocaron de la siguiente manera:

- Canal 1: Masetero derecho. El electrodo superior se coloca en el límite con la región cigomática, a la altura de las narinas. El electrodo inferior se ubica inmediatamente debajo del primero, siguiendo la dirección de las fibras del músculo masetero. Ambos electrodos se colocan en la mitad derecha de la cara.
- Canal 2: Masetero izquierdo. Ambos electrodos se colocan en la parte izquierda de la cara de la misma manera que los electrodos del canal 1.
- Canal 3: Región suprahioidea derecha. El par de electrodos se coloca bajo el mentón, siguiendo la dirección de las fibras de los músculos digástricos, paralelos a la línea media y a la derecha de la misma.
- Canal 4: Región suprahioidea izquierda. En este caso, los electrodos se colocan a la izquierda de la línea media y paralelos a los del canal 3.
- Canal 5: Región infrahioidea derecha. Los electrodos de este canal se colocan uno debajo del otro bajo los electrodos del canal 3 y de manera contigua a estos, a la altura del cartílago cricoides.
- Canal 6: Región infrahioidea izquierda. Los electrodos se colocan en la parte izquierda del cuello y de manera paralela a los del canal 5.

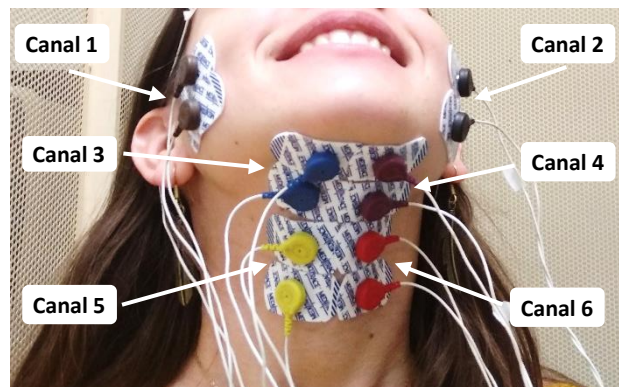


Figura 12. Ubicación de los electrodos bipolares convencionales

Por último, el electrodo de referencia se colocó en un lateral del abdomen.

A pesar de ocupar gran parte del cuello de los sujetos, los electrodos permitían una deglución normal.

Los electrodos concéntricos se colocaron en las mismas regiones que los bipolares. Dado que por cada par de electrodos bipolares se utilizó únicamente un electrodo concéntrico, en este caso se situaron en los lugares que corresponderían a una zona intermedia entre los dos electrodos de cada par (Ver figura 13).



Figura 13. Ubicación de los electrodos bipolares anulares concéntricos.

Cabe destacar que los registros bipolares se ven menos afectados por los artefactos de movimiento e interferencias fisiológicas que los monopolares y por tanto para este estudio resulta más adecuado el uso de los primeros.

3.2.4. Filtrado y segmentación de las señales

Tras un estudio preliminar de las bandas de frecuencia características de la señal durante la contracción de los músculos de interés, se decidió aplicar un filtro Butterworth paso banda de orden 5 con frecuencias de corte de 25 y 400 Hz. Además, se usó un filtro de peine tipo notch con frecuencia de corte central de 50 Hz y factor de calidad 25 para atenuar la interferencia de red.

A pesar de que para cada prueba fueron segmentados los seis canales, en este estudio únicamente fueron analizados los cuatro últimos, correspondientes a los músculos suprahioides e infrahioides debido a que no siempre se hace uso de los músculos maseteros durante el proceso de deglución. Como se muestra en la figura 13, las señales de estos cuatro canales fueron segmentadas en tres tramos:

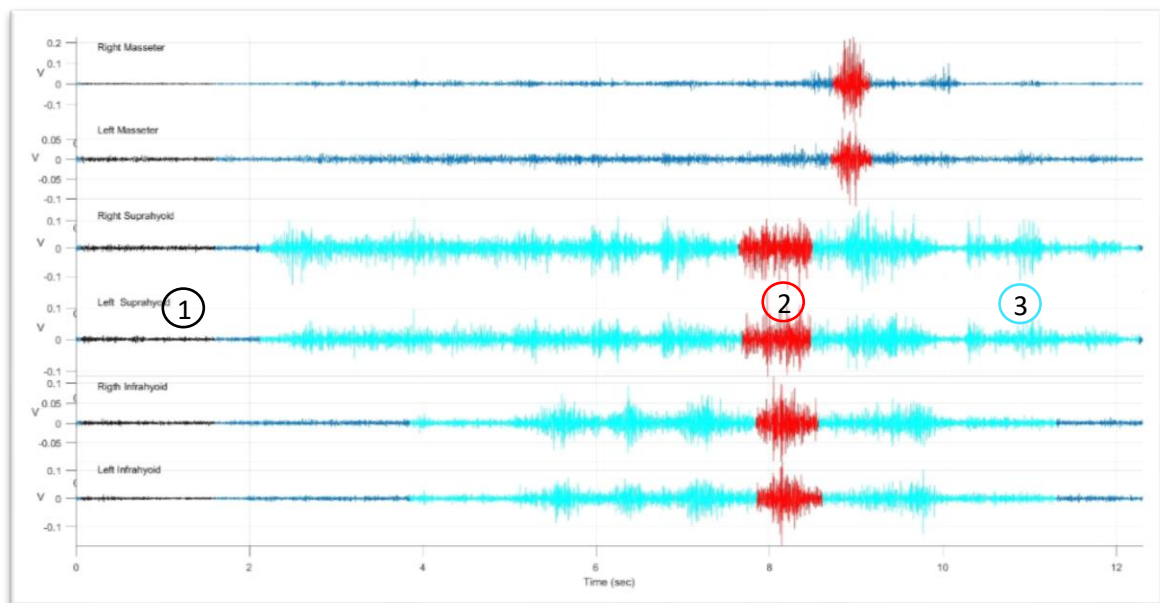


Figura 14. Ejemplo de una prueba en la que se muestran segmentados los seis canales. 1) Tramo de basal (negro), 2) tramo de contracción (rojo), 3) tramo que engloba señal basal y de actividad contráctil (cian). Los tramos sin segmentar se muestran en azul oscuro.

- Tramo de basal (negro): Con una duración de alrededor de un segundo. Corresponde a un tramo de reposo en el que el sujeto no realiza ninguna actividad deglutoria.
- Tramo de contracción (rojo): La duración es variable y corresponde al momento en que se produce la deglución. Se caracteriza por un aumento en la amplitud de la señal.
- Tramo completo: Se trata de un segmento de mayor duración en el que se engloba señal basal y señal de actividad contráctil (azul cian).

En todos los casos se evitó segmentar tramos artefactados.

Las señales fueron segmentadas por tres analistas bajo la supervisión de un grupo de expertos. Para cada canal, en el proceso de segmentación, el primer paso consistió en clasificarlo como analizable, en caso de que la señal no presentase exceso de ruido y tuviese contracciones claras; o no analizable, en caso de que el exceso de ruido impidiese una diferenciación clara de las contracciones y los tramos de basal. A continuación, en el primer canal analizable se fijó un tramo de basal común para todos los canales. Seguidamente se segmentó una contracción con los únicos requisitos de que correspondieran a un cambio considerable en la amplitud de la señal respecto del basal del mismo canal y que no presentase artefactos dentro del tramo segmentado. Se debían escoger contracciones simultáneas en el tiempo para cada par de canales (suprahioideos e infrahioideos, derecho e izquierdo). Por último, se decidió que para estimar la sincronización de cada canal con respecto a su correspondiente homólogo del lado contrario era necesario que ambos canales presentasen un tramo común suficientemente largo de actividad contráctil sin artefactos.

Tras la segmentación se guardó un archivo .mat con el nombre 'Segmentation' seguido del nombre de su archivo Excel correspondiente. Cada archivo se compone por un cell de 7 columnas y 6 filas donde cada fila corresponde a un canal, en la primera columna se muestra el nombre del músculo del canal correspondiente ('Right Masseter', 'Left Masseter', 'Right Suprahyoid', 'Left Suprahyoid', 'Right Infrahyoid' y 'Left Infrahyoid'), la segunda columna indica si el canal es analizable (1) o no (0), en la tercera columna se recogen los tiempos de inicio y fin del tramo de basal, en la cuarta los del tramo de contracción, en la sexta los del tramo de sincronización de los músculos suprahioideos y en la séptima los de los músculos infrahioideos.

3.3. Equipo

Para la adquisición de las señales se utilizó el amplificador de bioseñales P511 de Grass, y la tarjeta de adquisición NII USB-6229. Se utilizó el software de registro Labview. La frecuencia de muestreo con la que fueron obtenidas las señales fue de $f_s = 5 \text{ kHz}$ y se utilizó un filtro analógico tipo notch con frecuencia de corte en $f_c = 50 \text{ Hz}$ y factor de calidad 25. Se aplicó una ganancia de 1000 a todos los canales. Las señales fueron exportadas en formato Excel para un posterior procesado en Matlab. Los canales 1 al 6 se insertaron en las entradas del amplificador de la misma numeración.



Figura 15. Amplificador de bioseñales Grass® P511

Las características de los electrodos utilizados se detallan a continuación:

- Electrodo convencionales: Plata-Cloruro de plata Ag/AgCl (Ref. 31050522, marca Kendall). Se trata de un disco de 0.8 mm de diámetro, con un área de 78,5 mm², y recubierto de un gel con un área es de 401 mm².



Figura 16. Electrodo convencional [34]

- Electrodo anulares concéntricos: (Code, OtBioelectronica, Italia). Están formados por un disco central de 1 cm de diámetro y por un anillo con un diámetro interno de 2 cm y externo de 3 cm.

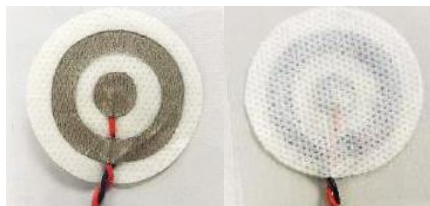


Figura 17. Electrodo anular concéntricos

3.4. Desarrollo de las Herramientas para la estimación del grado de sincronización:

3.4.1. Software de desarrollo de las herramientas.

Debido a que es un sistema que permite el desarrollo de algoritmos y el análisis de datos, así como la representación de los mismos, el software escogido en este estudio para el análisis de las señales y los datos ha sido Matlab.

Dada la gran cantidad de datos existentes y su organización en matrices, esta herramienta ha facilitado en gran medida el desarrollo del presente trabajo [35].

3.4.2. Descripción del coeficiente de correlación

El parámetro escogido para analizar el nivel de sincronización entre señales de músculos homólogos ha sido el coeficiente de correlación de Pearson, que mide la dependencia lineal entre dos variables aleatorias. Teniendo cada variable N observaciones, el coeficiente de correlación de Pearson se define como.

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right), \quad (1)$$

donde μ_A y σ_A son, respectivamente, la media y la desviación estándar de A , y μ_B y σ_B son la media y la desviación estándar de B . El coeficiente de correlación también se puede definir en términos de la covarianza de A y B :

$$\rho(A, B) = \frac{cov(A, B)}{\sigma_A \sigma_B} \quad (2)$$

Este parámetro puede tomar valores en el intervalo $[-1, 1]$, donde valores próximos al 0 indican una escasa correlación entre las variables, valores próximos al -1 indican un alto nivel de correlación negativa, y valores próximos a 1 indican una elevada correlación positiva.

Además, el coeficiente de correlación matriz de dos variables se construye como una matriz de coeficientes de correlación para cada combinación de variables pareadas:

$$R = \begin{pmatrix} \rho(A, A) & \rho(A, B) \\ \rho(B, A) & \rho(B, B) \end{pmatrix} \quad (3)$$

donde la correlación de A y B consigo mismo es 1 (máxima) y por tanto el valor de las entradas diagonales es siempre 1:

$$R = \begin{pmatrix} 1 & \rho(A, B) \\ \rho(B, A) & 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

En este trabajo se utilizó la función de Matlab *corrcoef*, que devuelve el coeficiente de correlación matriz, y se escogió la entrada de la primera fila y la segunda columna como estimador de la correlación entre las dos señales analizadas [36].

3.4.3. Suavizado de las señales.

La finalidad del presente estudio ha sido estudiar la sincronización entre los músculos encargados de la deglución y, para ello, se evaluó la sincronización entre el músculo suprahioides derecho y el suprahioides izquierdo y entre el infrahioides derecho y el infrahioides izquierdo.

Dada la naturaleza aleatoria de las señales de EMG, los valores obtenidos de correlación entre las señales originales fueron en su mayoría bajos. Se decidió realizar un suavizado de las señales obteniendo, en primer lugar, la señal rectificadas y realizando, tras ello, un promediado de esta cada X muestras manteniendo la frecuencia de muestreo. El rectificado y posterior suavizado de las señales permite realizar una estimación de la amplitud de la señal y, con ello obtener una medida indirecta de la actividad muscular [37], [38]. Esto posibilita detectar los tiempos de inicio y fin de las contracciones y el nivel de energía del músculo en cada instante temporal. Dado que las oscilaciones de estas nuevas señales son menos bruscas, la relación entre señales aumenta y, con ello, los valores de sus coeficientes de correlación. Como resultado, el suavizado permite

estimar de forma más robusta la relación de activación muscular en el tiempo de los músculos izquierdo y derecho.

Se probó con diferentes valores de promediado y se realizaron estudios con promediados de las señales cada 50 y 200 muestras.

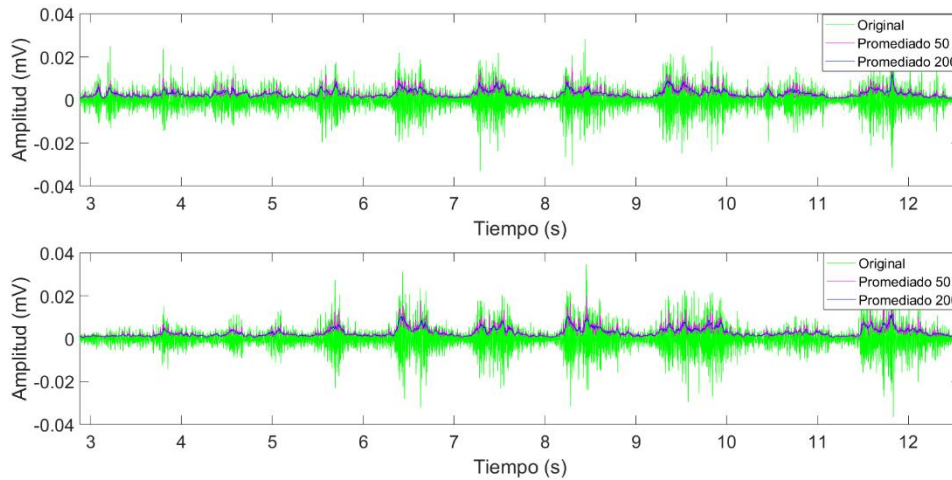


Figura 18. Ejemplo del promediado de las señales de dos canales. En verde, la señal original; en magenta, la señal promediada cada 50 muestras y en azul, la señal promediada cada 200 muestras.

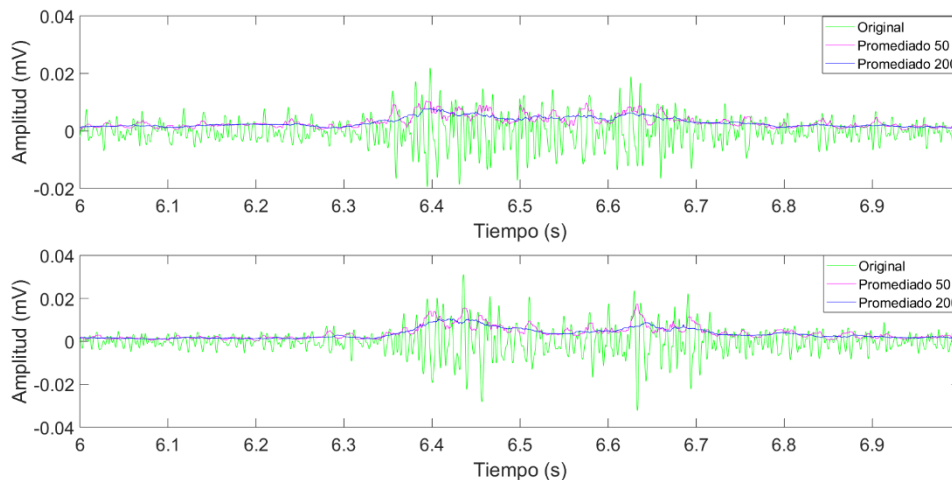


Figura 19. Zoom de las señales de la figura anterior. En verde, la señal original; en magenta, la señal promediada cada 50 muestras y en azul, la señal promediada cada 200 muestras.

Como se observa en las figuras 17 y 18, los valores de correlación entre señales correspondientes a los músculos bilaterales serán muy bajos. Sin embargo, las señales promediadas oscilan de forma más suave y la correlación entre ellas aumenta.

3.4.4. Descripción de los estudios llevados a cabo.

Se llevaron a cabo dos estudios:

- **Estudio de tramos:** Se analizó la sincronización mediante el cómputo del coeficiente de correlación lineal en tramos de señal correspondiente a actividad basal, contracción y a tramos completos que contienen basal y contracción. Se estudió el efecto sobre la

correlación de las distintas variables del estudio: densidad de bolo, efecto del suavizado, efecto del tipo de electrodo, y efecto del tipo de músculo.

- **Estudio de ventana móvil:** Para poder observar la evolución de la correlación entre señales a lo largo del tiempo se enventanaron las señales y se evaluó la correlación en cada ventana. En este caso el estudio se realizó solamente sobre el tramo completo.

3.4.4.1. Estudio de tramos

Este estudio se llevó a cabo sobre diferentes pares de señales seleccionados de la base de datos cuyo tramo completo era analizable. Las señales analizables se separaron en 8 grupos diferentes que se diferenciaban entre sí por el tipo de electrodo (bipolar o concéntrico), el tipo de bolo (agua o yogur) y el tipo de músculo (suprahioideo o infrahioideo). Se siguieron los siguientes pasos:

1. **Separación de las señales pertenecientes a un grupo.** Por ejemplo, las señales obtenidas con electrodos convencionales de todos los sujetos, cuyo tipo de bolo era agua y en las que la actividad correspondía a los músculos suprahioideos.
2. **Obtención de los valores de correlación y correlación ponderada:**
 - a. Filtrado de las señales
 - b. Promediado de las señales
 - c. Segmentación de las señales originales y las promediadas
 - d. Cálculo del coeficiente de correlación de los tramos de ambas señales: basal, contracción y completo.
 - e. Cálculo del coeficiente de correlación ponderado del tramo completo como:
$$P_{corrcoefTC} = corrcoefTC * \left(\frac{\sqrt{rmsTCS1 * rmsTCS2}}{\sqrt{rmsCS1 * rmsCS2}} \right) \quad (5)$$
Donde $corrcoefTC$ es el coeficiente de correlación del tramo completo, $rmsTCS1$ y $rmsTCS2$ son los valores eficaces (rms) de los tramos completos de las señales 1 y 2, y $rmsCS1$ y $rmsCS2$ son los valores eficaces (rms) de los tramos de contracción de las señales 1 y 2. Se propuso el cálculo de este parámetro como indicador de la mayor o menor proporción de actividad contráctil con respecto a la actividad basal durante el tramo completo.
 - f. Guardado de los cuatro coeficientes de correlación calculados en los pasos anteriores (en tramo de contracción, basal, completo y completo ponderado) de las señales originales y promediadas en una tabla.
3. Guardado, en una matriz, de los datos generados en el paso anterior de manera iterativa.
4. Cálculo de la media y la desviación estándar de los datos guardados en la matriz anterior.
5. Organización de los valores del paso 4 en tablas para facilitar la comparación de los datos.

Una vez obtenidos todos los valores de correlación, se llevaron a cabo una serie de estudios estadísticos para determinar la influencia de las variables del estudio en los niveles de correlación. Para la selección de las pruebas estadísticas se utilizó el siguiente árbol de decisión:

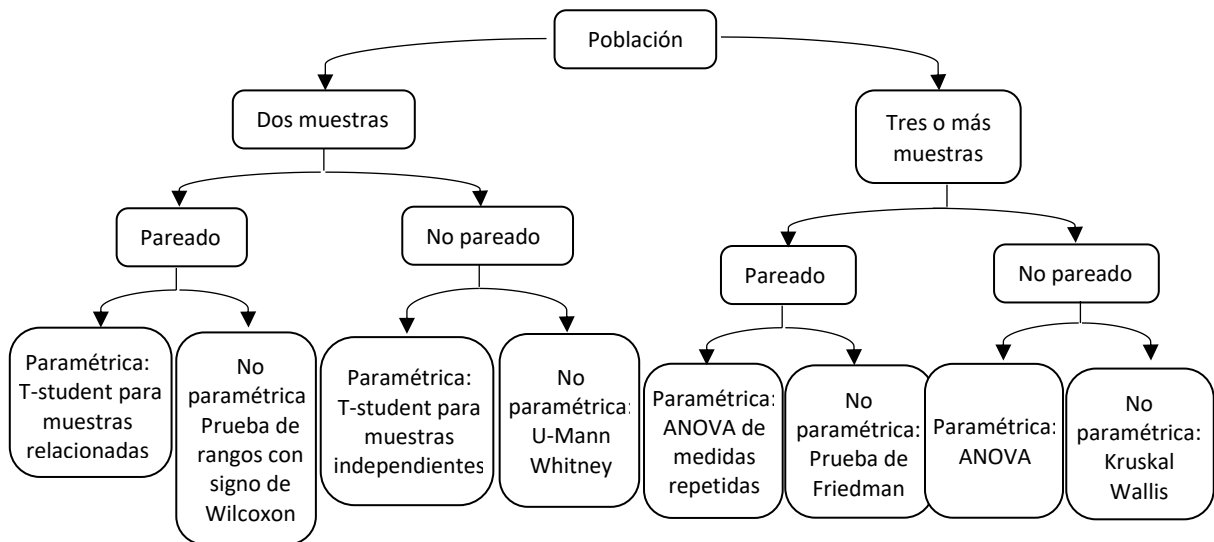


Figura 20. Árbol de decisión para la selección de pruebas estadísticas

En el presente estudio se utilizaron test estadísticos de dos muestras. En lo que respecta al tipo de distribución, se llevaron a cabo estudios de normalidad para comprobar si los valores de cada grupo seguían una distribución normal. Dado que algunos no la seguían, se decidió utilizar test no paramétricos para todos los grupos. Finalmente, según los datos se pudieran considerar pareados o no pareados se utilizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon o la prueba U de Mann Whitney respectivamente. En Matlab se hizo uso de las funciones *signrank* y *ranksum* respectivamente [39], [40].

En primer lugar, en el apartado 4.1.1., se analizó el efecto de la densidad de bolo (agua vs. yogur). Dado que las pruebas de agua eran independientes de las de yogur, se utilizó la prueba U de Mann Whitney. Puesto que los resultados no indicaron diferencias significativas entre ambas muestras, se juntaron los datos de ambos bolos para los estudios posteriores. En segundo lugar, en el apartado 4.1.2., se analizó el efecto del suavizado (señales originales vs. señales promediadas cada 50 muestras, señales originales vs. señales promediadas cada 200 muestras, y señales promediadas cada 50 muestras vs. señales promediadas cada 200 muestras). Posteriormente, en el apartado 4.1.3., se analizó el efecto del tipo de electrodo (electrodos concéntricos vs. electrodos bipolares) y para finalizar, en el apartado 4.1.4., se analizó el efecto del tipo de músculo (suprahioideos vs. infrahioideos).

Puesto que las señales en zona de basal suelen presentar gran aleatoriedad y, por el contrario, las zonas de contracción suelen presentar una cierta sincronización entre músculos, se pensó que un buen indicador sería aquel que consigue diferenciar mejor ambos tramos de señal, es decir, aquel que consigue un mayor ratio entre las correlaciones de tramos de basal y de contracción. Por ello, adicionalmente, junto al estudio del efecto del suavizado, se calculó la resta de los valores de correlación del tramo de contracción menos los del tramo de basal de cada par de señales y sobre ellas se realizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon.

3.4.4.2. Estudio de ventana móvil

Este estudio se realizó sobre el tramo completo de las señales. Se llevó a cabo un inventariado de la señal con un paso de 50 ms y ventanas de 200 y 500 ms y se calculó el coeficiente de correlación de cada ventana. Ventanas de menor tamaño no conseguían captar el efecto de las oscilaciones de mayor tamaño y con ventanas más largas no se conseguía discernir la variación en el tiempo de las señales. Además, el estudio se realizó tanto sobre las señales originales como sobre las promediadas cada 50 y cada 200 muestras.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

| | |
|---|----|
| 4.1. Estudio de tramos | 29 |
| 4.1.1. Efecto de la densidad de bolo: agua vs. yogur | 30 |
| 4.1.2. Efecto del suavizado: original vs p50, original vs. p50, p50 vs. p200..... | 31 |
| 4.1.3. Efecto del tipo de electrodo: electrodos concéntricos vs. electrodos bipolares | 34 |
| 4.1.4. Efecto del tipo de músculo: suprahioides vs. infrahioides..... | 36 |
| 4.2. Estudio de ventana móvil..... | 38 |

En este capítulo se analizarán los resultados obtenidos con el estudio de tramos y el estudio de ventana móvil.

4.1. Estudio de tramos

En las tablas 1-4 se detallan los valores medios y las desviaciones estándar de los coeficientes de correlación para los diferentes tramos de análisis (contracción, basal y tramo completo) así como el coeficiente de correlación ponderado para tramo completo de señal correspondientes a registros realizados con electrodos concéntricos (BC) y a registros bipolares (BIP) en las pruebas con agua y yogur. El número de sujetos de estudio coincide para los diferentes tramos:

| SUP A | CONTRACCIÓN | BASAL | TRAMO COMPLETO | TRAMO COMPLETO PONDERADO |
|--------------|------------------------|------------------------|------------------------|--------------------------|
| ORIGINAL BC | 0,1964 ± 0,2027 | 0,1103 ± 0,1191 | 0,1474 ± 0,1637 | 0,0821 ± 0,0915 |
| PROM 50 BC | 0,3763 ± 0,1908 | 0,2042 ± 0,1845 | 0,6471 ± 0,1089 | 0,3563 ± 0,0833 |
| PROM 200 BC | 0,5691 ± 0,2299 | 0,297 ± 0,2535 | 0,8220 ± 0,0857 | 0,459 ± 0,1143 |
| ORIGINAL BIP | 0,3877 ± 0,205 | 0,1986 ± 0,1182 | 0,318 ± 0,1456 | 0,2106 ± 0,1583 |
| PROM 50 BIP | 0,4664 ± 0,1729 | 0,1585 ± 0,1356 | 0,6404 ± 0,1143 | 0,4070 ± 0,201 |
| PROM 200 BIP | 0,6530 ± 0,1749 | 0,2286 ± 0,1977 | 0,7990 ± 0,1138 | 0,5099 ± 0,2434 |

Tabla 1. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos *suprahióideos* durante la deglución de muestras de *agua*.

| INF A | CONTRACCIÓN | BASAL | TRAMO COMPLETO | TRAMO COMPLETO PONDERADO |
|--------------|------------------------|------------------------|------------------------|--------------------------|
| ORIGINAL BC | 0,1704 ± 0,1758 | 0,1400 ± 0,2054 | 0,1645 ± 0,1894 | 0,1031 ± 0,1228 |
| PROM 50 BC | 0,1988 ± 0,1512 | 0,1482 ± 0,1734 | 0,4693 ± 0,1913 | 0,2912 ± 0,1210 |
| PROM 200 BC | 0,3629 ± 0,2144 | 0,2214 ± 0,2138 | 0,6395 ± 0,2019 | 0,3975 ± 0,1357 |
| ORIGINAL BIP | 0,3290 ± 0,1536 | 0,2504 ± 0,1733 | 0,2872 ± 0,1239 | 0,1769 ± 0,0889 |
| PROM 50 BIP | 0,3257 ± 0,1605 | 0,1470 ± 0,1304 | 0,6182 ± 0,1117 | 0,3727 ± 0,0801 |
| PROM 200 BIP | 0,5105 ± 0,2240 | 0,2164 ± 0,2027 | 0,7908 ± 0,1139 | 0,4789 ± 0,1013 |

Tabla 2. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos *infrahióideos* durante la deglución de muestras de *agua*.

| SUP Y | CONTRACCIÓN | BASAL | TRAMO COMPLETO | TRAMO COMPLETO PONDERADO |
|--------------|------------------------|------------------------|------------------------|--------------------------|
| ORIGINAL BC | 0,1799 ± 0,1703 | 0,1052 ± 0,1156 | 0,1284 ± 0,1462 | 0,0747 ± 0,0861 |
| PROM 50 BC | 0,3879 ± 0,1650 | 0,1598 ± 0,1653 | 0,5937 ± 0,1266 | 0,3504 ± 0,0675 |
| PROM 200 BC | 0,6125 ± 0,2290 | 0,2474 ± 0,2160 | 0,7845 ± 0,1157 | 0,4669 ± 0,0807 |
| ORIGINAL BIP | 0,3621 ± 0,1715 | 0,1959 ± 0,1332 | 0,3115 ± 0,1410 | 0,1864 ± 0,0884 |
| PROM 50 BIP | 0,4015 ± 0,1634 | 0,1634 ± 0,1240 | 0,6006 ± 0,1166 | 0,3618 ± 0,0849 |
| PROM 200 BIP | 0,5774 ± 0,2144 | 0,2460 ± 0,2020 | 0,7715 ± 0,1182 | 0,4639 ± 0,1006 |

Tabla 3. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos *suprahióideos* durante la deglución de muestras de *yogur*.

| INF Y | CONTRACCIÓN | BASAL | TRAMO COMPLETO | TRAMO COMPLETO PONDERADO |
|--------------|------------------------|------------------------|------------------------|--------------------------|
| ORIGINAL BC | 0,1684 ± 0,1999 | 0,1042 ± 0,1326 | 0,1517 ± 0,1919 | 0,0955 ± 0,1230 |
| PROM 50 BC | 0,2055 ± 0,1616 | 0,1014 ± 0,1148 | 0,4468 ± 0,1707 | 0,2865 ± 0,0996 |
| PROM 200 BC | 0,3704 ± 0,2214 | 0,1660 ± 0,1763 | 0,6371 ± 0,1782 | 0,4116 ± 0,1209 |
| ORIGINAL BIP | 0,3617 ± 0,1704 | 0,2380 ± 0,1343 | 0,3170 ± 0,1345 | 0,1934 ± 0,0941 |
| PROM 50 BIP | 0,3547 ± 0,1402 | 0,1400 ± 0,1312 | 0,6175 ± 0,0921 | 0,3696 ± 0,0792 |
| PROM 200 BIP | 0,5644 ± 0,1861 | 0,2413 ± 0,2122 | 0,7967 ± 0,0816 | 0,4792 ± 0,0980 |

Tabla 4. Medias y desviaciones estándar de los valores del coeficiente de correlación de las señales de los músculos *infrahioideos* durante la deglución de muestras de *yogur*.

En general, se observa una gran dispersión en los datos, llegando, en ciertos casos, a ser el valor de la desviación mayor que el de la media. Además, se comprueba que los valores del coeficiente de correlación en contracción son mayores que en basal, como era de esperar.

En cuanto a los valores de tramo completo, en las señales promediadas son, de media, mayores que los de tramo de contracción. Esto podría explicarse porque los cambios bruscos entre zonas de basal y zonas de contracción destacan como zonas muy correladas y esto provoca el aumento de los valores. Tras estos resultados se puede afirmar que, a pesar de la presencia de regiones de actividad basal en el tramo completo, que presentan generalmente bajos niveles de sincronización, la valoración del conjunto no se ve afectada. Es decir, la presencia de tramos poco correlados no afecta de forma que se reduzca el valor de correlación del tramo completo.

En cuanto a los valores de correlación ponderada del tramo completo (tramo completo ponderado) se observa que disminuyen, como era previsible, con respecto a los de correlación de tramo completo sin ponderar.

Prestando atención al promediado, se constata que, conforme este aumenta, los valores de correlación aumentan. Sin embargo, resulta interesante comprobar que este aumento se produce de forma mucho más abrupta en los valores de contracción y tramo completo que en los de basal. Esto parece indicar que aplicar un promediado a las señales previo al cálculo de la correlación permite discernir entre las zonas de señal correladas y las no correladas.

4.1.1. Efecto de la densidad de bolo: agua vs. yogur

Dado que las pruebas de agua y de yogur eran independientes, se realizó la prueba U. de Mann Whitney para llevar a cabo el estudio estadístico entre las muestras de yogur y las de agua. El objetivo de esta prueba era comprobar si la densidad de bolo tenía un efecto sobre la sincronización de las señales de deglución o no.

| Músculos infrahioideos | | Contracción | Basal | Tramo completo | |
|------------------------|----------|-------------|--------|----------------|-----------------------|
| | | | | Correlación | Correlación ponderada |
| BIP | Original | 0,3812 | 0,7516 | 0,7100 | 0,9828 |
| | Prom 50 | 0,0217 | 0,7470 | 0,0556 | 0,4516 |
| | Prom 200 | 0,0496 | 0,6339 | 0,1122 | 0,9192 |
| BC | Original | 0,8374 | 0,8707 | 0,6764 | 0,6559 |
| | Prom 50 | 0,4838 | 0,1283 | 0,1023 | 0,6972 |
| | Prom 200 | 0,3396 | 0,5107 | 0,1593 | 0,3690 |

Tabla 5. *p*-valores de la prueba U de Mann Whitney de las correlaciones de las señales de los músculos *infrahioideos* para la comparación de las pruebas de agua y yogur.

| Músculos suprahioideos | | Contracción | Basal | Tramo completo | |
|------------------------|----------|-------------|--------|----------------|-----------------------|
| | | | | Correlación | Correlación ponderada |
| BIP | Original | 0,3311 | 0,7056 | 0,1414 | 0,3097 |
| | Prom 50 | 0,3497 | 0,4478 | 0,7056 | 0,9678 |
| | Prom 200 | 0,2696 | 0,5402 | 0,6361 | 0,7165 |
| BC | Original | 0,6472755 | 0,8397 | 0,6626 | 0,5873 |
| | Prom 50 | 0,9915101 | 0,3436 | 0,6781 | 0,8899 |
| | Prom 200 | 0,97453416 | 0,2548 | 0,8397 | 0,5301 |

Tabla 6. *p*-valores de la prueba *U* de Mann Whitney de las correlaciones de las señales de los músculos suprahioideos para la comparación de las pruebas de agua y yogur.

En las tablas 5 y 6 se muestran los *p*-valores de las pruebas. Aquellos con un valor menor de 0.05, los cuales indican que la hipótesis nula de pertenencia a la misma población de las muestras debe ser rechazada, fueron sombreados de naranja. Dado que únicamente dos de los valores fueron menores de 0.05, se decidió considerar que el efecto de la densidad de bolo no influye significativamente en los niveles de correlación entre señales. Esto permitió juntar los datos de agua y los de yogur, reducir el número de pruebas realizadas en los estudios posteriores y aumentar el tamaño muestral de las mismas.

4.1.2. Efecto del suavizado: original vs p50, original vs. p200, p50 vs. p200.

En este caso, las señales promediadas sí que estaban relacionadas entre sí y con sus respectivas señales originales. Por esta razón, la prueba estadística escogida para este estudio fue la de rangos con signo de Wilcoxon. En esta prueba se pretendió comprobar si, como se consideró en los resultados de la primera tabla, el suavizado tiene un efecto en la correlación de las señales. En este caso, la prueba de Wilcoxon se realizó no solo para los coeficientes de correlación de los tramos de contracción, basal, y completo, sino también para los resultados de la resta de los valores de correlación en contracción menos los valores de correlación en basal.

Se han sombreado de naranja, en las tablas 7 y 8, aquellos *p*-valores de menos de 0.05, que indican que las diferencias entre muestras son estadísticamente significativas para considerar que ambas muestras no pertenecen a la misma población.

| Músculos suprahioideos | | Contracción | Basal | Tramo completo | | Resta C-B |
|------------------------|-----------------------|-------------|-----------|----------------|-----------------------|-----------|
| | | | | Correlación | Correlación ponderada | |
| BIP | Original vs. Prom 50 | 0,0088 | 0,0003 | 1,921E-19 | 1,921E-19 | 3,910E-06 |
| | Original vs. Prom 200 | 5,860E-15 | 0,1471 | 1,868E-19 | 1,868E-19 | 3,066E-09 |
| | Prom 50 vs. Prom 200 | 8,353E-19 | 4,364E-09 | 1,868E-19 | 1,868E-19 | 1,003E-09 |
| BC | Original vs. Prom 50 | 4,282E-10 | 4,043E-05 | 7,577E-12 | 7,577E-12 | 2,773E-06 |
| | Original vs. Prom 200 | 1,426E-11 | 1,995E-08 | 7,577E-12 | 7,577E-12 | 8,652E-08 |
| | Prom 50 vs. Prom 200 | 1,066E-11 | 8,994E-08 | 7,577E-12 | 7,577E-12 | 2,006E-07 |

Tabla 7. *p*-valores de la prueba de rangos con signo de Wilcoxon de los coeficientes de correlación de las pruebas de agua y yogur de los músculos suprahioideos para la comparación de las señales: originales vs. promediadas cada 50 muestras, originales vs. promediadas cada 200 muestras, y promediadas cada 50 muestras vs. promediadas cada 200 muestras. En la última columna se muestran los *p*-valores de las restas de las correlaciones en contracción menos las correlaciones en basal para la comparación, también, de señales originales y promediadas en los músculos suprahioideos.

| Músculos infrahioideos | | Contracción | Basal | Tramo completo | | Resta C-B |
|------------------------|-----------------------|-------------|-----------|----------------|-----------------------|-----------|
| | | | | Correlación | Correlación ponderada | |
| BIP | Original vs. Prom 50 | 0,5130 | 1,385E-08 | 1,781E-17 | 1,781E-17 | 1,564E-05 |
| | Original vs. Prom 200 | 3,945E-10 | 0,2909 | 1,781E-17 | 1,781E-17 | 1,071E-08 |
| | Prom 50 vs. Prom 200 | 5,759E-16 | 1,605E-10 | 1,781E-17 | 1,781E-17 | 2,013E-09 |
| BC | Original vs. Prom 50 | 0,1077 | 0,2041 | 2,396E-09 | 2,396E-09 | 0,1593 |
| | Original vs. Prom 200 | 1,472E-06 | 0,0002 | 2,396E-09 | 2,396E-09 | 0,0019 |
| | Prom 50 vs. Prom 200 | 9,131E-09 | 2,201E-05 | 2,396E-09 | 2,396E-09 | 0,0002 |

Tabla 8. *p*-valores de la prueba de rangos con signo de Wilcoxon de los coeficientes de correlación de las pruebas de los músculos infrahioideos para la comparación de las señales: originales vs. promediadas cada 50 muestras, originales vs. promediadas cada 200 muestras, y promediadas cada 50 muestras vs. promediadas cada 200 muestras. En la última columna se muestran los *p*-valores de las restas de las correlaciones en contracción menos las correlaciones en basal para la comparación también de señales originales y promediadas en los músculos infrahioideos.

Los resultados indican que el promediado sí que tiene un efecto en los valores de correlación de las señales. Además, también se aprecia el efecto del suavizado en las diferencias entre las correlaciones en contracción y en basal. Dado que el efecto es mayor con el promediado cada 200 que cada 50 muestras, se puede concluir que el promediado cada 200 muestras aumenta la correlación de las señales. Estos efectos se pueden observar también en las figuras 21-23.

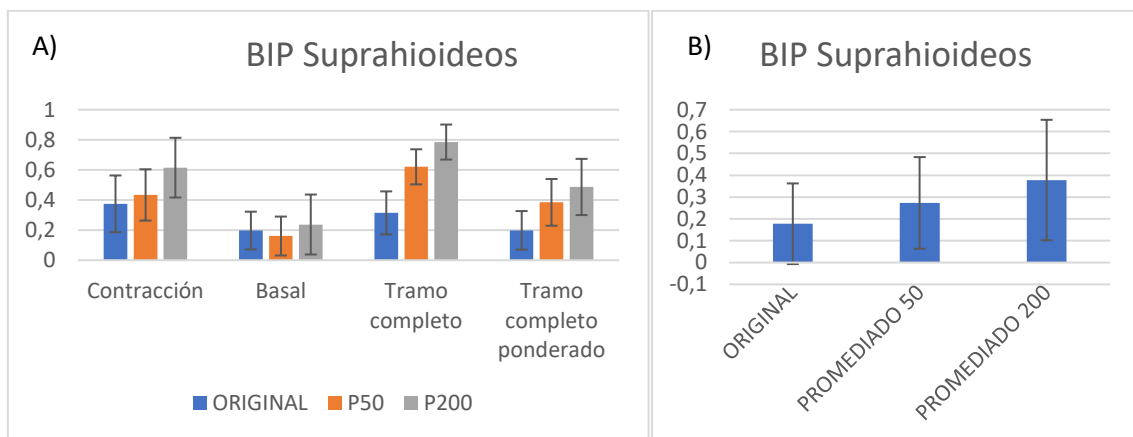


Figura 21. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos suprahioideos obtenidas con registros bipolares convencionales. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos suprahioideos obtenidas con registros bipolares convencionales.

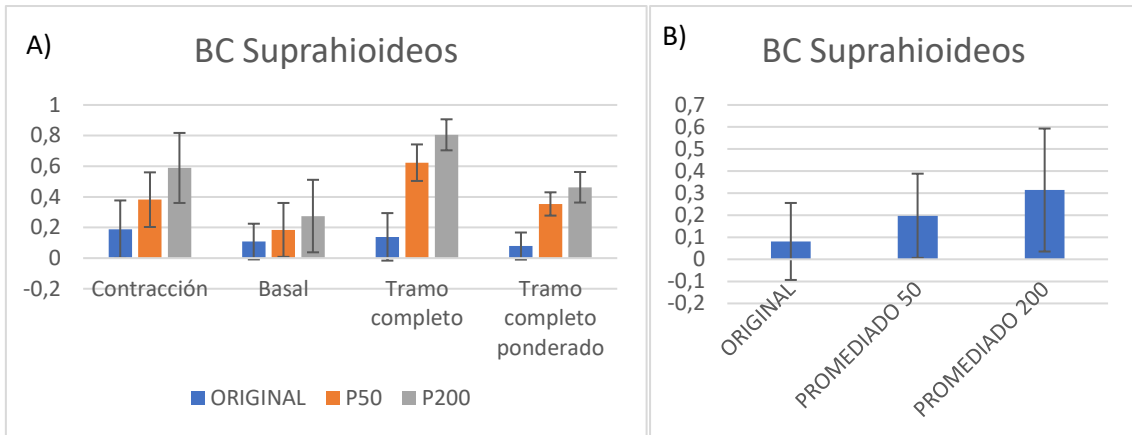


Figura 22. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con registros bipolares concéntricos. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos suprahioides obtenidas con electrodos concéntricos.

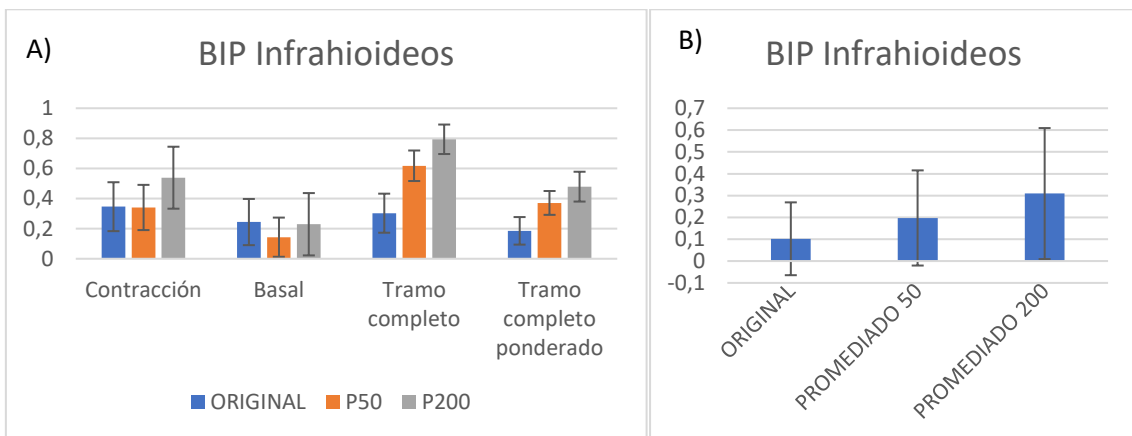


Figura 23. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares convencionales. B) Medias y desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares convencionales.

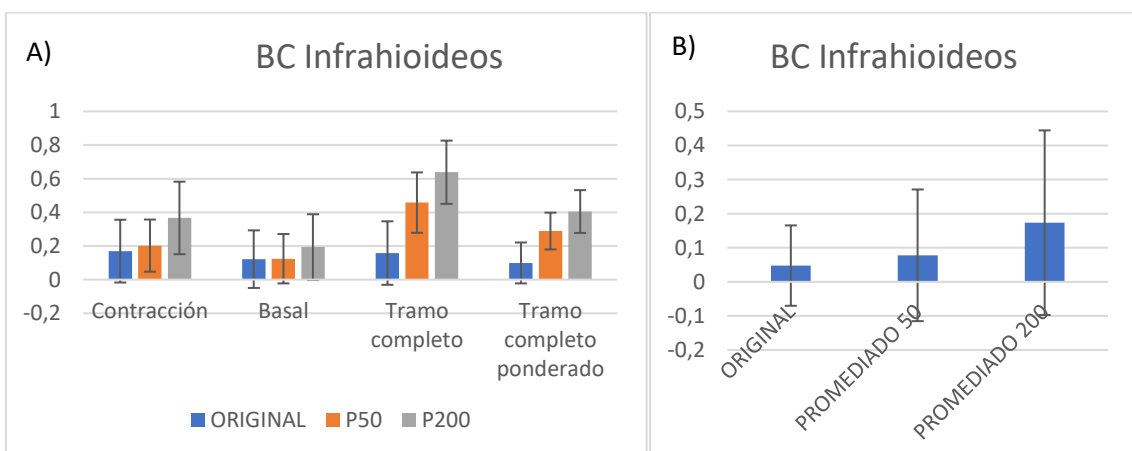


Figura 24. A) Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos infrahioides obtenidas con registros bipolares concéntricos. B) Medias y

desviaciones estándar de los resultados de la resta correlación de contracción menos correlación de basal de las señales de los músculos infrahioideos obtenidas con electrodos concéntricos.

En las figuras anteriores se puede observar que las medias de las correlaciones aumentan conforme se incrementa el número de muestras con el cual se promedian las señales. Asimismo, se comprueba que, de media, hay una mayor diferencia entre los valores de correlación en contracción y en basal cuando las señales son promediadas cada 200 muestras. Esto ocurre tanto para registros bipolares convencionales como para bipolares anulares concéntricos.

4.1.3. Efecto del tipo de electrodo: electrodos concéntricos vs. electrodos bipolares

Los datos recogidos mediante electrodos convencionales y electrodos concéntricos son independientes. Por lo tanto, para este estudio se han llevado a cabo pruebas no pareadas, es decir, se ha usado la prueba U. de Mann Whitney.

El objetivo de esta prueba era comprobar si el tipo de electrodo afecta a los valores de correlación de las señales. Se han sombreado los p-valores menores a 0,05 de naranja.

| | | Contracción | Basal | Tramo completo | Tramo completo ponderado |
|-------|----------|-------------|-----------|----------------|--------------------------|
| SUPRA | Original | 1,722E-08 | 9,759E-07 | 2,0438E-11 | 4,524E-12 |
| | Prom 50 | 0,0615 | 0,9883 | 0,7375 | 0,1160 |
| | Prom 200 | 0,6330 | 0,4653 | 0,2949 | 0,5655 |
| INFRA | Original | 1,098E-07 | 2,780E-07 | 4,787E-07 | 2,655E-07 |
| | Prom 50 | 9,515E-07 | 0,1084 | 1,924E-07 | 2,326E-05 |
| | Prom 200 | 1,847E-05 | 0,2347 | 8,464E-08 | 0,0010 |

Tabla 9. P-valores de los coeficientes de correlación de las señales de los músculos supra e infrahioideos para la comparación de las señales tomadas mediante electrodos concéntricos y las tomadas mediante electrodos bipolares.

Como se puede observar, la influencia del tipo de electrodo se da, a excepción del tramo basal, para todos los tramos de las señales promediadas en los músculos infrahioideos; y para las señales originales tanto en los suprahioideos como en los infrahioideos.

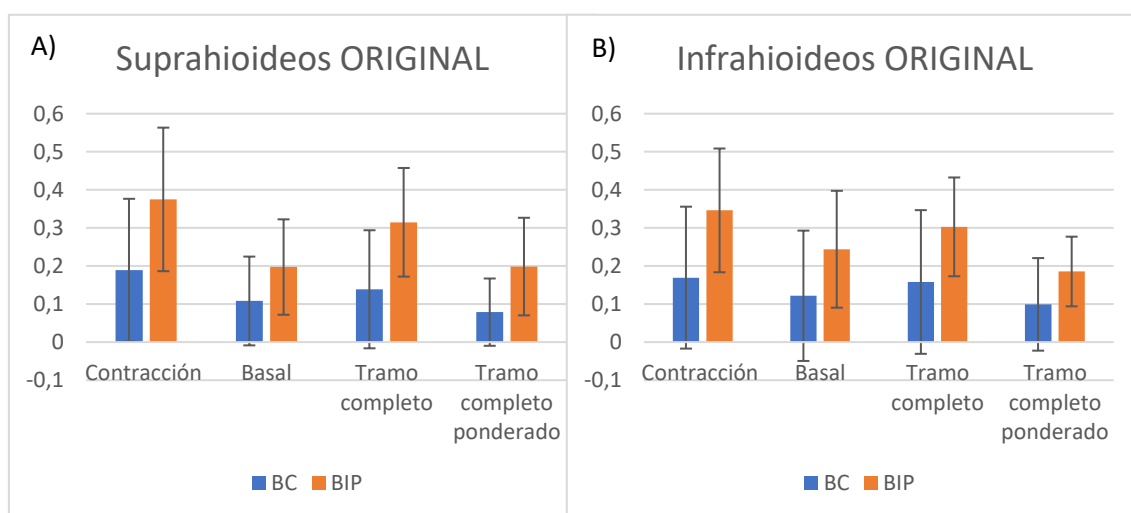


Figura 25. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de señales originales. A) Señales de músculos suprahioideos. B) Señales de músculos infrahioideos

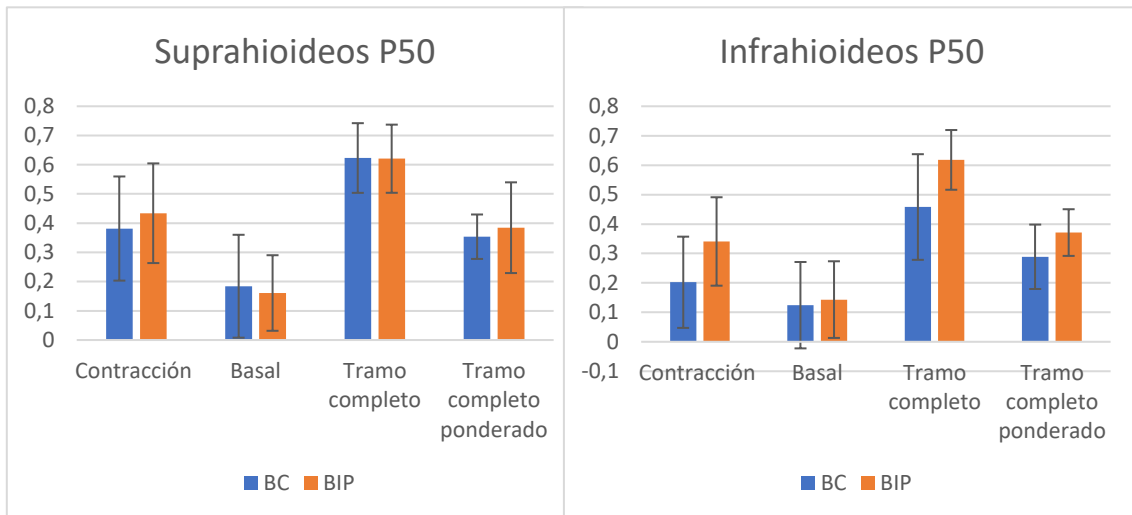


Figura 26. Medias y desviaciones estándar los coeficientes de correlación de señales promediadas cada 50 muestras. A) Señales de músculos suprahioides. B) Señales de músculos infrahioides

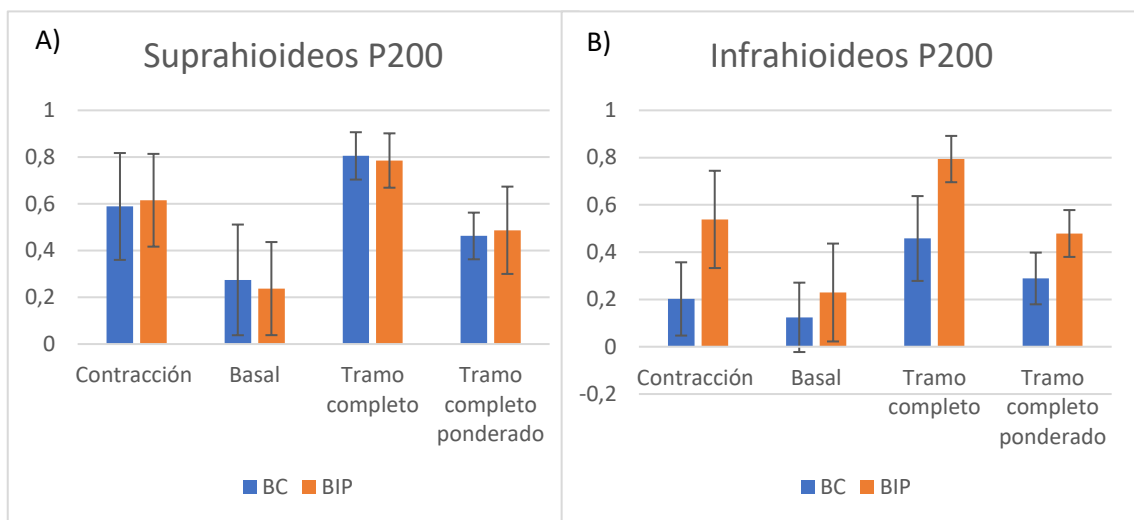


Figura 27. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de señales promediadas cada 200 muestras. A) Señales de músculos suprahioides. B) Señales de músculos infrahioides

Los resultados de las figuras 24-26 respaldan lo comentado anteriormente. Se comprueba que las medias de las correlaciones en las señales originales presentan una alta variabilidad con valores superiores para los registros bipolares convencionales respecto de los concéntricos. También se comprueba que esta variación se mantiene en las señales promediadas de los músculos infrahioides. Esto, posiblemente se deba a la forma y disposición de ambos grupos musculares.

Además, los diagramas de barras arrojan nueva información: los niveles de correlación son mayores con electrodos convencionales que con electrodos concéntricos, en los registros originales, manteniéndose de igual manera baja la correlación en los tramos de basal. Ello es debido a que los electrodos concéntricos poseen mayor resolución espacial, con lo que ponderan con mayor peso las fuentes de potencial bioeléctrico más próximas al electrodo de registro, mientras que con los registros bipolares realizados con electrodos convencionales se capta una actividad más global. Al captar una actividad más localizada y no tan global puede causar que los valores de la correlación sean menores para los registros BC que para los bipolares

convencionales. En estudios futuros se analizará el desempeño de ambos tipos de electrodos en situaciones deglutorias patológicas.

Los resultados ponen de manifiesto que, al realizar el promediado, los valores de correlación asociados a los registros BC de los músculos suprahioideos aumenta, alcanzando valores similares a los registros bipolares. No obstante, para el caso de los músculos infrahioideos los valores de correlación para los registros BC siguen siendo inferiores que para las señales bipolares convencionales. Esto puede ser debido a que, mientras que los músculos suprahioideos son anchos y cubren una gran superficie, los músculos infrahioideos son alargados y estrechos, por lo que es posible que a los electrodos concéntricos, que captan la actividad muscular de manera más localizada, les sea más difícil captar la actividad de estos músculos y por ello no consiga igualar los valores de correlación obtenidos con electrodos bipolares convencionales al realizar el suavizado de las señales.

4.1.4. Efecto del tipo de músculo: suprahioideos vs. infrahioideos

En este caso se usó de nuevo la prueba U. de Mann-Whitney con el objetivo de analizar el efecto del tipo de músculo en los niveles de correlación de las señales.

| | | Contracción | Basal | Tramo completo | |
|-----|----------|-------------|--------|----------------|-----------------------|
| | | | | Correlación | Correlación ponderada |
| BIP | Original | 0,1924 | 0,0362 | 0,5219 | 0,8260 |
| | Prom 50 | 6,203E-05 | 0,1844 | 0,8297 | 0,9289 |
| | Prom 200 | 0,0060 | 0,6749 | 0,7295 | 0,3903 |
| BC | Original | 0,4070 | 0,6485 | 0,9195 | 0,8375 |
| | Prom 50 | 8,549E-07 | 0,0226 | 7,542E-07 | 0,0012 |
| | Prom 200 | 3,790E-06 | 0,0350 | 1,072E-07 | 0,0177 |

Tabla 10. P-valores de la prueba U de Mann Whitney de los coeficientes de correlación de las señales para comparar las de los músculos suprahioideos con las de los infrahioideos.

Los resultados mostrados en la tabla 10 indican que sí hay un efecto del tipo de músculo en las señales promediadas procedentes de las señales captadas con electrodos concéntricos y en las promediadas del tramo de contracción y la original del tramo de basal de las señales captadas con electrodos convencionales. Las figuras expuestas a continuación (28-30), indican que, en estos casos, las señales de los músculos suprahioideos tienden a presentar mayor correlación que las de los infrahioideos, lo cual podría venir determinado, como se ha explicado antes, por la mayor superficie de los músculos suprahioideos con respecto de los infrahioideos.

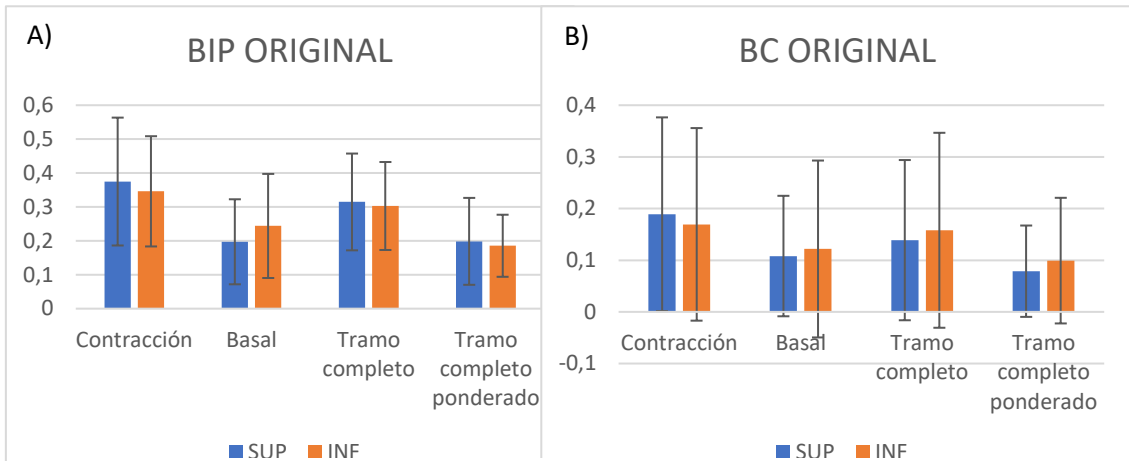


Figura 29. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales originales. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos.

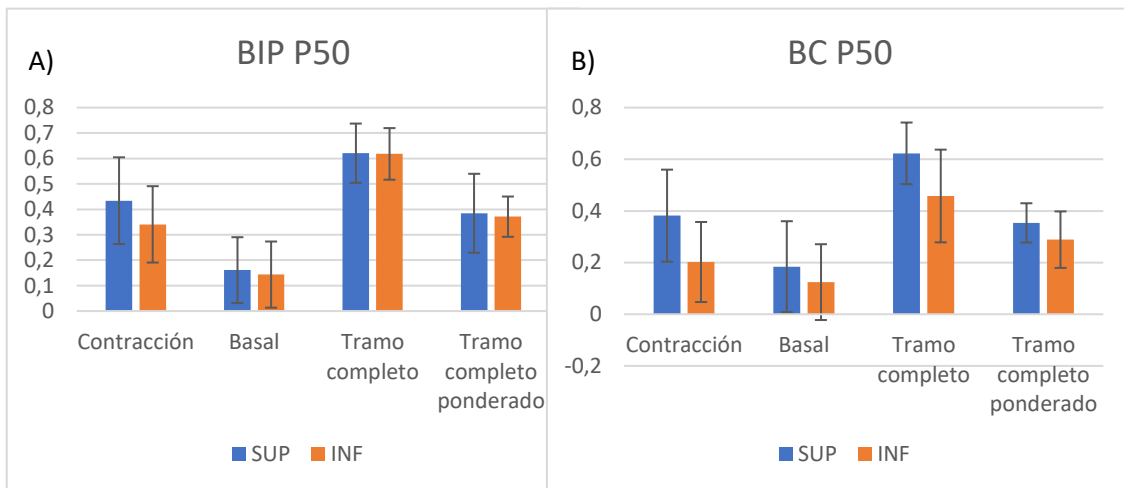


Figura 30. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales promediadas cada 50 muestras. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos.

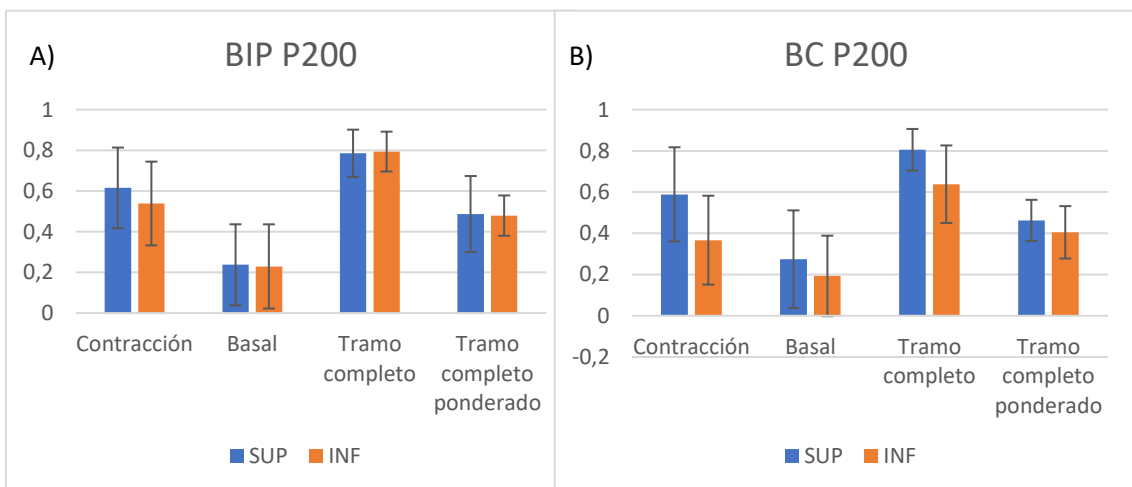


Figura 28. Medias y desviaciones estándar de los coeficientes de correlación de los músculos suprahioides e infrahioides de señales promediadas cada 200 muestras. A) Señales tomadas con electrodos convencionales. B) Señales tomadas con electrodos concéntricos.

4.2. Estudio de ventana móvil

Este estudio permite analizar la correlación de las señales a lo largo del tiempo. Como se comentó anteriormente, se escogió un enventanado de 200 y 500 ms y un suavizado promediando cada 50 y 200 muestras.

En la figura 31 se muestra el tramo completo segmentado (azul cian) de una de las señales sobre las cuales se realizó el estudio de ventana móvil. A continuación, se muestran las figuras (32 y 33) del estudio de ventana móvil de dicha señal.

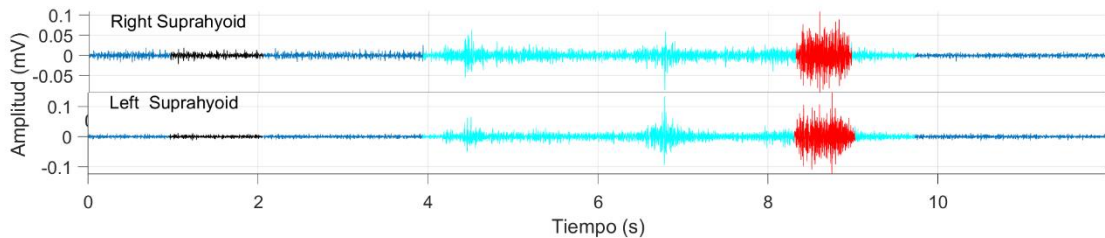


Figura 31. Ejemplo de dos canales de estudio segmentados correspondientes a los músculos suprahioides. En azul cian se muestra el tramo completo segmentado y en rojo una contracción.

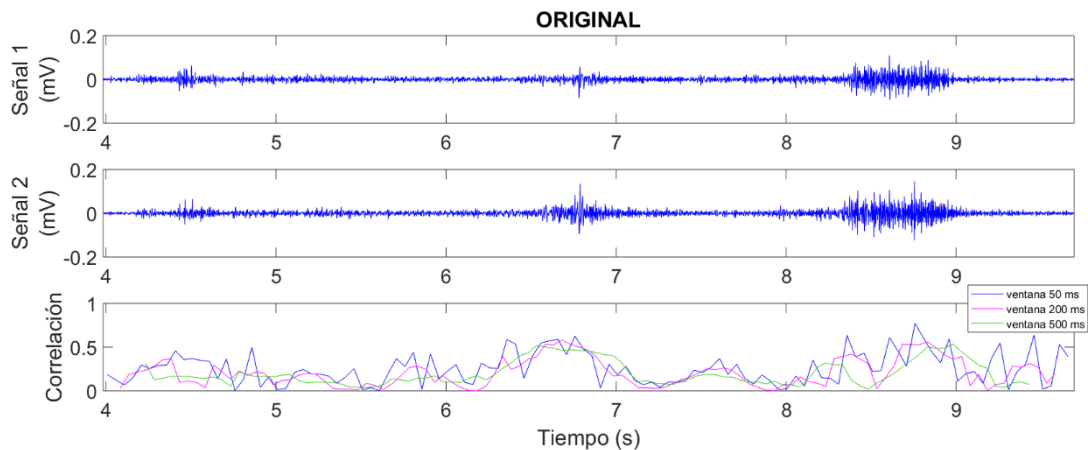


Figura 32. Tramo completo de las señales 1 y 2. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde).

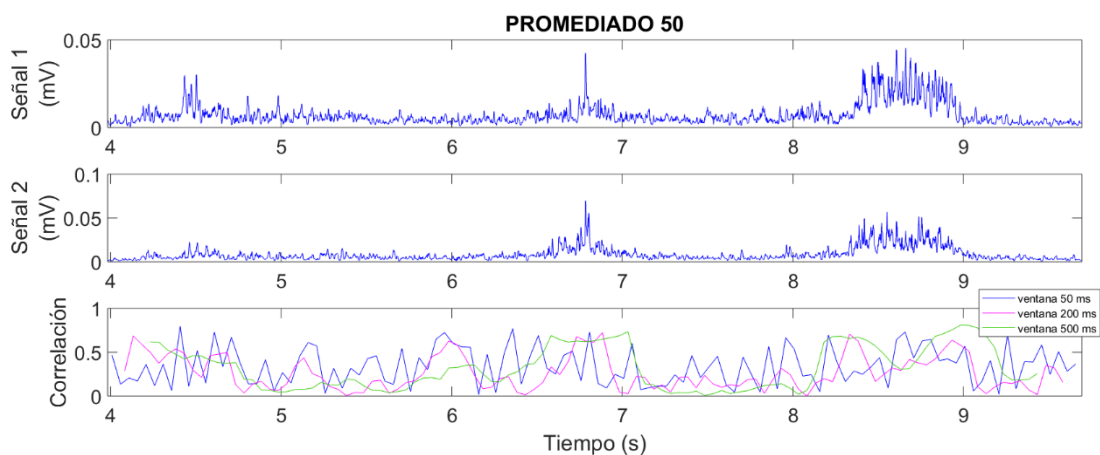


Figura 33. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 50 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde).

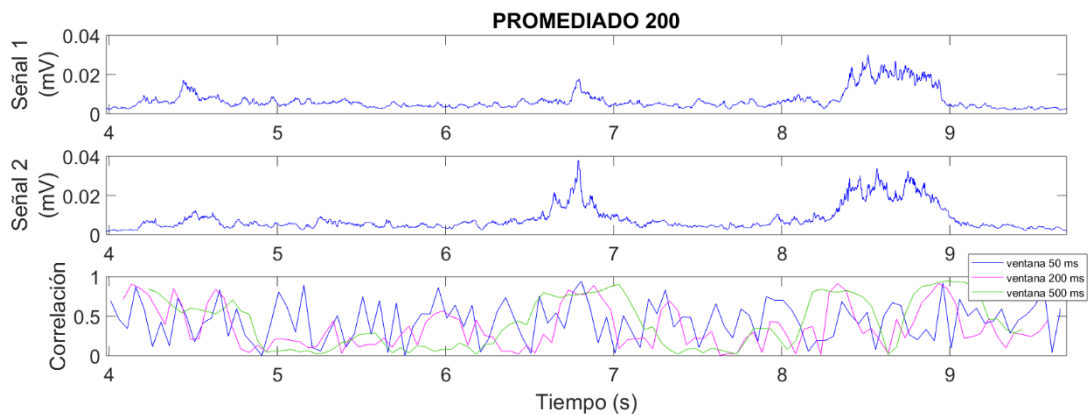


Figura 34. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 200 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 50 (azul oscuro), 200 (magenta) y 500 ms (verde).

Como se muestra en estas figuras, al utilizar un enventanado de 50 ms (azul oscuro), la evolución temporal del coeficiente de correlación, sobre todo en las señales promediadas, no presenta una evolución fácilmente identificable con la aparición de eventos contráctiles. La correlación en tramos tan cortos de la señal presenta abruptas variaciones. Por este motivo se descartó este enventanado.

Además, se observa que, para los enventanados de 200 y 500 ms, la información aportada por las señales suavizadas cada 50 muestras no dista mucho de la aportada por las suavizadas cada 200. Dado que en el estudio de tramos se consideró que el promediado cada 200 resultaba más interesante por ser capaz de diferenciar mejor los tramos de basal de los tramos de contracción, se decidió descartar en este caso el promediado cada 50 para simplificar las figuras de este estudio.

Las figuras finales de estudio para cada señal tuvieron la forma:

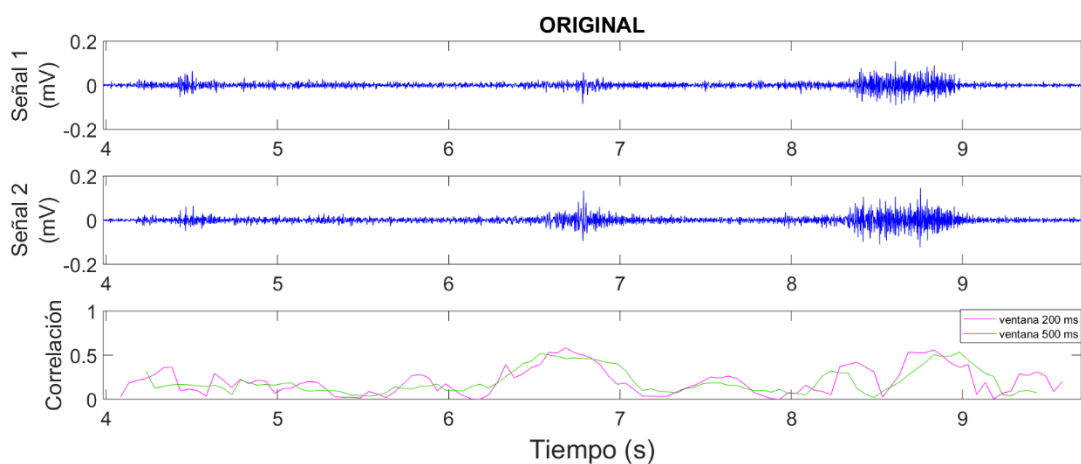


Figura 35. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde).

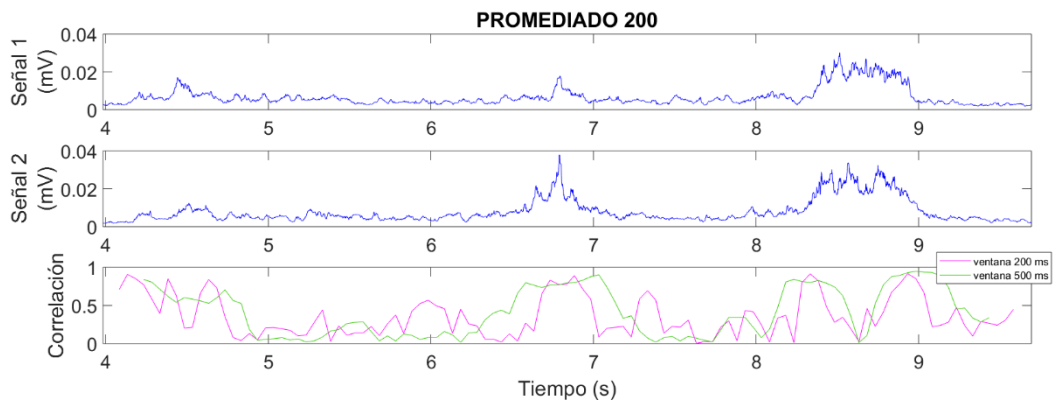


Figura 36. Tramo completo de las señales 1 y 2 promediadas cada 200 muestras. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde).

Al igual que se constató en el estudio de tramos, los valores de correlación son más altos en las señales suavizadas que en las originales. Se observa, en general, que los tramos de contracción presentan niveles de correlación mayores que los tramos de basal.

Se comprueba, además, que para las ventanas de 200 y 500 ms la evolución de los valores del coeficiente de correlación permite identificar la actividad contráctil de mayor amplitud. Esto se puede observar sobre todo en la última contracción, donde aparecen valores de correlación muy altos tanto al inicio como al final de la actividad contráctil.

En un segundo ejemplo (figuras 37 y 38) se observa que, en ocasiones, la señal original no aparece correlada durante la contracción, e incluso que ciertos tramos de basal aparecen correlados. Sin embargo, la señal promediada, sí consigue captar el inicio y fin, sincrónicos entre canales, de la contracción.

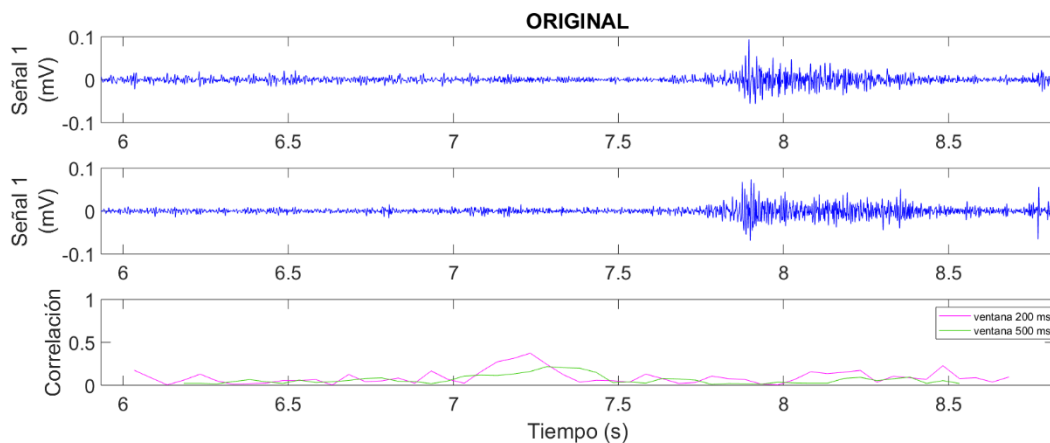


Figura 37. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ejemplo 2)

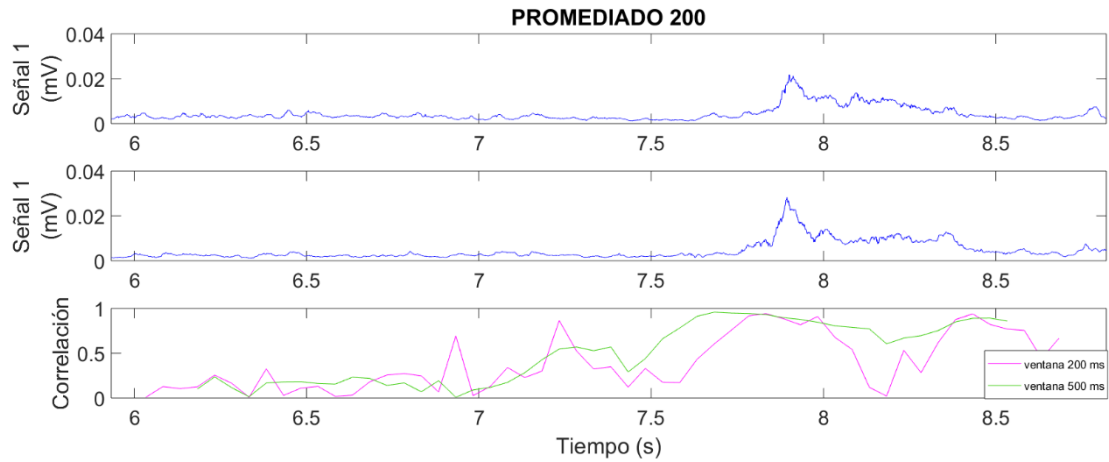


Figura 38. Tramo completo de dos señales promediadas cada 200 muestras. Debajo, correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ej. 2)

En un tercer ejemplo, en el estudio de la señal promediada, se puede observar que la ventana de 200 ms aporta información más detallada de tramos concretos mientras que la de 500 ms aporta información más general y su forma es más suave.

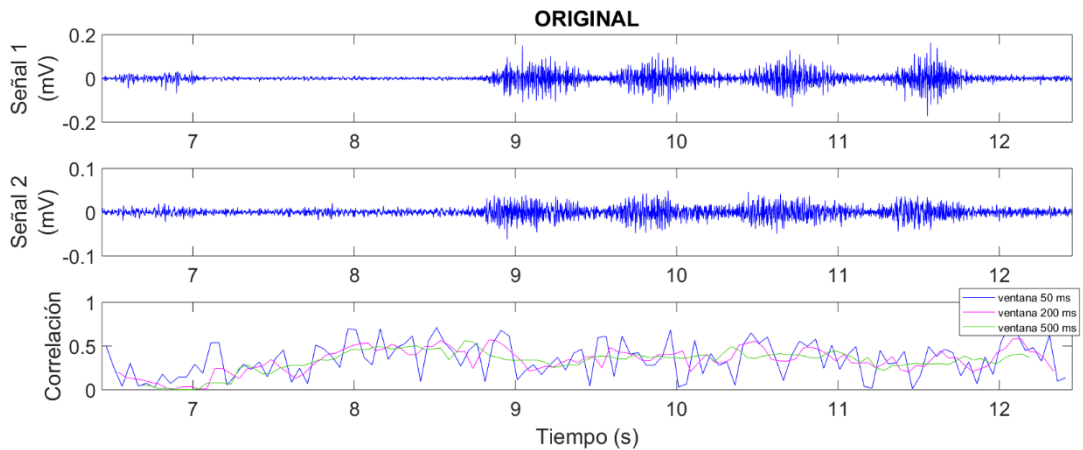


Figura 39. Tramo completo de dos señales. Debajo, coeficiente de correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ejemplo 3)

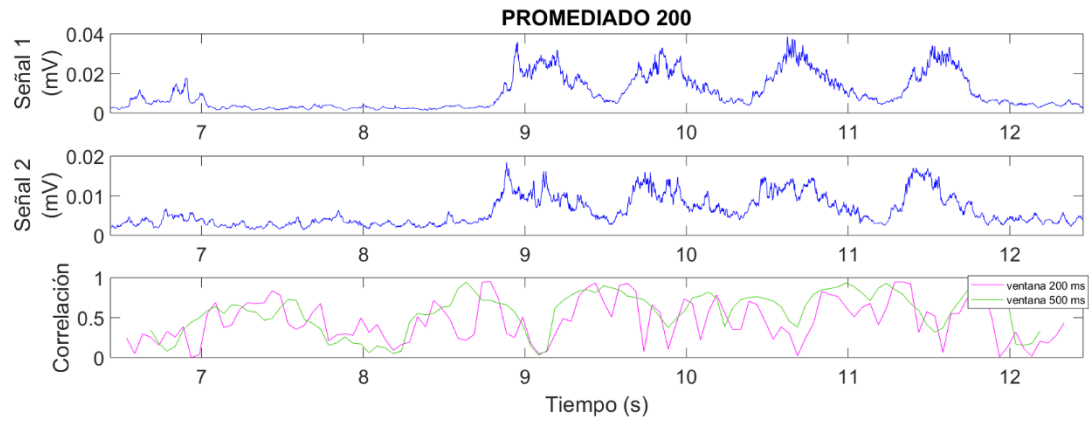


Figura 40. Tramo completo de dos señales promediadas cada 200 muestras. Debajo, correlación en el tiempo de dichas señales con un enventanado de 200 (magenta) y 500 ms (verde). (Ej. 3)

CAPÍTULO 5

5. CONCLUSIÓN Y LÍNEAS FUTURAS

| | |
|---------------------------|----|
| 5.1. Conclusión..... | 44 |
| 5.2. Líneas futuras | 45 |

5.1. Conclusión

Se puede concluir que el coeficiente de correlación lineal de Pearson no presenta un buen desempeño para estimar el grado de sincronización entre señales de músculos bilaterales si se aplica sobre las señales originales. Sin embargo, si este se aplica sobre las señales rectificadas y promediadas, sí que sería un buen estimador de la sincronización de los eventos contráctiles. Se ha comprobado que los mejores resultados se obtienen con un promediado de las señales de entre 50 y 200 muestras (rectificado y promediado), siendo preferible el uso del promediado cada 200 muestras.

Además del cómputo del coeficiente de correlación, se ha definido un parámetro para estimar el porcentaje de señal contráctil en un tramo en que se alternan secciones de activación con otras de basal.

En cuanto al tipo de electrodo a utilizar, se ha comprobado que, en el caso de las señales originales, los valores de correlación son mayores para los registros bipolares convencionales respecto de los registros bipolares concéntricos. No obstante, al realizar el promediado de las señales los valores de correlación para ambos tipos de registros son similares en el caso de los músculos suprahioides, manteniéndose valores inferiores para los registros BC en el caso de los músculos infrahioides. En futuros estudios en situaciones patológicas de deglución y disfagia se analizará qué tipo de electrodos presenta un mejor desempeño, diferenciando mejor la actividad asociada a sujetos sanos y sujetos patológicos.

El estudio de la sincronización en tramos de señal permite obtener, de manera automatizada, valores de la sincronización entre señales de los músculos bilaterales superficiales encargados de la deglución. Sin embargo, este método no permite conocer su variación a lo largo del tiempo y las posibles causas de los valores obtenidos. Estudiar la evolución de la sincronización con el tiempo resulta más recomendable para un análisis más detallado de este fenómeno.

Así, se ha desarrollado una herramienta para el estudio de la evolución de la sincronización bilateral de los músculos suprahioides e infrahioides mediante el cómputo de los coeficientes de correlación de las señales a lo largo del tiempo, realizando diferentes eventanados de señal. Los resultados obtenidos en el presente estudio recomiendan emplear valores de eventanados de señal entre 200 y 500 ms.

5.2. Líneas futuras

En estudios futuros se pretende ampliar el número de sujetos de la base de datos, así como estudiar otros parámetros estimadores del grado de sincronización entre señales, que no sólo tengan en cuenta la relación lineal entre las mismas sino la existencia de correlación no lineal o información mutua

Además, se contrastarán los resultados obtenidos en sujetos sanos con los de sujetos con disfagia y se comprobará el desempeño de los diferentes estimadores computados para estimar la correlación entre señales de músculos bilaterales como parámetros robustos para detectar la disfagia. Se pretende que la base de datos de sujetos con disfagia incluyera patologías con diversa etiología, es decir, que reúna disfgias de origen muscular y nervioso de diferentes tipos para comprobar si mediante los estimadores definidos se pueden identificar los diferentes tipos de disfagia y diferenciar las causas que la provocan.

CAPÍTULO 6

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Y. Miyaoka, "Quantitative Analysis of Activity Patterns in the Muscles of Mastication and Deglutition," in *Electrophysiological Monitoring [Working Title]*, IntechOpen, 2019.
- [2] E. Sejdic, G. A. Malandraki, and J. L. Coyle, "Computational Deglutition: Using Signal- and Image-Processing Methods to Understand Swallowing and Associated Disorders [Life Sciences]," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 36, no. 1, pp. 138–146, Jan. 2019.
- [3] A. Madhavan, L. A. Lagorio, M. A. Crary, W. J. Dahl, and G. D. Carnaby, "Prevalence of and risk factors for dysphagia in the community dwelling elderly: A systematic review," *J. Nutr. Heal. Aging*, vol. 20, no. 8, pp. 806–815, Oct. 2016.
- [4] R. Wirth *et al.*, "Oropharyngeal dysphagia in older persons – from pathophysiology to adequate intervention: A review and summary of an international expert meeting," *Clin. Interv. Aging*, vol. 11, pp. 189–208, Feb. 2016.
- [5] P. Clavé and R. Shaker, "Dysphagia: Current reality and scope of the problem," *Nature Reviews Gastroenterology and Hepatology*, vol. 12, no. 5. Nature Publishing Group, pp. 259–270, 22-May-2015.
- [6] M. Vaiman, "Standardization of surface electromyography utilized to evaluate patients with dysphagia," *Head Face Med.*, vol. 3, no. 1, 2007.
- [7] F. H. Netter, *Colección Ciba de ilustraciones médicas. Tomo III/1. Sistema digestivo. Conducto superior.*, SALVAT EDI. Barcelona (España), 1983.
- [8] J. Robbins, A. D. Bridges, and A. Taylor, "Oral, pharyngeal and esophageal motor function in aging," *GI Motil. online*, pp. 1–21, 2006.
- [9] M. Gordillo, "(PDF) MÚSCULOS DE LA MASTICACIÓN," 2018. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/324975900_MUSCULOS_DE_LA_MASTICACION. [Accessed: 20-Jul-2019].
- [10] M. Losada, "MÚSCULOS TEMPORAL, PTERIGOIDEO MEDIAL Y LATERAL." [Online]. Available: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/miguel-losada/fisioterapia-en-la-articulacion-temporomandibular-atm-musculos-temporal-pterigoideo-medial-y-pterigoideo-lateral/>. [Accessed: 22-Jul-2019].
- [11] B. Torres Gallardo, "Anatomofisiología de la deglución," Barcelona (España).
- [12] "Función de la laringe," 2015. [Online]. Available: <https://comofuncionaque.com/funcion-de-la-faringe/>. [Accessed: 22-Jul-2019].
- [13] "Un paseo por la musculatura infrahioidea y la glándula tiroides para acabar viendo la pleura apical | EFMH.ES." [Online]. Available: <http://efmh.es/un-paseo-por-la-musculatura-infrahioidea-y-la-glandula-tiroides-para-acabar-viendo-la-pleura-apical/>. [Accessed: 02- Aug-2019].
- [14] C. G. Gil and G. Desuter, "Neurolaryngological disorders and deglutition," in *Neurolaryngology*, Springer International Publishing, 2017, pp. 215–238.
- [15] "Los 12 pares craneales (nombre y posición) | Saber es práctico." [Online]. Available: <https://www.saberespractico.com/anatomia/los-12-pares-craneales-nombre-y-posicion/>. [Accessed: 02- Aug-2019].

- [16] “Tipos disfagia | Nestlé Health Science.” [Online]. Available: <https://www.nestlehealthscience.es/condiciones-medicas/envejecimiento/disfagia/vivir-con-disfagia/tipos>. [Accessed: 06- Aug-2019].
- [17] F. Espitalier *et al.*, “International consensus (ICON) on assessment of oropharyngeal dysphagia,” *Eur. Ann. Otorhinolaryngol. Head Neck Dis.*, vol. 135, no. 1, pp. S17–S21, Feb. 2018.
- [18] K. J. Lebus, “Videofluoroscopia: aspectos técnicos-procedimiento,” Buenos Aires (Argentina), 2016.
- [19] “Clinica Somno - Medicina del Sueño Nasofibroscopia.” [Online]. Available: <http://www.somno.cl/nasofibroscopia/>. [Accessed: 06- Aug-2019].
- [20] P. Chuhuaicura, G. Álvarez, M. F. Lezcano, A. Arias, F. J. Dias, and R. Fuentes, “Patrones de Deglución y Metodología de Evaluación. Una Revisión de la Literatura,” *Int. J. Odontostomatol.*, vol. 12, no. 4, pp. 388–394, Dec. 2018.
- [21] J. I. Ibarra Lúzar, E. Pérez Zorrilla, and C. Fernández García, “Electromiografía clínica,” *Rehabilitacion*, vol. 39, no. 6, pp. 265–276, 2005.
- [22] “Cable reutilizable para electrodos de aguja concéntrica – Equipos Interferenciales.” [Online]. Available: <https://interferenciales.com.mx/products/cable-reutilizable-para-electrodos-de-aguja-concentrica>. [Accessed: 12- Aug-2019].
- [23] D. Farina and C. Cescon, “Concentric-ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 11, pp. 1326–1334, 2001.
- [24] O. Makeyev, Q. Ding, and W. G. Besio, “Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes,” *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 80, pp. 44–52, Feb. 2016.
- [25] C. Ertekin, “Neurogenic Dysphagia in Brainstem Disorders and EMG Evaluation,” *J. Basic Clin. Heal. Sci.*, vol. 1, pp. 1–10, 2017.
- [26] S. Restrepo-Agudelo, S. Roldan-Vasco, L. Ramirez-Arbelaez, S. Cadavid-Arboleda, E. Perez-Giraldo, and A. Orozco-Duque, “Improving surface EMG burst detection in infrahyoid muscles during swallowing using digital filters and discrete wavelet analysis,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 35, pp. 1–8, Aug. 2017.
- [27] M. G. Rosenblum, A. S. Pikovsky, and J. Kurths, “Synchronization approach to analysis of biological systems,” *Fluctuation and Noise Letters*, vol. 4, no. 1. Mar-2004.
- [28] X. S. Yang, “Concepts of synchronization in dynamical systems,” *Phys. Lett. Sect. A Gen. At. Solid State Phys.*, vol. 260, no. 5, pp. 340–344, 1999.
- [29] O. V. Popovych and P. A. Tass, “Control of abnormal synchronization in neurological disorders,” *Frontiers in Neurology*, vol. 5, no. DEC. Frontiers Media S.A., 2014.
- [30] J. G. Semmler and M. A. Nordstrom, “A comparison of cross-correlation and surface EMG techniques used to quantify motor unit synchronization in humans,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 90, no. 1, pp. 47–55, Aug. 1999.
- [31] M. Hassan, J. Terrien, B. Karlsson, and C. Marque, “Spatial analysis of uterine EMG signals: Evidence of increased in synchronization with term,” in *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 2009, pp. 6296–6299.

- [32] J. Portillo, "El atragantamiento es la tercera causa de muerte no natural en España," *El país*, 2017.
- [33] S. Vaiman, Michael; Eviatar, Ephraim and Segal, "Surface electromyographic studies of swallowing in normal subjects: A review of 440 adults.," vol. Report 3., 2004.
- [34] E. Kendall, "Kendall™ Electrodo Medi-Trace MT200 FICHA TÉCNICA," 2016.
- [35] "MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico - MATLAB & Simulink." [Online]. Available: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. [Accessed: 16- Aug-2019].
- [36] "Coeficientes de correlación - MATLAB corrcoef - MathWorks España." [Online]. Available: <https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/corrcoef.html>. [Accessed: 16- Aug-2019].
- [37] E. A. Clancy, "Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 717–729, 1999.
- [38] P. J. Whelan, "Electromyogram recordings from freely moving animals," *Methods*, vol. 30, no. 2, pp. 127–141, Jun. 2003.
- [39] "Sign function (signum function) - MATLAB sign - MathWorks España." [Online]. Available: https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/sign.html?searchHighlight=signe&s_tid=doc_srchttitle. [Accessed: 17- Aug-2019].
- [40] "Wilcoxon rank sum test - MATLAB ranksum - MathWorks España." [Online]. Available: https://es.mathworks.com/help/stats/ranksum.html?searchHighlight=ranksum&s_tid=doc_srchttitle. [Accessed: 17-Aug-2019].

CAPÍTULO 7

7. ANEXOS

7.1. Anexo A

Consentimiento informado Comparación de electrodos concéntricos y convencionales bipolares durante el proceso de la deglución.

FECHA: (dd/mm/aaaa) _____

| DATOS DE LA PERSONA PARTICIPANTE | |
|----------------------------------|--|
| Identificación | |
| Apellidos | |
| Nombres | |
| Edad, sexo | |

Este Documento de Consentimiento Informado tiene dos partes:

- Información (proporciona información sobre el estudio)
- Formulario de Consentimiento (para firmar si está de acuerdo en participar)

Parte I: información Este documento consiste en una autorización para la realización de un procedimiento de registro y observación de algunas señales eléctricas y de sonidos emitidos en boca, rostro y cuello por parte de los músculos durante el proceso de tragar (deglución), de forma no invasiva, es decir utilizando una serie de sensores que se aplican sobre la piel. Usted puede autorizar o rechazar el procedimiento luego de conocer y comprender los beneficios y riesgos que pueda tener, y que han sido explicados por el equipo de investigación.

Justificación y objetivo de la investigación Tragar o deglutir es un proceso natural de los seres humanos, que se produce a lo largo de toda la vida, y permite entre otras funciones, que los alimentos masticados en la boca puedan llegar de manera segura al esófago y al estómago. Este proceso cuando se daña o altera se llama disfagia o trastorno en la deglución, y pone en riesgo la capacidad de nutrición, hidratación y respiración de la persona. Debilidad en los músculos del cuello, rostro y mandíbula, alteraciones en la faringe (órgano que conecta las fosas nasales, la boca, laringe y faringe) y lesiones en los nervios y estructuras del cerebro, causan trastornos de la deglución o disfagia. Cuando los daños o alteraciones comprometen nervios, cerebro y músculos encargados del acto de tragar, se agrupan bajo el nombre de desorden neuromotor, el cual, a su vez, es el conjunto de causas más frecuentes de disfagia en los adultos (en este grupo se incluyen enfermedades como Parkinson, esclerosis lateral amiotrófica, esclerosis múltiple, trauma encéfalo craneano y el ataque cerebrovascular). En términos generales cerca del 50 al 80% de las personas que posean un desorden neuromotor experimentan una disfagia. La disfagia es un problema frecuente que pone en peligro la vida, la nutrición y afecta la calidad de vida de los pacientes con desordenes neuromotores.

Existen profesionales de la salud especializados en diagnosticar, tratar y rehabilitar los trastornos de la deglución, que utilizan varias técnicas para poder evaluar la disfagia. Muchas de estas técnicas son costosas o de difícil realización, lo que lleva a la necesidad de ejecutar investigaciones sobre este tema para encontrar nuevas opciones de evaluación y seguimiento.

Procedimiento

Si usted acepta ingresar a este estudio, y es candidato para el mismo (es mayor de edad, no tiene infecciones en los dientes, no tiene malformaciones en la boca, no tiene cuerpos extraños en la boca y comprende bien las instrucciones), los profesionales del equipo de investigación, le aplicaran sobre la piel que rodea la boca, el mentón (o parte inferior de la cara o rostro) y en el cuello una serie de sensores pequeños (electrodos), con cuatro distribuciones diferentes (es decir, los sensores tendrán cuatro formas para ubicarse en su boca, mentón y cuello, para que los investigadores puedan detectar la mejor forma de ubicarlos en las personas con disfagia). Los sensores pequeños (electrodos) únicamente registran señales emitidas de los músculos que se encuentran por debajo de la piel de boca, mentón y cuello. Los sensores se adhieren a la piel mediante una cinta (igual a la que utilizan en los hospitales y clínicas).

Molestias o Riesgos esperados

Los sensores pequeños (electrodos) solo registran o captan señales eléctricas emitidas por sus músculos que están en la región de la boca, mentón y cuello, por lo tanto, NO son invasivos a su boca, no invaden más allá de su piel, y no producen ninguna descarga eléctrica o estimulación sobre su piel. Es decir, los sensores no producen ninguna sensación extraña, a diferencia de sentirlos ubicados alrededor de su boca, mentón y cuello.

Es posible que usted, sienta ansiedad o temor por la presencia de los sensores alrededor de su boca, mentón o cuello. Frente a esto el personal de investigación siempre estará a su lado, explicando el procedimiento y evaluando cualquier dificultad que se pueda presentar.

Beneficios

El presente estudio es el paso inicial y necesario para diseñar un nuevo equipo, de manera que beneficios inmediatos frente a problemas de salud (en este caso la disfagia por enfermedad de Parkinson, esclerosis lateral amiotrófica, ataque cerebrovascular y trauma craneo encefálico) no existirán. El beneficio será mediano o largo plazo, a partir de los datos recogidos en la investigación, puedan utilizarse por los profesionales de salud en el diagnóstico o seguimiento de la disfagia.

Participación Voluntaria

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Usted puede cambiar de idea más tarde y dejar de participar aun cuando haya aceptado antes.

Confidencialidad

Nosotros como equipo de investigación no compartiremos la identidad de aquellos que participen en el estudio. La información que sea recolectada se mantendrá confidencial. La información acerca de usted que se recogerá durante la investigación será puesta fuera de alcance de otros, y nadie sino los investigadores, tendrán acceso a verla y analizarla. Cualquier información acerca de usted tendrá un número en vez de su nombre.

Compromiso del equipo de investigación

Los profesionales del equipo de investigación, nos comprometemos a que usted reciba respuesta a cualquier pregunta y aclaración de dudas acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios y otros asuntos relacionados con la investigación (ya sea usted como persona sana o como persona con disfagia).

Limitantes expresadas por el paciente: (Hace referencia a restricciones como: Rechazo al contacto, participación del investigador en el registro o presencia en la atención, entre otras).

Parte II

CONSENTIMIENTO DEL VOLUNTARIO

He sido invitado a participar en la investigación. He entendido que el estudio consiste en un registro de los músculos al tragar o deglutir, y la no invasividad del procedimiento. Queda claro que no me aplicaran ningún medicamento, cirugía, intervención o modificaran mi forma de tragar.

Declaro que me encuentro satisfecho con la información obtenida del investigador, quien me ha dado la oportunidad de preguntar y resolver dudas que se me presentaron y todas ellas se han resuelto satisfactoriamente. A demás comprendo y acepto el alcance y los riesgos posibles que conlleva este procedimiento.

Me reservo expresamente el derecho a revocar mi consentimiento (cambiar mi decisión), en cualquier momento, antes o después de que se realice el procedimiento.

Nombre del Participante: _____ Fecha _____

Firma: _____

Nombre del investigador: _____ Fecha _____

Firma: _____

Responsables del proyecto

Javier García Casado,

Andrés Felipe Orozco Duque, Ing. PhD. Teléfono: 4600727 ext 5627 (Laboratorio de Ingeniería Biomédica – Instituto Tecnológico Metropolitano). Correo: andresorozco@itm.edu.co

REVOCATORIA AL CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ identificado con CC. N° _____ de _____ manifiesto que, en pleno uso de mis facultades mentales, y por mi propia voluntad, he decidido revocar el consentimiento que había otorgado previamente para la realización del procedimiento del registro de actividad electromiográfica con electrodos de superficie.

Nombre del Participante

CC. _____

Fecha: _____

7.2. Anexo B: Cuestionario Clínico para verificación de criterios de inclusión y exclusión

| Antecedentes médicos | Sí | No |
|--|----|----|
| ¿Presenta algún síndrome que afecte la deglución? | | |
| ¿Ha tenido cáncer de cabeza o cuello? | | |
| ¿Le ha sido diagnosticada Enfermedad Pulmolar Obstructiva Crónica (EPOC)? | | |
| ¿Le ha sido diagnosticado Síndrome de Sjögren? | | |
| ¿Se ha realizado alguna cirugía estética facial en los 2/3 inferiores de la cara? | | |
| ¿Usa toxina botulínica (BOTOX)? | | |
| ¿Tiene malformaciones congénitas en a boca (Ej. malformaciones en el paladar, labio leporino)? | | |
| ¿Presenta procesos inflamatorios "activos" (dolorosos y que dificulten la deglución) boca? | | |
| ¿Ha tenido fiebre acompañada de dolor en la cabeza en los últimos 3 días? | | |
| ¿Ha sufrido eventos cerebrovasculares en los últimos seis meses? | | |
| Hábitos personales | | |
| ¿Tiene piercing en la boca? | | |
| ¿Utiliza algún tipo de aparatología odontológica permanente? | | |
| ¿Es fumador? | | |
| ¿Qué cantidad de cigarrillos por día? | | |
| ¿Consume bebidas alcohólicas? | | |
| ¿Cada cuántos días? | | |
| ¿Consume sustancias psicoactivas? | | |
| ¿Qué sustancia consume? | | |
| ¿Con qué frecuencia consume estas sustancias? | | |

Tabla 11. Cuestionario Clínico para verificación de criterios de inclusión y exclusión

PRESUPUESTO

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

| | |
|---|---|
| ÍNDICE DE TABLAS..... | 1 |
| 1. Introducción..... | 2 |
| 2. Costes parciales | 2 |
| a. Cuadro de precios de la mano de obra | 2 |
| b. Cuadro de precios de los dispositivos hardware | 2 |
| c. Cuadro de precios de los materiales | 3 |
| d. Cuadro de precios del software | 3 |
| 3. Presupuesto total del proyecto..... | 4 |
| a. Presupuesto de ejecución material | 4 |
| b. Presupuesto de ejecución por contrata | 4 |
| c. Presupuesto total | 4 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|---|
| Tabla 1. Cuadro de precios de la mano de obra..... | 2 |
| Tabla 2. Cuadro de precios del hardware | 2 |
| Tabla 3. Cuadro de precios de los materiales | 3 |
| Tabla 4. Cuadro de precios del software..... | 3 |
| Tabla 5. Cálculo del presupuesto de ejecución material | 4 |
| Tabla 6. Cálculo del presupuesto de ejecución por contrata..... | 4 |
| Tabla 7. Cálculo del presupuesto total del trabajo | 4 |

1. Introducción

El objetivo de este documento es mostrar el coste de los recursos utilizados para llevar a cabo este trabajo.

2. Costes parciales

a. Cuadro de precios de la mano de obra

Para realizar el cálculo de los costes de la mano de obra se ha tenido en cuenta el salario de los agentes:

- Tutora y cotutor: *Gema Prats Boluda* y *Francisco Javier García Casado*, encargados de la supervisión del proyecto. Se hace referencia a ellos como *Ingeniero biomédico Senior*. El salario que se les ha asignado correspondiente al de un investigador del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería.
- El de la alumna de Grado de Ingeniería Biomédica, *María Beatriz Loureiro Casalderrey*, encargada de la realización del trabajo. Se le hace referencia como *Ingeniero Biomédico Junior*.

| Nº | Descripción | Precio | Horas | Total |
|----|-------------------------------------|-----------|--------------|-------------------|
| 1 | <i>Ingeniero biomédico Senior 1</i> | 30 €/h | 30h | 900.00 € |
| 2 | <i>Ingeniero biomédico Senior 2</i> | 30 €/h | 30 h | 900. 00 € |
| 3 | <i>Ingeniero Biomédico Junior</i> | 12.50 €/h | 300 h | 3.750.00 € |
| | | | TOTAL | 5.550.00 € |

Tabla 12. Cuadro de precios de la mano de obra

b. Cuadro de precios de los dispositivos hardware

En este apartado se muestran los costes del hardware, que incluye los equipos empleados para el registro y digitalización de las señales sEMG y el ordenador en el que se han realizado todos los cálculos y la memoria (Lenovo Yoga 910-13IKB).

| Nº | Descripción | Precio | Cantidad | Periodo de amortización | Intervalo amortizado | Total |
|----|--|------------|----------|-------------------------|----------------------|-----------------|
| 1 | Amplificador de bioseñales Grass® P511 | 5.060,81 € | 1 ud. | 10 años | 0.083 años | 42.00 € |
| 2 | Tarjeta de Adquisición NI USB-6229 BNC | 3626,00 € | 1 ud. | 10 años | 0.083 años | 30. 10 € |
| 3 | Ordenador portátil | 1.299,00 € | 1 ud. | 6 años | 0.67 años | 145.06 € |
| | | | | | TOTAL | 217.16 € |

Tabla 13. Cuadro de precios del hardware

c. Cuadro de precios de los materiales

Entre los materiales utilizados para este estudio se incluyen los utilizados para el registro de SEMG de los voluntarios (cables, electrodos, adhesivo) y los alimentos deglutidos (agua, yogur, galleta).

| Nº | Descripción | Precio | Cantidad | Total |
|----|----------------------------------|--------------|--------------|------------------|
| 1 | Cables | 3.40 €/ud | 7 ud. | 23.8 € |
| 2 | Electrodos anulares concéntricos | 15 €/ud | 132 ud. | 1980 € |
| 3 | Electrodos convencionales | 3.99 €/ud | 312 ud. | 1244.88 € |
| 4 | Adhesivo | 7.98 €/ud | 1 ud. | 7.98 € |
| 5 | Agua | 0.22 €/litro | 2 litros | 0.44 € |
| 6 | Yogur | 1.18 €/ud | 2 ud. | 2.36 € |
| 7 | Galleta | 1.50 €/ud | 2 ud. | 3 € |
| | | | TOTAL | 3262.46 € |

Tabla 14. Cuadro de precios de los materiales

d. Cuadro de precios del software

Se incluyen en este apartado los costes de uso del software para la digitalización, procesado y análisis de las señales, y el sistema operativo, procesador de textos hoja de cálculo y el programa de presentaciones usados a través del ordenador portátil para la realización del presente trabajo.

| Nº | Descripción | Precio | Periodo de amortización | Intervalo amortizado | Total |
|----|------------------------------------|----------|-------------------------|----------------------|----------------|
| 1 | Labview-Licencia de estudiante | 399.00 € | 1 año | 0.083 años | 33.12 € |
| 2 | Matlab 2017b – licencia estudiante | 250.00 € | 1 año | 0.67 años | 167.50 € |
| 3 | Windows 10 | 0.00 € | 0 años | 0 años | 0.00 € |
| 4 | Microsoft Office 365 | 149.00 € | 1 año | 0.67 años | 99.83 € |
| | | | | TOTAL | 300.45€ |

Tabla 15. Cuadro de precios del software

3. Presupuesto total del proyecto

a. Presupuesto de ejecución material

En este apartado se recogen los costes totales sin IVA de mano de obra, materiales, hardware y software, calculados en los apartados previos, que han sido empleados en el proyecto.

| DESCRIPCIÓN | TOTAL |
|--------------|-------------------|
| MANO DE OBRA | 5.550.00 € |
| HARDWARE | 217.16 € |
| MATERIALES | 3262.46 € |
| SOFTWARE | 300.45 € |
| TOTAL | 9.330.07 € |

Tabla 16. Cálculo del presupuesto de ejecución material

b. Presupuesto de ejecución por contrata

En el presente apartado se muestra el importe cobrado por el contratista. Se tiene en cuenta la parte proporcional de sus gastos generales y del beneficio industrial a obtener del proyecto.

| DESCRIPCIÓN | TOTAL |
|-----------------------------------|--------------------|
| PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL | 9.330.07 € |
| 13% GASTOS GENERALES | 1.212.90 € |
| 6% BENEFICIO INDUSTRIAL | 559.80 € |
| TOTAL | 11.102.77 € |

Tabla 17. Cálculo del presupuesto de ejecución por contrata

c. Presupuesto total

En este apartado se calcula el presupuesto total del proyecto incluyendo el Impuesto sobre el Valor Añadido (IVA).

| DESCRIPCIÓN | TOTAL |
|---------------------------------------|--------------------|
| PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA | 11.102.77 € |
| 21% IVA | 2.331.58 € |
| TOTAL | 13.434.35 € |

Tabla 18. Cálculo del presupuesto total del trabajo

El presupuesto total del presente Trabajo de Fin de Grado asciende a la cantidad de **TRECE MIL CUATROCIENTOS TREINTA Y CUATRO EUROS CON TREINTA Y CINCO CÉNTIMOS**.