



# **Análisis y desarrollo de nuevas variables electromiográficas y refleximétricas para el estudio de la función cráneo-mandibular**

**Autor: Luis Ignacio Fernández Rey**

*Maestría en Ciencias Odontológicas  
Función Cráneo-mandibular y Dolor Orofacial  
Facultad de Odontología  
Universidad de la Republica*

**Montevideo  
2018**



# **Análisis y desarrollo de nuevas variables electromiográficas y refleximétricas para el estudio de la función cráneo-mandibular**

**Autor: Luis Ignacio Fernández Rey**

Tesis presentada para la obtención del título de Magíster en Ciencias Odontológicas con énfasis en Función Cráneo-Mandibular y Dolor Orofacial, Facultad de Odontología – Udelar, Uruguay.

**Tutor: Prof. Dr. Marcelo Kreiner, PhD**

Montevideo  
Junio 2018

*La mente que se abre a una nueva idea, jamás volverá a su tamaño original.*

*Albert Einstein (1879 – 1955)*

## *Dedicatorias*

La presente tesis está dedicada a mis hijas, **Belén** y **Maite**, por ser el motor que me ha permitido seguir en camino y a mi esposa, **Cecilia**, fuente inagotable de buena energía.

A la memoria de **mi padre** *Luis Eduardo Fernández Olivera* (1951-2018) que lo perdí en el camino de este trabajo.

## ***Agradecimientos***

*Esta tesis no hubiera sido posible sin el apoyo de las siguientes personas, grupos humanos e instituciones:*

Al Prof. Dr. PhD **Marcelo Kreiner**, mentor, tutor y soporte imprescindible, gracias por la confianza que siempre depositaste en mí y por encender la chispa de la investigación.

Al Mag. **Bernardo Flores** por su capacidad para trabajar en el desarrollo del sistema utilizado en el presente trabajo, así como su disposición de estar siempre a la orden.

A los coautores de los trabajos que cimentaron esta tesis, los Dres. **Alejandro Francia**, **Guillermo Zanotta** y al Lic. en Estadística **José Piaggio**.

A los compañeros de la **Cátedra de Fisiología General y Bucodental** (Udelar), por su apoyo incondicional, en especial a las Dras. **Mirta Cosentino** y **Verónica Tanco** y al Dr. **Juan Barrios**

Al Prof. Dr. PhD **Fernando Ángeles Medina** por abrirnos las puertas del Laboratorio de Fisiología de la Universidad Autónoma de México (UNAM) y por el trabajo compartido.

Al **Departamento de diagnóstico y tratamiento de los trastornos temporomandibulares de la Facultad de Odontología** (Udelar) y a su director, actual decano, Prof. Dr. **Raúl Riva**.

A los Licenciados en Estadística, Mag. **Ramón Álvarez** y Mag. **Fernando Massa**, el primero en el soporte técnico al comienzo del camino y el segundo, tomando la posta para consolidar el trabajo.

A la MSc. **Susana Lorenzo**, Directora del Servicio de Epidemiología y Estadística, Facultad de Odontología, Udelar por el apoyo brindado.

Al **Personal de Biblioteca** de nuestra Facultad de Odontología por estar siempre a la orden.

Al **Consejo de Facultad de Odontología** por el apoyo institucional que permitió desarrollar posgrados académicos en nuestra casa de estudios, mi querida **Facultad de Odontología** de la Universidad de la República.

Al Prof. Dr. **Hugo Calabria**, pasado Decano de la Facultad de Odontología (Udelar) por el apoyo y la confianza.

A mi madre **Myriam**, mis hermanos **Pablo** y **Nicolás** y a mi abuelo el **Tata**. A mi tía **Mónica** y a mi abuela **Yayi**, que seguro, donde estén, se van a poner contentas, porque siempre lo hacían, cuando cumplía con uno de mis objetivos.

En especial a los pequeños bajitos de la familia que, sin darse cuenta, me motivaron a seguir, **María Clara**, **Martín**, **Romina** y **Santiago**.

## ***Tabla de contenidos***

- 1. Prefacio**
- 2. Resumen**
- 3. Abstract**
- 4. Abreviaturas**
- 5. Introducción**
  - 5.1 Registros electrofisiológicos
  - 5.2 Electromiografía y refleximetría
  - 5.3 Reflexímetro digital
  - 5.4 Reflejo inhibitorio masetérico
  - 5.5 Planteamiento del problema y justificación
- 6. Objetivos**
  - 6.1 Objetivos generales
  - 6.2 Objetivos específicos
- 7. Hipótesis**
- 8. Material y método**
  - 8.1 Experimentos I y II
  - 8.2 Modificaciones del reflexímetro
    - 8.2.1 Retroalimentación visual
    - 8.2.2 Estímulo mecánico
    - 8.2.3 Electrodo y conexión al sistema
    - 8.2.4 Software
  - 8.3 Experimentos III y IV
  - 8.4 Variables de estudio
  - 8.5 Consideraciones éticas
  - 8.6 Análisis estadístico
- 9. Resultados**
- 10. Discusión**
- 11. Conclusiones**
- 12. Referencias bibliográficas**

## ***Prefacio***

Esta tesis está basada en los siguientes trabajos de investigación, los cuales serán referenciados en el texto por sus números romanos.

- I.** Fernández I, Francia A, Piaggio J, Kreiner M. Analysis of fatigue in the ability to control the muscular effort trajectory in patients with temporomandibular disorders, 5th Latin American Region IADR Meeting. 5º Congreso Latinoamericano de Investigación Odontológica, Bogotá, Colombia, 2015.
- II.** Fernández I, Kreiner M, Francia A, Zanotta G, Piaggio J. Regulación voluntaria de la actividad contráctil del músculo masetero en individuos sanos y con trastornos temporomandibulares. Un potencial test diagnóstico. *Odontoestomatología*. 2017 Dic; 19(30):52-58.
- III.** Fernández I, Kreiner M, Flores B, Francia A, Massa F, Zanotta G, Ángeles Medina F. *New portable technique for the electromyographic analysis of the masseter muscle*. XXIX IADR Chile Division Annual Meeting, Santiago de Chile, Agosto 2017.
- IV.** Fernández I, Kreiner M, Massa F, Flores B, Angeles F. *Real-time biofeedback effect in masseter EMG symmetry in asymptomatic volunteers*. IADR Meeting. 96<sup>th</sup> General Session, Londres, Inglaterra, 2018.

## ***Resumen***

El estudio de los fenómenos electrofisiológicos y el desarrollo de técnicas que permitan comprender mejor la fisiopatología del sistema estomatognático, han sido motivo de numerosos estudios desde hace varias décadas. Sin embargo y a pesar de que los investigadores han mejorado los aspectos técnicos de los sistemas de captura y análisis electromiográficos aún persisten problemas relacionados a la estandarización de las técnicas de registro.

El presente trabajo consta de varios experimentos que surgen, de una línea en común, los trabajos I y II utilizaron un sistema de refleximetría fijo e incluyeron pacientes disfuncionales, registrándose una única variable de control motor. Para los experimentos posteriores (III y IV) y con el objetivo de mejorar los aspectos más débiles de los sistemas existentes se desarrollaron nuevas variables y se testearon algunas modificaciones incorporadas a un nuevo sistema de refleximetría. El trabajo I estudió el efecto de la fatiga muscular en el control muscular voluntario en pacientes con desordenes temporomandibulares, analizando el tiempo necesario requerido por el voluntario para desencadenar un estímulo estandarizado. Un trabajo posterior (II), estudió la misma variable, pero incluyó un grupo control, obteniendo una especificidad de la prueba del 93.7% y una sensibilidad del 60%. Para el experimento III, se incluyeron dos nuevas variables desarrolladas, las cuales fueron incorporadas a un nuevo sistema portátil. Las mismas fueron 1- tiempo necesario para desencadenar el estímulo y 2- número de intentos necesarios para desencadenar el mismo. Este nuevo sistema se utilizó para capturar el reflejo inhibitorio del músculo masetero en una muestra de 32 voluntarios, estudiantes de la Facultad de Odontología. En estos, la actividad contráctil de los maseteros fue guiada mediante retroalimentación visual, desencadenando la aplicación de un estímulo mecánico, estandarizado y computarizado. A cada voluntario se le realizaron 15 capturas electromiográficas, registrando de manera automática, en cada una de ellas, las nuevas variables de control muscular. En este tercer ensayo (III), la mediana de los tiempos para desencadenar el estímulo fue de 11.7 segundos. A su vez se constató una disminución significativa del número de intentos considerando las repeticiones en un mismo set de registros ( $p$ -valor=0,001). Por último en el trabajo IV, se agregó otra variable inédita, que fue el nivel de simetría muscular en el momento de la aplicación del estímulo. En relación a esta última, se constató una asociación significativa ( $p < 0,001$ ), al considerar el número de repeticiones con simetría mejorada en relación a su simetría basal.



Asimismo las modificaciones incorporadas al sistema funcionaron de manera óptima permitiendo el registro en todos los voluntarios incluidos, siendo capaces de controlar su esfuerzo contráctil de acuerdo al set de condiciones estandarizadas. Por último, el hecho de incorporar, variables de control muscular en el software, eliminando posibles sesgos, potencia su implementación en distintas líneas de investigación. Futuros trabajos incluirán pacientes disfuncionales con el objetivo de realizar estudios comparativos con este nuevo sistema.

*Palabras clave: Electromiografía, control motor y reflejo de descarga inhibitoria*

### ***Abstract***

For several decades, numerous studies have focused on studying electrophysiological phenomena and the development of different techniques that allow a better understanding of the stomatognathic system's physiopathology.

However, despite improvements made regarding recording system's technical aspects and electromyographic analysis, problems related to registration techniques standardization, still exist.

The present work consists of several studies that belong to a specific line of research. Studies I and II used a fixed refleximetry system, included sick patients, and registered a sole motor control variable. For posterior studies III and IV, aiming to improve the weakest aspects of the existing systems, new variables were developed and various modifications incorporated to a new refleximetry system were tested. Study I investigated muscular fatigue effect on muscular voluntary control in patients with Temporomandibular Disorder. It analyzed the time needed by the patient to trigger a standardized stimulus. Study II investigated the same variable as I, but incorporated a control group. It obtained a 93.7% specificity and 60% sensitivity. On Study III, two new variables were developed and included on a new portable system. The new variables were: 1- time needed to trigger the stimulus and 2- number of attempts needed to trigger the stimulus. This new system was used to capture masseter inhibitory reflex on 32 dental students' volunteers. Masseter contractile activity was guided by visual feedback, which triggered a mechanical, standardized and computerized stimulus. Fifteen electromyographic

records were performed on each volunteer, which automatically registered the new variables of muscle control. The median time for stimulus trigger found on study III was of 11.7 seconds. Also, a significant decrease on number of attempts, considering repetitions of a same registration set, was observed ( $p$ -value=0.001). Another unpublished variable, muscle symmetry during stimulus, was incorporated on study IV, and a statistical significance was found ( $p < 0.001$ ) when relating the number of attempts with improved symmetry to the basal symmetry.

System modifications worked perfectly well, and allowed recordings of all the volunteers, who were also capable to control their muscle's contraction following the standardized conditions set. In conclusion, adding muscle control variables to the software eliminates possible biases, and improves its employment on different lines of research. Future studies will include sick patients, with the purpose of performing comparative studies, using this new system.

*Key words: Electromyography, muscle control and inhibitory reflex.*

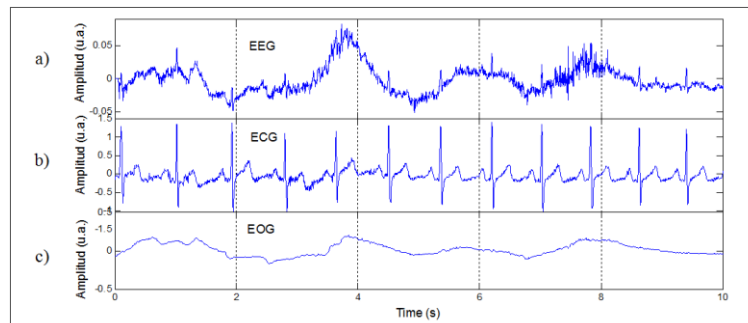
## *Abreviaturas*

<b>EMG</b>	Electromiografía
<b>RFXM</b>	Refleximetría
<b>RFX</b>	Reflexímetro
<b>PS</b>	Periodo de silencio
<b>RFXG</b>	Reflexigrama
<b>MCV</b>	Máxima contracción voluntaria
<b>TDE</b>	Tiempo para desencadenar el estímulo
<b>TTM</b>	Trastornos temporomandibulares
<b>RIM</b>	Reflejo inhibitorio masetérico
<b>CEPE</b>	Complejo electromiográfico postestímulo
<b>CC</b>	Corriente continua
<b>BFB</b>	Biofeedback
<b>RAV</b>	Retroalimentación visual
<b>V</b>	Volts
<b>Hz</b>	Hertz
<b>SENIAM</b>	Surface electromyography for non-invasive assessment of muscles

## ***Introducción***

### ***Registros electrofisiológicos***

La electrofisiología es la técnica que estudia las propiedades eléctricas de células y tejidos biológicos, registrando los cambios de flujo de corriente en las membranas celulares. Estos fenómenos bioeléctricos tienen lugar en los canales iónicos de la membrana de las neuronas y en células musculares. Mediante el empleo de electrodos se puede registrar las señales eléctricas asociadas con este flujo de iones para su posterior interpretación. Por lo tanto, la electrofisiología abarca la comprensión de la función del sistema nervioso, desde los niveles moleculares a los conductuales (Scanziani & Häusser, 2009). La exploración de estos registros electrofisiológicos resulta de gran utilidad diagnóstica en diversas áreas médicas y odontológicas (Fig. 1). En medicina, el electrocardiograma analiza los patrones bioeléctricos del corazón y constituye un estudio diagnóstico rutinario de gran importancia para la clínica cardiológica. Asimismo se aplican este tipo de técnicas, para detectar y localizar alteraciones de la retina y de las vías visuales (Madoz et al, 2009). En odontología, la captura de estos fenómenos bioeléctricos permite el análisis de la musculatura cráneo-mandibular tanto durante la función como también en distintas alteraciones funcionales (Costanzo et al, 2007; Coelho-Ferraz et al, 2009; Cecco et al, 2014; Valdés et al, 2014; Abdul Majeed A, 2017). Las técnicas de electrofisiología permiten el registro de la actividad eléctrica en una superficie reducida de tejido. No obstante, en los últimos años se vienen desarrollando líneas de investigación que mejoren las técnicas actuales de análisis, con el objetivo de poder capturar la distribución espacial de la actividad bioeléctrica.



*Figura 1. Registros electrofisiológicos en un polisomnograma (Correa & Leber, 2011)*

*a) Electroencefalograma, b) Electrocardiograma y c) Electro-oculograma*

## *Electromiografía y refleximetría*

La electromiografía (EMG) es una técnica ampliamente utilizada, la cual basa su análisis en el estudio de las señales eléctricas producidas durante la contracción del músculo (De Luca et al, 1997). Dicha actividad eléctrica generada durante la biomecánica muscular puede ser registrada y amplificada por un electromiógrafo. El registro obtenido constituye el electromiograma y su análisis permite conocer la actividad normal de un músculo, así como detectar cualquier desviación en los patrones normales de comportamiento. Es así que varios grupos de investigadores han utilizado la EMG como herramienta de estudio para la evaluación de la actividad muscular del Sistema Estomatognático (Besette et al, 1971, De Laat, 1985, García Moreira et al ,1994). En este sentido, la investigación de McNamara en la década del setenta, en la cual descubrió por medio de la EMG, la actividad antagónica de los dos haces del músculo pterigoideo lateral (destronando la antigua teoría de su actividad sinérgica), constituye un claro ejemplo del aporte de esta técnica (Mc Namara et al, 1973).

En el área cráneo-mandibular, debido al fácil acceso para la colocación de electrodos, la EMG se ha empleado frecuentemente en los músculos masetero y temporal con el fin de evaluar sus niveles de activación, consolidándose como la herramienta más difundida para evaluar la fisiología muscular (Besette et al, 1971; Widmalm et al, 1976; Hussein et al, 1983; García Moreira et al, 1990; Kreiner, 2001; Kumbüloğlu et al, 2013; De Felicio et al, 2013). Utilizando el mismo fundamento electrofisiológico de la EMG, se pueden estudiar algunos reflejos cráneo-mandibulares. Esta técnica se denomina refleximetría (RFXM) y aporta valiosa información acerca de la fisiología del sistema neuromuscular, durante la ejecución de arcos reflejos específicos. La exploración de dichos arcos reflejos es importante en la detección de lesiones de las vías nerviosas involucradas, constatando la existencia, exaltación o ausencia de los mismos. De todas maneras, si se desea una discriminación precisa, es necesario medir simultáneamente tanto el estímulo aplicado para evocar el reflejo, como la respuesta obtenida a dicho estímulo (Osorno et al, 2006). Es importante considerar que los potenciales evocados de dichos reflejos se deben dar bajo las mismas condiciones clínicas de fondo (reproducibilidad) y la respuesta puede registrarse por medio de la fuerza desarrollada, el desplazamiento logrado, o bien, por la señal electromiográfica producida a nivel del músculo activado (Ángeles Medina et al, 2008).

En suma, el trazado refleximétrico o reflexigrama (RFXG) es una gráfica de la actividad motora calculada a partir de la EMG. El mismo presenta las fluctuaciones entre la actividad basal de referencia y los cambios en la misma, antes, durante e inmediatamente después de la aplicación del estímulo. Uno de los reflejos más estudiados en el área odontológica es el reflejo inhibitorio del músculo masetero (RIM).

Los estudios refleximétricos han sido motivo de varios trabajos desde hace casi medio siglo, teniendo su auge a partir del descubrimiento de que el registro refleximétrico presentaba diferencias comparando individuos asintomáticos con pacientes con trastornos temporomandibulares (TTM) (Bessette et al, 1971). Posteriormente, muchos trabajos trataron de encontrar la real utilidad de este método, desarrollando con ese objetivo, sistemas semiautomáticos (Willems et al, 1982; Koidis et al, 1987; Buchner et al, 1992) y automáticos (Yamada et al, 1988; García Moreira et al, 1994; Ángeles Medina et al 2000; Flores B., 2015). Los trabajos que surgieron con dichos sistemas focalizaban el análisis en las ondas electromiográficas posteriores al desencadenamiento del estímulo, profundizando el estudio de variables como la latencia y el periodo de silencio (PS). Sin embargo, la obtención de resultados contradictorios entre distintos autores (McCall et al, 1981; Helling et al, 1983) y la baja sensibilidad diagnóstica, generaron el interés de algunos investigadores en incluir en sus trabajos los fenómenos electromiográficos que acontecen previos a la aplicación del estímulo. Es así que, García Moreira y colaboradores analizaron la trayectoria de la actividad motora del músculo masetero estudiando el RIM en pacientes sanos, definiendo patrones básicos de trayectorias de esfuerzo oclusivo (García Moreira et al ,1994). Siguiendo esta línea, años después, se publicó un artículo en donde se estudió el control voluntario de la fuerza de mordida en pacientes con TTM y en pacientes con parálisis cerebral (Alfaro Moctezuma et al, 1999). Los autores concluyeron que la disfunción de la articulación temporomandibular se asocia con dificultades en el control del esfuerzo contráctil y que la parálisis cerebral presenta dificultades adicionales en el ajuste motor contráctil. Por su parte, nuestro grupo, en un trabajo precedente, estudió el control motor de los músculos masetero, trapecio y frontal, en voluntarios asintomáticos, estudiando el tiempo necesario para desencadenar el RIM. Evaluando de manera indirecta, la habilidad en el control muscular, durante un esfuerzo contráctil voluntario, guiado mediante retroalimentación visual a tiempo real (Zanotta et al, 2013). La variable se cuantificó, registrando los segundos que le insumió al voluntario alcanzar un nivel de contracción preestablecida, condición necesaria, para desencadenar un estímulo neumático,

automático y estandarizado. El citado estudio piloto demostró que el tiempo necesario en voluntarios asintomáticos, para controlar la fuerza muscular era diferente para los músculos inervados por diferentes pares craneales. Resultando en un patrón de normalidad, los datos acumulados obtenidos de los músculos inervados por el nervio trigémino. Profundizando el análisis de esta variable en el músculo masetero, nuestro grupo estudió la asociación entre la simetría muscular y el control motor contráctil en voluntarios asintomáticos. Los mismos fueron divididos en dos grupos según su nivel de simetría muscular basal, considerando la mediana como punto de corte (baja y alta simetría). En el trabajo no se encontraron diferencias significativas al comparar los grupos, en la variable tiempo promedio para desencadenar el estímulo estandarizado ( $p$ -valor=0.6) (Zanotta et al, 2013).

### ***Reflexímetro digital***

El instrumento que registra y analiza la actividad electromiográfica, y que se usa para el estudio de los reflejos se llama reflexímetro (RFX). En la década del ochenta, se desarrolló en México un sistema que permite registrar, rectificar y promediar la actividad mioeléctrica del músculo masetero en el momento en el que se ejerce un golpe ascendente sobre la mandíbula (Ángeles F, et al, 1987,1989; García C et al, 1989; Nuño A et al, 1990). Dicho sistema se utilizó en trabajos que incluyeron pacientes con TTM (Ángeles Medina et al, 2000), pacientes con ortodoncia (Alfaro et al, 2003) y en niños (Osorno et al, 2012) entre otros. Años después, en 1994, se instaló en el Laboratorio de Fisiología de la Facultad de Odontología (Udelar) un clon de dicho sistema (Fig. 2), el cual fue utilizado en diversos trabajos incluyendo pacientes con dolor cráneo facial (Kreiner et al, 2001, 2002), pacientes portadores de prótesis completas bimaxilares (Fernández et al, 2010) y en trabajos que incluyeron el registro de varios pares craneanos de manera simultánea (Kreiner et al, 2012; Zanotta et al, 2013).



*Figura 2. Reflexímetro instalado en el Laboratorio de Fisiología Udelar*

Si bien estos sistemas sustentaron decenas de trabajos de investigación, el rápido avance de la tecnología, en especial de los sistemas computacionales y algunos problemas relacionados a la estandarización de las técnicas de registro, han vuelto obsoletos dichos instrumentos. Sin embargo, algunos grupos comenzaron a desarrollar diferentes sistemas de refleximetría que permitieran valorar de manera objetiva el estado de salud en distintos tipos de pacientes. En ese marco, recientemente se desarrolló en México un nuevo sistema de RFXM portátil. El mismo fue desarrollado en un trabajo conjunto entre la UNAM y el CINVESTAV de México en el marco de una tesis de posgrado (Flores Ramírez, 2015).

Posteriormente en el marco de trabajos de colaboración científica de nuestro grupo con dichas instituciones mexicanas, se realizaron intercambios académicos que incluyeron la instalación de un clon del sistema desarrollado originalmente por Flores y colaboradores (Flores Ramírez, 2015), el cual constituyó parte de la base instrumental del presente trabajo. En la tabla 1 se esquematizan las diferencias sustanciales entre los dos sistemas de refleximetría referidos, el primero instalado en el Laboratorio de Fisiología (Udelar) en la década del 90 y el segundo, el sistema recientemente incorporado.



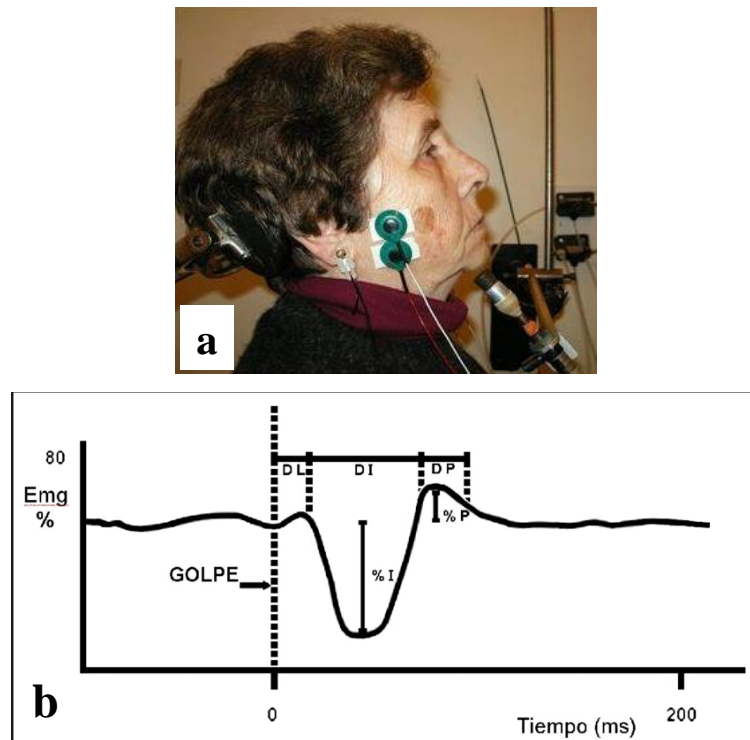
	<i>Reflexímetro (García Moreira et al, 1994)</i>	<i>Reflexímetro (Flores Ramírez et al, 2017)</i>
<b>Estímulo</b>	neumático	computarizado, motorizado
movilidad	fijo	portátil
<b>Umbral de disparo</b>	parcialmente editable (3 niveles)	totalmente editable (0-100 %)
<b>Tiempo de contracción</b>	fijo	totalmente editable
<b>Electrodos</b>	plásticos con centro metálico	descartables tipo uni o bipolares
gel conductor	necesario	no es necesario
<b>RAV</b>	barras horizontales blanco y negro	columna con franja a color
monitor RAV	mismo monitor que ingresa comandos	monitor independiente para RAV
individualización del RAV	común para todos	personalizado a cada voluntario
canal fuente de RAV	unilateral (derecho)	bilateral
<b>Filtros</b>	fijos	ajustables tipo notch de 50, 100, 150, 60, 120, 180 Hz
<b>Amplificación</b>	X 10000	seleccionable (analógica 1,2,4 y 8000 y digital 12 y 16000)
<b>Registro variables postestímulo</b>	latencia, área inhibitoria, área potenciadora (mediante el calculo manual)	16 variables de calculo computarizado (latencia, área inhibitoria, área potenciadora, relación de áreas, coeficiente de correlación)
<b>Registro variables pre-estímulo</b>	no	tiempo para desencadenar estímulo, cantidad de intentos y nivel de simetría en el momento estimulación

*Tabla 1. Esquema de las diferencias entre los dos sistemas utilizados en el Laboratorio de Fisiología (Udelar).*

### ***Reflejo Inhibitorio Masetérico***

En la década del setenta, se propuso el nombre de microrreflejos para aquellas respuestas automáticas que acontecen sobre una actividad motora preexistente y que exhiben una fuerte dependencia de tal actividad (Bickford et al, 1972). En ese sentido la actividad de los músculos elevadores de la mandíbula puede ser inhibida transitoriamente por una estimulación perioral (Turker et al, 1988, González et al, 1994). Esta respuesta refleja puede ser registrada en un electromiógrafo, evidenciándose en el mismo, un periodo de supresión de la actividad muscular, conocido como periodo de silencio. Cuando dicho fenómeno es estudiado en el musculo masetero, el mismo se conoce como, reflejo inhibitorio masetérico (RIM), el cual es inducido al aplicar un estímulo en el mentón durante la realización de un esfuerzo oclusivo voluntario. En términos prácticos, este sistema de control nervioso se pone de manifiesto, por ejemplo, cuando durante la masticación, estamos mordiendo un trozo de alimento duro y este se fractura bruscamente. En ese momento enfrentamos la gran fuerza muscular desarrollada por la potente actividad de los músculos elevadores contra el peso de la mandíbula de aproximadamente 400 gramos. Este desbalance de fuerzas determinaría una aceleración mandibular muy importante, lo cual potencialmente, es muy nocivo para el sistema, particularmente para el dentario. Este fenómeno también puede desencadenarse experimentalmente al aplicar un estímulo en el

mentón, cuando el paciente se encuentra realizando un esfuerzo oclusivo contráctil (Fig. 3a).



*Figura 3a. Estímulo mecánico en zona mentoniana para desencadenar el RIM. Nótese electrodos reutilizables unipolares y electrodo de referencia en lóbulo auricular. 3b. Morfología de un reflexigrama típico: DL-Duración de la latencia; DI-Duración de la inhibición; DP-Duración de la potenciación; %I- Porcentaje de inhibición; %P- Porcentaje de potenciación.*

Al ser una respuesta refleja que modula una actividad motora preexistente, sus características están reguladas por el esfuerzo muscular de fondo y el estado de concentración o atención de la persona (García Moreira et al, 1990). En particular el estudio del PS ha llamado la atención de los investigadores como una posible herramienta para el diagnóstico en odontología, cuando un grupo de investigadores demostraron que la duración del PS evocado dentro de la EMG por este reflejo, se encontraba modificado en pacientes con TTM (Bessette et al, 1971). Dicha supresión EMG es el resultado de un mecanismo reflejo de tipo inhibitorio y de corta duración, donde se encuentran involucrados receptores articulares, husos neuromusculares y propioceptores periodontales, estos últimos son los encargados de enviar la señal que se interpretará para inhibir la señal motora eferente (Aramidech et al, 2002). Aplicando la técnica de promediación utilizada para evocar potenciales evocados en electroencefalografía,

algunos autores describieron la respuesta integral del RIM, el cual incluye la onda inhibitoria, definida como PS, seguida de una onda de potenciación (Bickford et al, 1972; Godeax et al, 1975) (Fig. 3b). Trabajos posteriores ratificaron aquellos descubrimientos, encontrando resultados similares, definiéndose de esa manera los parámetros refleximétricos del RIM. Siguiendo esa línea propusieron como denominación para dicho complejo de ondas electromiográficas, el nombre de complejo electromiográfico postestímulo (CEPE) o PSEC, por sus siglas en inglés (Van Der Glas et al, 1981; De Laat et al, 1985). Unos años después, Van der Glas y Van Steenberghe retomaron estos estudios y lograron obtener una alta reproducibilidad de los resultados, pero restringieron la estimulación a un solo diente, sobre el cual aplicaron un estímulo suave, evocando el reflejo en un propioceptor previamente aislado (Van Der Glas et al, 1989).

### ***Planteamiento del problema y justificación***

La obtención de resultados contradictorios entre distintos autores (McCall et al, 1981; Hellsing et al, 1983; Turker et al, 1988; Jensen et al 1993) y la baja sensibilidad diagnóstica, se plantean como limitantes para la consolidación de la RFXM como técnica complementaria de interés clínico. Asimismo, y a pesar de décadas de estudio, no se han encontrado en las variables estudiadas correlaciones con distintos cuadros clínicos (De Laat et al, 1985; Turker et al, 1988; Van Der Glas et al, 1989). A su vez, casi todos los trabajos centralizan sus estudios en el análisis de las variables posteriores a la aplicación del estímulo, las cuales no han podido consolidar su impacto. No obstante, desde hace décadas, algunos autores, ya enfatizaban en el hecho de que la atención no debía restringirse únicamente al PS (García Moreira et al, 1994). Del mismo modo son varios los trabajos que sustentan la importancia clínica de estudiar el control masticatorio mediante el análisis de las respuestas reflejas (Cruccu et al, 1986; Ángeles Medina et al, 1992; García Moreira et al, 1994). Sin embargo los sistemas de registro existentes presentan debilidades en algunos aspectos metodológicos, que necesitan ser perfeccionados. Por tal motivo, en esta serie de trabajos se incluyeron pruebas con dos sistemas de refleximetría, analizando el comportamiento en voluntarios asintomáticos y en pacientes con TTM. Asimismo se desarrollaron variables pre estímulo originales con el objetivo de profundizar el estudio de la RFXM cráneo-mandibular. En la tabla 2 se resumen los trabajos ejecutados por nuestro grupo. Todos ellos pertenecientes a la misma línea de investigación.

Año	Trabajo	Vol.	n	Edad Género	Músculo	Set experimental	Sistema	Variables	Resultados	
I	2013	sanos	16	23 a 10F 6M	M a s e t e r o	6 repeticiones	R M	Tiempo para desencadenar el estímulo	Patrón de normalidad en el masetero	
	Association between muscle asymmetry and the ability to control the muscular trajectory using biofeedback								No se encontraron diferencias significativas al comparar los tiempos entre los grupos de baja (15- 31%)= 10,98s y de alta simetría (31-72%) =10,27s (p=0.6).	
	2015	DTM	10	44 a 6F 4M		12 repeticiones			9 4	No se constataron diferencias al comparar las primeras seis repeticiones con las últimas seis
	2017	sanos y DTM	31 GC16 DTM 15	44 a 23F 8M		6 repeticiones			R M	Tiempo para desencadenar el estímulo
2017	Nueva técnica portátil para el estudio del control motor del musculo masetero en individuos sanos				Mediana tiempo= 11,7s Disminución número de intentos en mismo set experimental (p-valor=0,001)					
IV	2018	sanos	32	23 a 14F 18M	1 5 c i o n e s	R M	Nivel de simetría	Los voluntarios con bajo nivel de simetría, mostraron mayor cantidad de intentos con simetría mejorada (p-valor<0,001)		

Tabla 2. Resumen de los trabajos ejecutados incluidos en la línea de investigación  
Los trabajos referenciados con números romanos pertenecen a la presente tesis

Referencias: **RM 94:** Reflexímetro Garcia Moreira et al, 1994

**RM 17:** Reflexímetro Flores Ramirez et al modificado por nuestro grupo

## Objetivos

### Generales:

- Desarrollar un nuevo sistema para el estudio de la fisiología cráneo-mandibular.
- Crear, incorporar al sistema y analizar nuevas variables para el estudio RFXM y EMG.
- Consolidar un equipo de trabajo multicentrico en la referida área.

## ***Específicos:***

### Experimento **I**

- Estudiar el efecto de la fatiga muscular en relación a la variable TDE en pacientes con TTM.

### Experimento **II**

- Realizar un estudio comparativo del TDE entre voluntarios asintomáticos y pacientes con TTM.

### Experimento **III**

- Analizar el TDE en un grupo de voluntarios asintomáticos.
- Cuantificar el número de intentos que cada voluntario necesitó para desencadenar el estímulo y su comportamiento durante el set experimental.

### Experimento **IV**

- Estudiar el grado de simetría del músculo masetero en el momento de la ejecución del estímulo (SME) y su comportamiento durante el set experimental.
- Relacionar el nivel de SME con la simetría muscular basal (SMB).

*Nota: Los experimentos I y II fueron realizados con el RFXM fijo desarrollado por García Moreira y colaboradores, 1994. Mientras que los trabajos III y IV se llevaron a cabo con el nuevo sistema de RFXM desarrollado por Flores y colaboradores 2015 y modificado por nuestro grupo.*

## ***Hipótesis***

### Experimento **I**

- La fatiga muscular tendrá un efecto en la variable TDE en pacientes con TTM.

### Experimento **II**

- Habrá diferencias en relación a la variable TDE entre voluntarios asintomáticos y en pacientes con TTM.

### Experimento **III**

- Los cambios incluidos en el sistema de refleximetría permitirán capturar de manera automática, la actividad muscular de los voluntarios incluidos en el trabajo.

- Las variables incluidas (*tiempo y número de intentos*) tendrán un comportamiento con baja dispersión, lo cual permitirá realizar estudios comparativos incluyendo pacientes disfuncionales.

#### Experimento *IV*

- El nivel de simetría muscular en el momento de desencadenar el estímulo tendrá un comportamiento con baja dispersión durante el set experimental.
- El nivel de simetría muscular en el momento de desencadenar el estímulo tendrá relación con el nivel de simetría basal de los voluntarios.

## ***Material y método***

### ***Experimento I***

Esta fase que incluyó un trabajo descriptivo, cuantitativo, de tipo transversal y experimental, contó con la participación de diez pacientes con TTM (cuatro hombres y seis mujeres, con un promedio de edad de 44 años) reclutados de manera consecutiva derivados del Departamento de diagnóstico y tratamiento de los trastornos temporomandibulares de la Facultad de Odontología (Udelar). Como criterios de inclusión se consideraron la presencia de un mínimo de seis piezas por cuadrante y la presencia de alteraciones musculares y/o articulares del sistema estomatognático. Los pacientes concurrían a los registros con una historia clínica interdisciplinaria, con un diagnóstico clínico que ratificaba su inclusión.

Una vez incluido en el estudio, se procedió a explicar la metodología de trabajo. A continuación se realizó la conexión del voluntario al reflexímetro (*García Moreira et al, 1994*), lo cual permitió controlar su fuerza muscular oclusal en tiempo real a través de biofeedback visual. Para esto se conectó de manera bilateral al músculo masetero, utilizando electrodos descartables bipolares (BioFlex, BioResearch Associates, Inc., Brown Deer, WI, USA). Para la colocación de los mismos, se solicitó al voluntario llegar a oclusión máxima, de manera de evidenciar el vientre del músculo, y allí siguiendo la dirección de las fibras adherir el electrodo.

Para todos los casos se colocó un tercer electrodo de referencia o de tierra (ground electrode) en el músculo trapecio. La señal se amplificó por diez mil sobre banda pasante plana desde 0,1 a 1.000 Hz. La conversión A/D se efectuó a 3.300 (m.p.s.) y 1/256 (8 bits).

Para la retroalimentación visual, el EMG rectificado e integrado se presentó bajo forma de barras en un monitor. El reflejo inhibitorio se obtuvo por la aplicación de un estímulo neumático estandarizado en el mentón. Se realizaron doce repeticiones en el set experimental, registrando en cada una de ellas el tiempo que le insumió a cada voluntario controlar su esfuerzo contráctil, de manera de alcanzar el umbral de disparo (40-60% del MCV) del estímulo estandarizado. En la figura 4 se observa el set experimental y se simulan tres situaciones de contracción muscular, ilustrando el nivel de contracción estandarizado y preestablecido para el desencadenamiento automático y computarizado del sistema de estimulación. La secuencia de doce repeticiones fue dividida para su análisis en dos grupos, las primeras seis (R1-6) y seis restantes (R7-12).

### ***Experimento II***

Esta fase que incluyó un trabajo descriptivo, cuantitativo, de tipo transversal, experimental y controlado se realizó sobre una muestra de 31 voluntarios (13 hombres y 18 mujeres con un promedio de edad 44 años), de los cuales 16 eran voluntarios asintomáticos y los restantes 15, pacientes con TTM. El grupo experimental se constituyó por pacientes reclutados de manera consecutiva derivados del Departamento de diagnóstico y tratamiento de los trastornos temporomandibulares de la Facultad de Odontología (Udelar). Para el grupo control se incluyeron voluntarios jóvenes asintomáticos, estudiantes de primer y segundo año de la carrera de Doctor en Odontología (Udelar, Generación 2017).

Se utilizó el mismo reflexímetro que en el experimento I, en este ensayo se incluyeron voluntarios asintomáticos.

Los siguientes criterios fueron tenidos en cuenta:

#### **Criterios de inclusión grupo control:**

- Presencia de un mínimo de seis piezas por cuadrante.
- Ausencia de dolor muscular y/o articular.
- Ausencia de limitaciones funcionales.
- Ausencia de trastornos discales.

**Criterios inclusión grupo TTM:**

- Presencia de un mínimo de seis piezas por cuadrante.
- Presentar alteraciones musculares y/o articulares del sistema estomatognático.

**Criterios de exclusión para ambos grupos:**

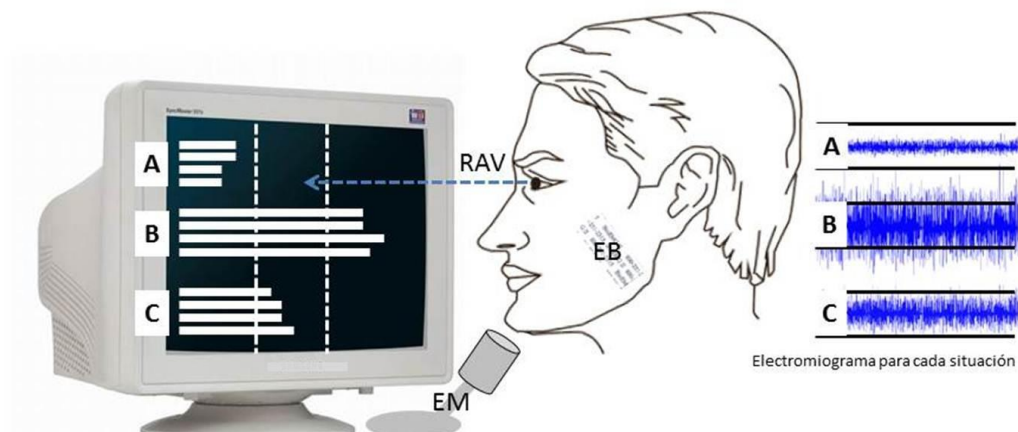
- Mujeres embarazadas.
- Presencia tratamiento ortodóncico.
- Enfermedades neurológicas o alteraciones siquiátricas.
- Dolor de origen distinto al musculoesquelético.
- Pacientes que consuman relajantes musculares, antiinflamatorios en forma habitual y que no puedan suspender su administración por lo menos 48 horas antes de los registros electromiográficos.
- Pacientes que consuman antidepresivos en forma habitual y/o como parte de un tratamiento médico.

**Criterios de eliminación:**

- Aquellos voluntarios que asistieron a la instancia de registros, y que por motivos de patologías agudas hayan tenido que recurrir a fármacos descritos en los criterios de exclusión.

A cada voluntario se le realizaron seis capturas registrando en cada una de ellas, el tiempo que cada individuo necesitó para controlar su fuerza contráctil hasta alcanzar un nivel de contracción preestablecido. Los tiempos necesarios para desencadenar el estímulo en cada una de las seis capturas fueron registrados en una planilla diseñada para cada paciente, para su posterior análisis estadístico.





**Figura 4. Set experimental de los experimentos I y II y niveles de contracción:**  
**A:** Contracción subumbral, **B:** Contracción supraumbral, **C:** Contracción preestablecida necesaria para desencadenar el estímulo, **RAV:** Retroalimentación visual a tiempo real, **EM:** Estímulo mecánico estandarizado, **EB:** Electrodo bipolar

### ***Modificaciones del reflexímetro***

*Antes de considerar este apartado, resulta pertinente tener presente las siguientes consideraciones:*

*Para los experimentos I y II, nuestro grupo utilizó como herramienta de análisis el reflexímetro desarrollado por García Moreira y colaboradores en la década de los noventa. Posteriormente, en el año 2015, Bernardo Flores Ramírez y colaboradores diseñaron y desarrollaron un sistema de refleximetría computarizado portátil, que mejoró sustancialmente los aspectos más débiles de los sistemas precedentes. Este último sistema (de aquí en adelante, referido como sistema original) fue a su vez modificado por nuestro grupo para servir como herramienta técnica de los experimentos III y IV de la presente tesis. Las particularidades de estos dos últimos trabajos serán comentadas más adelante. A continuación se detallan las modificaciones que se incorporaron al sistema de refleximetría de Flores Ramirez y se detallan las nuevas variables incluidas para el estudio del control muscular voluntario.*

El sistema original, desarrollado por Bernardo Flores Ramírez y colaboradores se sustenta en los trabajos realizados por el Dr. Fernando Ángeles Medina y colaboradores (Ángeles, F et al, 1987, 1989, 1994, 2000, 2004, 2008) y se integra de tres componentes principales:

**Sistema Mecánico:** Es el encargado de ejercer el estímulo sobre la mandíbula en el momento en el que el sujeto de prueba mantiene la contracción mandibular voluntaria durante el tiempo y el umbral de fuerza ajustado por el operador en el programa. El estímulo sobre la mandíbula se ejerce por una masa cilíndrica de 2.5 cm de diámetro por 3 cm de alto sujeta a un motor de CC con engranaje reductor 80:1 a través de un brazo de acople.

**Sistema Electrónico:** Es el encargado de la adquisición, acondicionamiento (ganancia y ajuste de línea base) y filtrado de la señal bilateral EMG del músculo masetero, conversión analógica/digital y comunicación con la PC.

**Interface de usuario:** Es el vínculo entre el operador, el paciente y el sistema de refleximetría, se encarga de administrar y gobernar las tareas realizadas por dicho sistema de acuerdo a las necesidades del operador. Asimismo el sistema cuenta con dos programas; uno de captura (*REFLEX – Registros*) y el otro de análisis de datos (*REFXG – Análisis*).

La figura 5 ilustra las características principales correspondientes a la etapa de procesamiento y despliegue del sistema.

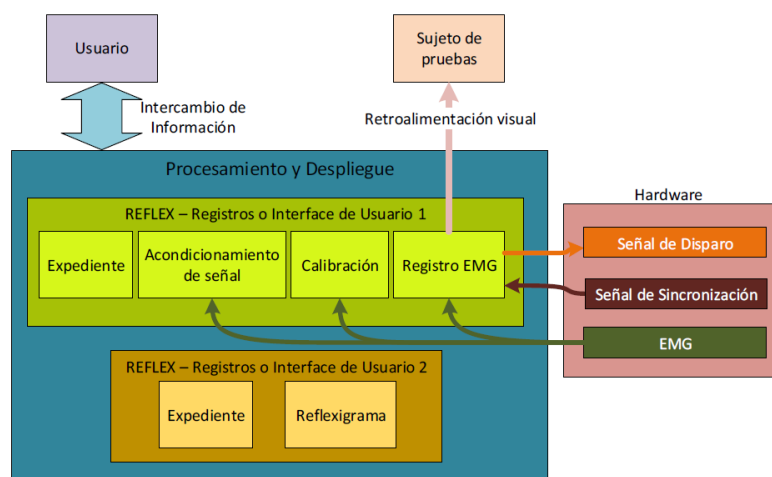


Figura 5. Diagrama de bloques de la etapa Procesamiento y Despliegue

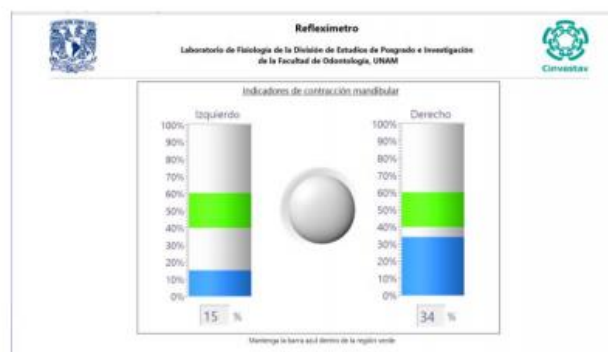
(Flores Ramirez 2015).

Previo a la recolección de los datos y a la conexión de los voluntarios al sistema de refleximetría, se describen las modificaciones incluidas. Tomando como referencia el sistema original, desarrollado originalmente por Flores, y en base a las pruebas realizadas

durante la etapa de instalación y calibración, surgieron innovaciones en algunos aspectos del sistema, los cuales se detallan a continuación. En primer lugar se hace una breve reseña del componente en cuestión, para luego describir la modificación realizada.

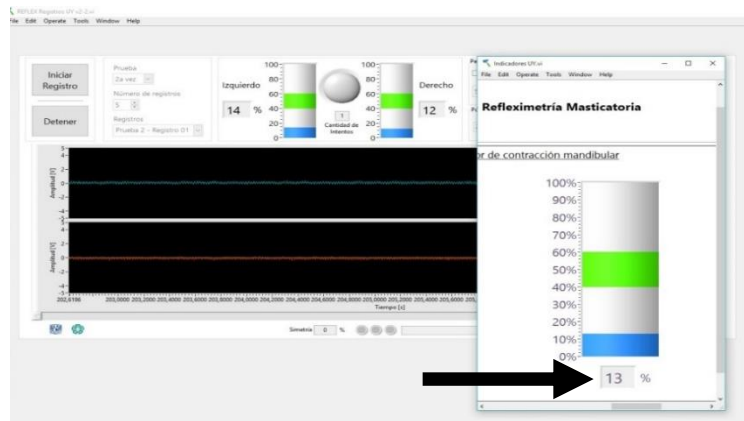
### ***Retroalimentación visual***

La retroalimentación visual (RAV) o biofeedback (BFB) consiste en informar al voluntario acerca del resultado de su esfuerzo contráctil de una manera objetiva y sensible a la vez, permitiendo correcciones en cualquier momento del set experimental (Van Der Glas et al, 1981; Koidis et al, 1987; Hefftner et al, 1988). Una vez iniciado el registro EMG el programa calcula cada 0.6 s el voltaje pico a pico de dicha señal mostrando el valor gráficamente como un porcentaje de la contracción mandibular máxima promedio. Estos indicadores son desplegados al sujeto de pruebas en una nueva ventana (para su despliegue en un segundo monitor) que facilita la retroalimentación visual del nivel de contracción muscular mandibular ejercido. Durante el registro EMG el programa utiliza los valores incluidos por el operador para determinar si el sujeto de pruebas ha mantenido la contracción mandibular de forma continua en el rango y tiempo establecidos. Si ambas condiciones se cumplen el programa envía una señal de disparo hacia el sistema mecánico, pasando por el sistema electrónico, desencadenando el estímulo sobre la mandíbula. En el sistema original el voluntario observaba su actividad muscular en forma de barras (Fig. 6). Para el mismo se expresaban una barra para cada lado del paciente, derecho e izquierdo.



*Figura 6. Biofeedback previo a la modificación.  
El voluntario visualizaba dos barras en el monitor*

En la instancia de pruebas del sistema, constatamos la dificultad que este tipo de BFB, representaba para el control muscular por parte de los voluntarios. La modificación planteada para subsanar dicha limitación, fue la de promediar las actividades de los lados derecho e izquierdo y mostrar en la pantalla del BFB una sola barra indicando el esfuerzo contráctil voluntario promedio (Fig. 7).

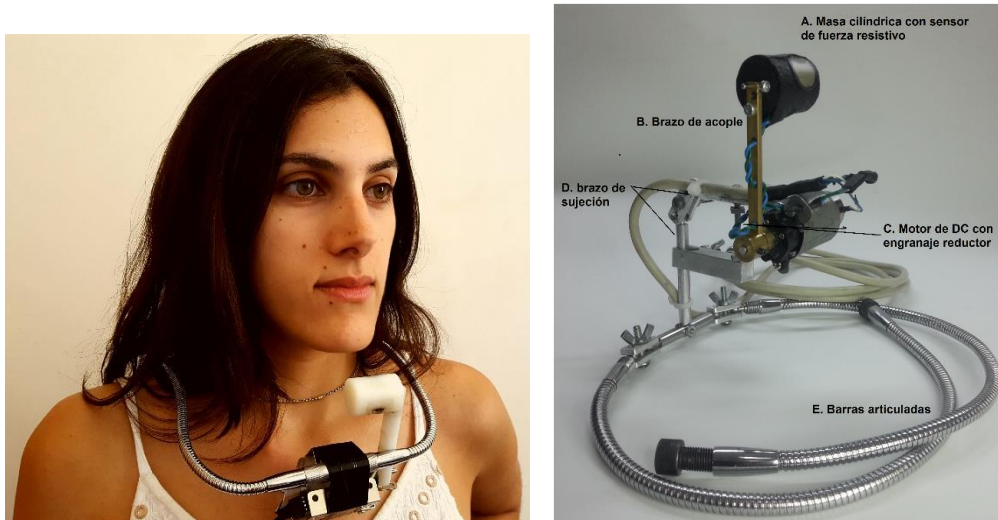


*Figura 7. Biofeedback modificado. La flecha señala la actividad promedio*

Cabe aclarar que si bien el voluntario visualiza una sola barra de BFB para guiar su esfuerzo contráctil voluntario, el sistema registra, como se observa en la figura 7, los valores de contracción de ambos lados de manera independiente. De esta manera el sistema almacena el nivel de contracción de ambos lados y en base a estos, calcula y registra automáticamente el nivel de simetría muscular.

### ***Estimulo mecánico***

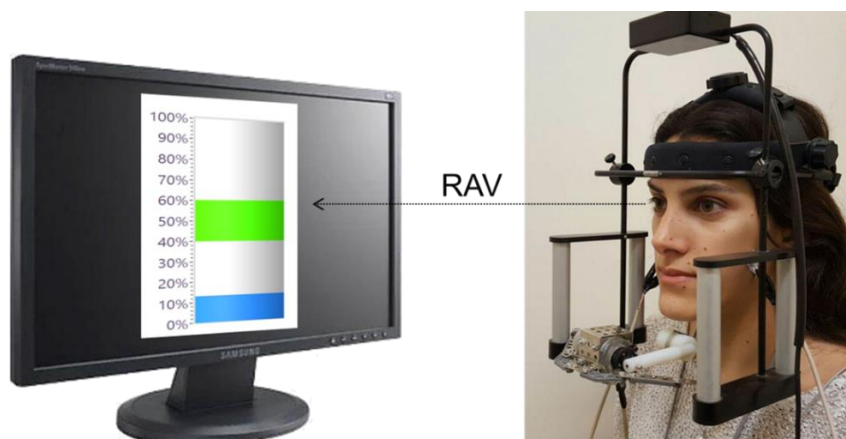
Esta etapa es la encargada de ejercer la estimulación sobre la mandíbula en el momento en el que el sujeto de prueba, mantiene la contracción muscular mandibular voluntaria, durante el tiempo y el umbral de fuerza ajustado por el operador. Para determinar el momento en el que se ejerció el golpe sobre la mandíbula, el sistema cuenta con un sensor de fuerza resistivo sobre la superficie de la masa cilíndrica que al momento de ser presionado envía la señal de sincronización hacia el sistema electrónico. El sistema original utilizaba un soporte alrededor del cuello con barras articuladas (Fig. 8), el cual fue modificado por presentarse inestable en las etapas de pruebas del sistema.



*Figura 8. Sistema de anclaje del estímulo mecánico*

*Izquierda: En posición en un voluntario Derecha: Detalle del sistema.*

El sistema de barras articuladas apoyado en los hombros del voluntario presentaba la debilidad que cualquier movimiento involuntario del paciente, interfería inevitablemente en la posición de la aplicación del estímulo. Para mejorar el sistema de estimulación, se diseñó un soporte con barras metálicas ajustables y se acopló al casco del sistema Biopak® (Fig. 9). Este nuevo sistema al ir acoplado a un casco que ajusta perfectamente a la cabeza del voluntario permite una estabilidad y una repetitividad óptima en la aplicación del estímulo.



*Figura 9. Estímulo mecánico acoplado al casco del sistema Biopak®.*

A los efectos de corroborar la estabilidad del nuevo sistema de soporte para el estímulo mecánico, se realizó una prueba utilizando el sistema de electrognatografía del sistema Biopak®, el cual permite graficar el recorrido del brazo mecánico del estímulo. Para el

análisis de la repetitividad, se diseñó un set experimental, sin conectar a un voluntario, y se desencadenó el estímulo, de manera consecutiva, sesenta veces. El análisis gráfico, en los tres planos del espacio, permitió concluir que el desplazamiento máximo, entre los recorridos más distantes, fue de 0.8 mm, en los tres planos del espacio. (Fig. 10).

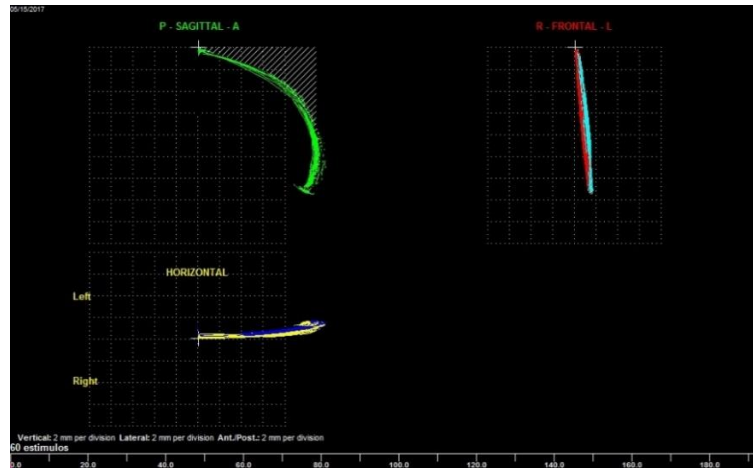


Figura 10. Repetitividad del estímulo con el nuevo soporte estabilizador

### ***Electrodos y conexión al sistema***

Esta parte del sistema es la que permite la captura de los fenómenos electrofisiológicos del músculo y resulta una pieza medular del sistema, ya que cuanto más estable sea el sistema de conexión, mejores registros se obtendrán. En primera instancia se cambió la conexión macho-hembra del sistema de cables que conecta los electrodos a la caja central del reflexímetro. Esta modificación fue necesaria al presentar, en la instancia de pruebas, problemas de interferencias con la conexión original (Fig. 11).

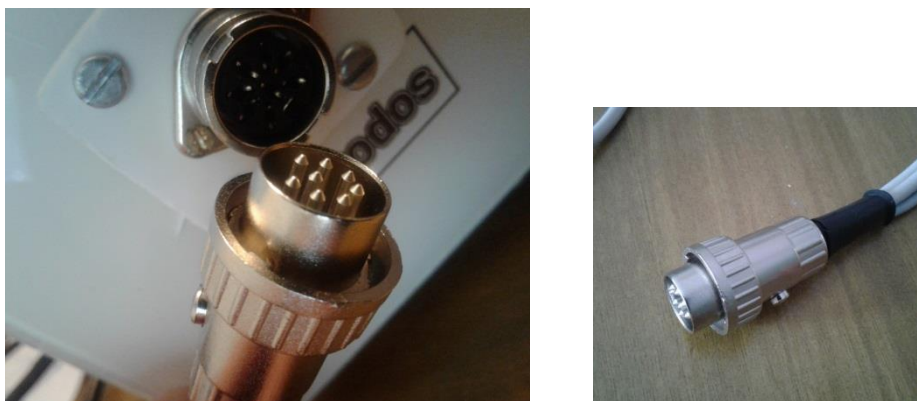


Figura 11. Conexiones tipo multipin modificada en el cable de los electrodos.

Asimismo, se planteó un diseño tipo caja centralizadora de los cables, con el fin de minimizar los movimientos de los cables y por ende las interferencias y los ruidos introducidos al sistema. (Fig. 12)



*Figura 12. Nuevo sistema de soporte tipo caja para centralizar y estabilizar el sistema de cableado.*

En cuanto a los electrodos, el sistema original estaba diseñado para trabajar con electrodos unipolares de tipo clip (Mediatrace®), que presentan un diámetro de 30 mm. Si bien este tipo de electrodos presentan una gran estabilidad por el tipo de conexión que tienen, el tamaño de los mismos se presenta como una debilidad, ya que al ser del tipo unipolar, para registrar la actividad del músculo, se necesitan colocar dos de ellos, con lo cual, para el estudio de algunos músculos pequeños o de mediano tamaño, no estarían indicados según las recomendaciones de la SENIAM (Hermens et al, 2000; Castroflorio et al, 2005; De Luca et al, 2009). Este último aspecto hace referencia a que la distancia óptima que deben tener los polos del electrodo es de 20 mm, distancia que se ve aumentada en un 50%, si se utilizan los electrodos unipolares Mediatrace®. Asimismo y referido a la superficie de contacto del electrodo, específicamente, al área conductiva del mismo, los expertos recomiendan, que la misma no debe exceder los 10 mm, característica que estos últimos electrodos, tampoco contemplan. Por estos motivos, se rediseñó, el tipo de conexión del cableado original, de manera que permita trabajar con electrodos bipolares (BioFlex, BioResearch Associates, Inc., Brown Deer, WI, USA), los cuales cumplen con las características recomendadas por la SENIAM. (Fig. 13)



Figura 13. A la izquierda, electrodo Mediatrace®; derecha, electrodo BioFlex®

### Software

Durante la etapa de pruebas del sistema original de refleximetría, las interferencias en la captación de la señal electromiográfica, fue uno de los inconvenientes más frecuente. Luego de varias pruebas, esta dificultad se corrigió, con incorporación de un filtro de 50 Hz y sus armónicos (100, 150 Hz). Con estos, el sistema lograba registrar la señal muscular en reposo de una manera muy confiable y repetible. En la figura 14 se observa una captura de pantalla con los filtros activados.



Figura 14. Obsérvese los filtros incorporados al programa.

Asimismo, al programa original, se le incorporó la posibilidad de cuantificar el nivel de contracción de los músculos conectados (derecho e izquierdo) y calcular el nivel de simetría en el momento de la aplicación del estímulo. Para esto, se codificó el nivel de simetría en tres colores; rojo, amarillo y verde, según los siguientes criterios: verde: niveles de simetría entre 78 y 100, amarillo, valores entre 50 y 77 y rojo para valores inferiores a 50 (Fig. 15).



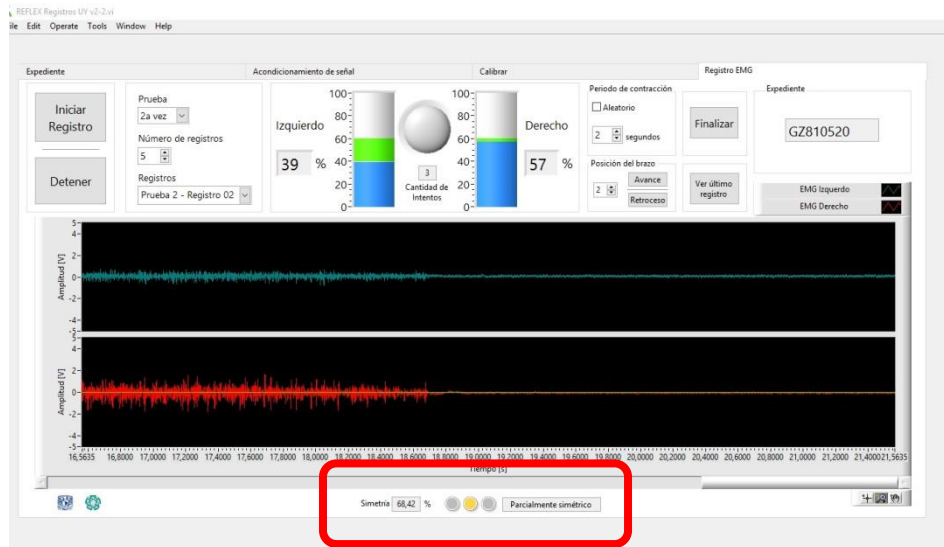


Figura 15. Captura de pantalla del Software Obsérvese los niveles de simetría incorporados al programa y el sistema de codificación de la misma.

También se le incorporó al programa un contador digital, que cuantifica el número de intentos que, en cada registro, el voluntario realiza, para poder desencadenar el estímulo. Incorporando de este modo, una variable inédita que estudia el grado de control motor y aprendizaje por parte de los voluntarios (Fig. 16).

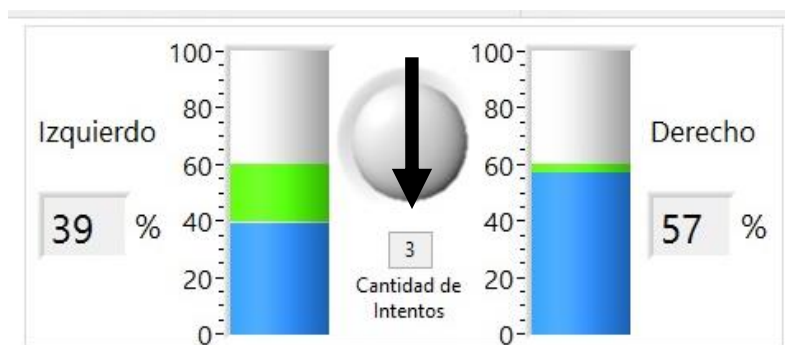


Figura 16. Captura de pantalla del Software.

La flecha indica el contador de intentos incorporado al sistema.

Se entiende por intento, a la contracción ejercida por el voluntario, la cual llega a la franja umbral (entre los valores mínimo y máximo), previamente ajustada en el programa, pero que no persiste durante los segundos necesarios para desencadenar el estímulo. En la imagen precedente, la franja umbral esta coloreada en verde (40-60%).

Estas dos variables, tiempo de mantención de la contracción y umbrales de contracción son programables por el operador en el software. Una vez seteados, los mismos, la

ejecución de una contracción muscular que contemple ambos factores de manera simultánea, desencadenará de manera automática la aplicación del estímulo.

*Una vez realizadas las modificaciones descritas, se utilizó el nuevo sistema para los trabajos III y IV, los cuales se detallarán a continuación:*

### ***Experimentos III y IV***

El presente es un trabajo descriptivo, cuantitativo, de tipo transversal y experimental. El universo de trabajo está constituido por voluntarios jóvenes asintomáticos, estudiantes de primer y segundo año de la carrera de Doctor en Odontología (Udelar, Generación 2017). En primera instancia se realizó un estudio piloto con 8 voluntarios (4 mujeres y 4 hombres), para analizar la variabilidad de los datos obtenidos. Posteriormente se calculó el tamaño muestral, considerando los datos del estudio piloto y una estimación de la tasa de “no respuesta” del 20%. Se consideraron los siguientes escenarios (ver tabla 3). Considerando el caso de un tamaño de muestra de 30, el error porcentual al estimar la mediana de los TDE con un 95% de confianza fue de 3.5%. Teniendo en cuenta los aspectos logísticos del trabajo y el efecto limitado del aumento de la cantidad de voluntarios sobre el error calculado, se optó por la opción 1.

Opciones	n	Error
<b>1</b>	<b>30</b>	<b>3.53</b>
2	40	3.18
3	50	2.92
4	60	2.57
8	100	2.03

*Tabla 3. Opciones planteados para disminuir el error estadístico.*

### ***Criterios de selección de la muestra***

Se realizó un muestreo no probabilístico por conveniencia seleccionando individuos que fueran accesibles por los aspectos logísticos del trabajo. Los voluntarios fueron seleccionados de una población de doscientos treinta (230) estudiantes de primer y segundo año de la Facultad de Odontología (Udelar, Generación 2017). Con el objetivo de reclutar voluntarios, se diseñó un material audiovisual con un simulacro de la prueba y se

los invitó a participar en el proyecto. Del total de estudiantes, 118, manifestaron su voluntad de participar. De este total y teniendo en cuenta el cálculo de la muestra y estimando una tasa de no respuesta del 20 % se invitó aleatoriamente a participar del trabajo a 40 voluntarios (20 por género), de los cuales 27, cumplieron los criterios de inclusión/exclusión. De ese total, veinticuatro voluntarios completaron las instancias experimentales. Estos últimos (14 hombres y 10 mujeres) más los 8 voluntarios comprendidos en el estudio piloto fueron incluidos en el análisis de los resultados. Los voluntarios incluidos en el estudio piloto fueron seleccionados por sorteo de la lista de ampliadores de conocimientos de la Cátedra de Fisiología. En la figura 17 se detalla el fluxograma de voluntarios.

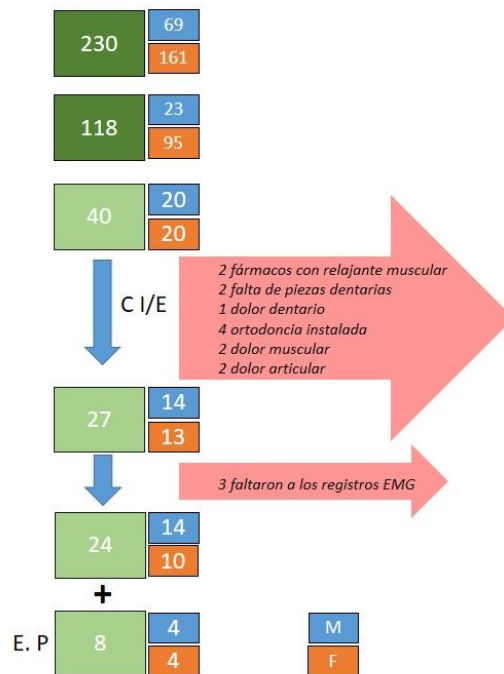
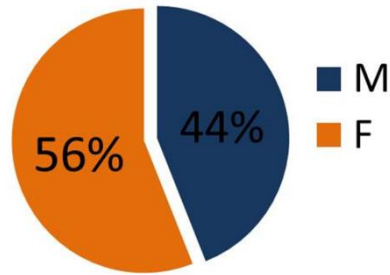


Figura 17. Fluxograma de voluntarios

Ref: *C I/E*: Criterios de inclusión/ exclusión ; *E.P*: Estudio piloto

En suma, el estudio se realizó sobre una muestra de 32 voluntarios, estudiantes de la Facultad de Odontología. Se incluyeron 32 voluntarios asintomáticos (18 varones, 14 mujeres, edad promedio 23,1 años) (Fig. 18).



*Figura 18. Distribución de la muestra por género*

Para este experimento se utilizaron los mismos criterios de inclusión /exclusión que fueron descritos en el experimento II, con la salvedad, de que para este ensayo, se excluyeron aquellos voluntarios que presentaron cualquier tipo de dolor, cualquiera sea su origen. En relación a la justificación de los criterios considerados, se destacan los siguientes:

*Presencia mínima de seis piezas por cuadrante:*

Consideramos como individuos objeto de estudio aquellos que presentaban sus arcadas con un mínimo de seis piezas por cuadrante, sin considerar los terceros molares. Se admitieron también voluntarios con restauraciones y reposiciones dentarias mediante prótesis fija, como muestra representativa de la población habitual. En este sentido, estudios electromiográficos anteriores (Mac Donald et al, 1984; Hannequin et al, 2015) han demostrado que existe una relación directa entre la actividad máxima que pueden desarrollar los músculos elevadores en el cierre y el número de contactos dentarios. Asimismo Bakke et al, en 1992, refiere que los contactos oclusales dentarios en la posición de oclusión máxima están relacionados con la actividad electromiográfica observada durante la masticación, fenómeno apoyado por Gibbs et al, el cual concluye que los contactos oclusales se relacionan con el nivel de actividad del musculo masetero también a niveles sub-máximos.

*Ausencia de dolor muscular y/o articular:*

Fueron excluidos aquellos pacientes que presentaban patología neurológica o muscular sistémica diagnosticada, por la consecuente alteración de los registros electromiográficos, en este tipo de voluntarios. Los voluntarios fueron sometidos a un examen de palpación

muscular (masetero, temporal, pterigoideos y digástricos) y a un examen articular (en estática y dinámica) por un operador con experiencia en el área de desórdenes temporomandibulares. Sobre este particular, son varios los trabajos que sustentan la relación entre el dolor y los cambios en los registros electromiográficos (Tucker & Hodges, 2010; Hodges & Tucker, 2011; Pasinato et al, 2016).

#### *Ausencia de limitaciones funcionales y/o trastornos discales:*

De igual manera fueron excluidos voluntarios con limitaciones funcionales y/o trastornos discales ya que ambos pueden repercutir en el control motor, condicionando los registros electromiográficos (Bonato et al, 2002; Tucker et al, 2010; De Felicio et al, 2013; Politti et al, 2016; Choi et al, 2017).

#### *Control de sesgos*

El examen clínico a los efectos de corroborar los criterios de inclusión- exclusión fue realizado por un único operador con experiencia en el campo.

Todas las variables incluidas en el trabajo, fueron recolectadas de manera computarizada por el software del sistema, evitando el factor humano en la medición de las mismas. La colocación de los electrodos para los registros EMG y RFLX fueron realizados por un operador ( $\kappa$  modificado Gwet= 0.9238).

#### *Técnica de registro experimentos III y IV*

Luego de incorporadas las modificaciones al reflexímetro, se dejó operativo el mismo en el Laboratorio de Fisiología (Udelar), para las capturas electromiográficas en los voluntarios incluidos. Una vez incluido en el estudio, se procedió a explicarle al voluntario la metodología de trabajo. Para esto se diseñó un material audiovisual con las indicaciones necesarias para cada momento del estudio, el cual fue visualizado por cada voluntario antes de los registros. En primer lugar, se realizó la preparación de la piel del voluntario, para la colocación de los electrodos según las recomendaciones de la SENIAM (Hermens et al, 2000), limpiándola con alcohol y dejándola secar.

Luego se realizó la conexión de los músculos maseteros mediante electrodos autoadhesivos descartables (BioFlex, BioResearch Associates, Inc., Brown Deer, WI, USA), tomando como referencia para su ubicación los criterios descriptos por Macaluso y De Latt 1995 (Fig. 19). Para todos los casos un tercer electrodo de referencia se colocó en el músculo trapecio. La posición de la cabeza fue estabilizada con un soporte cervical, con

el fin de minimizar las interferencias en las capturas electromiográficas, como sugieren varios trabajos (Funakoshi et al, 1976 Kushiro et al, 2010 Jian et al, 2017).

La colocación de los electrodos fue realizada por un único operador calibrado ( $\kappa$  modificado  $G_{wet} = 0.9238$ ) (Gwet K, 2002; Wongpakaran et al, 2013). Para minimizar el error en el posicionamiento del electrodo, se confeccionó una plantilla (Fig. 20) que marca sobre la piel del voluntario, el lugar correcto para colocar el polo superior del electrodo según los criterios de Macaluso y De Latt 1995. Como puede observarse en la figura 21, primero se posiciona la plantilla sobre la piel del voluntario y se hace coincidir los ejes de la misma de la siguiente manera: el eje horizontal con la línea tragus (TG)- comisura labial (CL) y el eje vertical con la línea exocantión (EC)- gonió (GN). En primer lugar se pinta con lápiz dermográfico la hendidura que tiene el eje vertical, lo cual va a permitir corroborar la angulación del posicionamiento. Luego se presiona, en la plantilla, el punto que se ubica en la intersección de ambas líneas, con lo cual se produce una marca reversible, que permite identificar la zona de contacto para el polo superior del electrodo, en dicha marca se presiona ligeramente el electrodo, haciendo coincidir su inclinación anteroposterior con la marca de lápiz previamente realizada. Una vez confirmada, la correcta ubicación, se presiona con firmeza el electrodo, estabilizándolo para la etapa de registros.

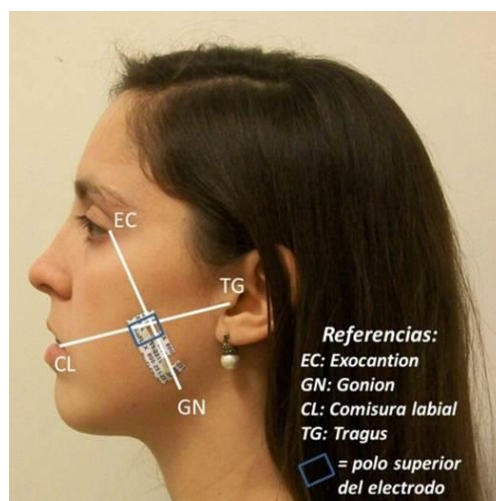


Figura 19. Posición del electrodo en el masetero según Macaluso, G; De Latt, A, 1995.



Figura 20. Plantilla diseñada para el correcto posicionamiento del electrodo

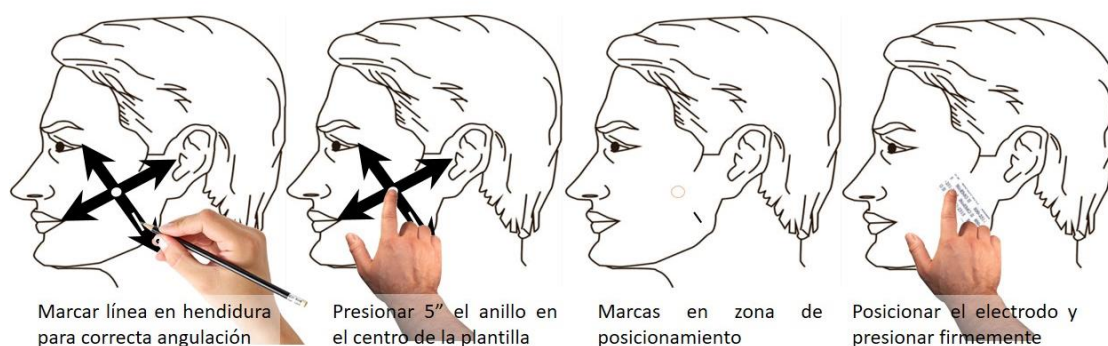


Figura 21. Esquema para el uso de la plantilla posicionadora

Luego de estas conexiones se procedió a calibrar la máxima contracción voluntaria (MCV) registrando la actividad electromiográfica de los músculos maseteros durante 5 segundos. Esta información es registrada por el sistema y utilizada para programar el biofeedback de acuerdo a las características particulares del voluntario (Fig. 22).



Figura 22. Captura de pantalla de la calibración de la MCV

Durante el registro EMG el programa utiliza estos umbrales de calibración para determinar si el sujeto de pruebas ha mantenido la intensidad de la contracción muscular de forma continua, en el rango y tiempo establecidos. Si ambas condiciones se cumplen el programa envía una señal de disparo hacia el sistema mecánico, pasando por el sistema electrónico, desencadenando el estímulo sobre la mandíbula. Realizada la calibración, en la ventana Registro EMG se seleccionó el número de prueba, cantidad y nombre de los registros a almacenar. Luego de esta instancia de programación, se colocó en posición el estímulo mecánico utilizando como soporte- estabilizador el Jaw Tracker del Sistema Biopak® (Figs. 11 y 23). Asimismo, para la retroalimentación visual, el EMG rectificado e integrado se presentó bajo forma una barra coloreada en un monitor de 19'' destinado para ese fin. En la figura 24 puede observarse el sistema de análisis pronto para la etapa de registros.

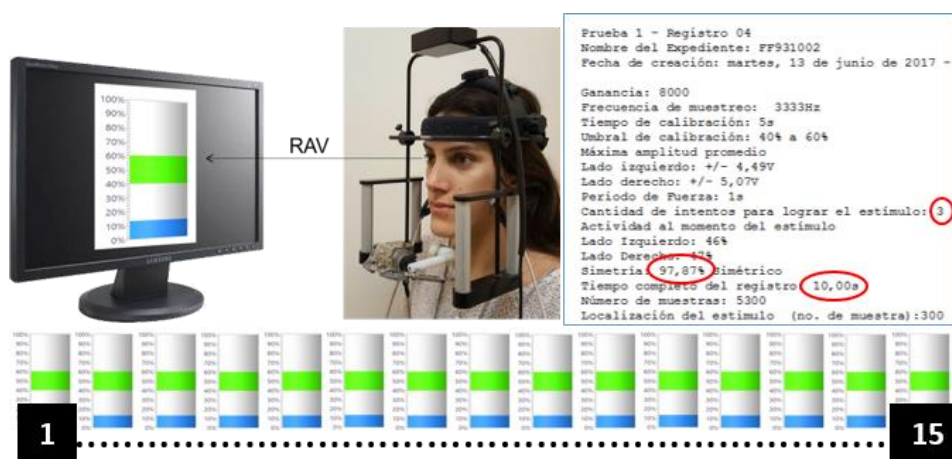


Figura 23. Arriba izquierda: RAV; Arriba derecha: Registro computarizado de las variables (en rojo, las incluidas en el trabajo); Abajo: Esquema del set experimental

El reflejo inhibitorio se obtuvo por la aplicación del estímulo mecánico estandarizado en el mentón. A cada voluntario se le realizaron 15 capturas electromiográficas, registrando el sistema de manera automática y computarizada (Fig. 23), en cada una de ellas, las siguientes variables de control muscular: 1- tiempo necesario para desencadenar el estímulo (**III**) 2- número de intentos necesarios para desencadenar el mismo (**III**): 3- nivel de simetría en el momento de la aplicación del estímulo (**IV**).



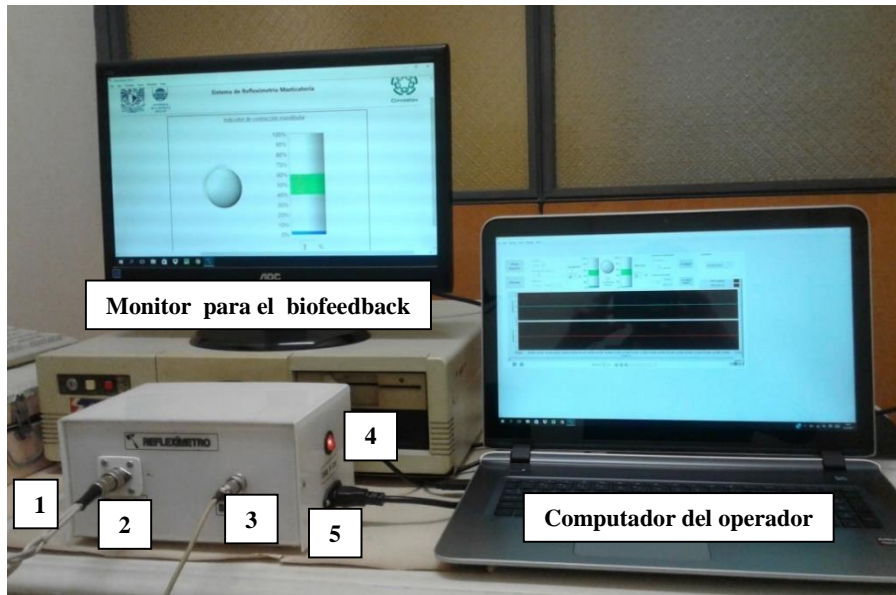


Figura 24. Sistema de análisis pronto para los registros (Flores Ramírez, 2017).

1. Entrada USB, 2. Conector para cable de electrodos, 3. Conector para el sistema mecánico,
4. Interruptor de encendido y 5. Entrada de alimentación 220 V 60 Hz.

## ***Variables de estudio***

### ***Experimento I y II***

- Tiempo para desencadenar estímulo:

Es el tiempo que necesita el voluntario para adecuar su esfuerzo contráctil, a las características de la prueba, de manera de provocar la ejecución del estímulo.

Se cronometró por un operador, el tiempo necesario para desencadenar un estímulo estandarizado (medido en segundos).

### ***Experimento III y IV***

#### ***Variables dependientes:***

Las siguientes variables se registraron de manera automática por el software del sistema. Todas las variables registradas, son variables cuantitativas (la primera y la tercera son continuas y la segunda, es discreta)

- Tiempo para desencadenar estímulo (**III**):

Es la misma variable del experimento I y II. A diferencia de aquellos, en este caso, se registra de manera computarizada y con una apreciación de décimas de segundo.

- Número de intentos para desencadenar el estímulo (**III**):

Se registra la cantidad de veces que el voluntario, modulando la intensidad en la contracción de los maseteros, alcanza la franja de desencadenamiento del estímulo (40% - 60% de la MCV), pero no mantiene la misma durante el tiempo programado en el sistema (2 segundos).

- Nivel de simetría muscular (*IV*):

Se registra el grado de simetría en el momento de desencadenar el estímulo entre los músculos maseteros derecho e izquierdo (medido en porcentaje (%) de actividad electromiográfica del lado menos activo en relación a su homónimo contralateral).

VARIABLES INDEPENDIENTES ANALIZADAS:

- el género de los voluntarios y la edad de los mismos.
- El nivel de simetría muscular basal (SMB) de los voluntarios.

### ***Recolección de datos***

Todas las instancias experimentales se realizaron en el Laboratorio de Investigación de la Cátedra de Fisiología de la Facultad de Odontología, Udelar. El sistema de refleximetría que se utilizó en la parte experimental, registro de manera computarizada todas las variables incluidas en el trabajo. Asimismo generó una carpeta con los registros de cada voluntario incluido en el trabajo.

### ***Consideraciones éticas***

Los protocolos de todos los experimentos detallados en el presente trabajo fueron aprobados por el Comité de Ética de la Facultad de Odontología de la Universidad de la República. Todos los participantes firmaron un consentimiento escrito previo al ingreso de los estudios.

### ***Análisis estadístico***

#### ***Experimento I***

Se calcularon los desvíos estándar y los coeficientes de variación. Test no paramétricos fueron utilizados para comparar entre los grupos.

## ***Experimento II***

Se calcularon los desvíos estándar y los coeficientes de variación para todas las capturas. Estudios no paramétricos fueron utilizados para la comparación entre grupos. Para determinar el potencial diagnóstico de este test se realizó un análisis discriminativo mediante curvas ROC.

## ***Experimento III y IV***

La calibración intra-operador fue llevada a cabo mediante la modificación del estadístico kappa propuesta por Gwet (2002). El análisis de la variable tiempo para desencadenar el estímulo, se llevó a cabo mediante técnicas de análisis de sobrevida, en este apartado el análisis mediante el modelo paramétrico Weibull produjo resultados de mayor precisión que el modelo semiparamétrico de Cox. Se realizó una curva de sobrevida del tiempo mediano de todos los voluntarios así como una estimación de la mediana global de los mismos. El análisis de la variable número de intentos para desencadenar el estímulo fue llevado a cabo mediante modelos lineales generalizados de efectos mixtos teniendo en cuenta que la variable de interés es discreta y que se registraron quince repeticiones en cada voluntario. La distribución seleccionada al llevar el análisis fue la de Poisson. El análisis de la variable simetría muscular fue llevado a cabo implementando métodos no paramétricos. Utilizando “splines” se logró captar la relación entre la mejoría de la simetría post aplicación, respecto de la simetría basal. A partir de los coeficientes estimados en los modelos propuestos en estos análisis, se llevaron a cabo pruebas de hipótesis para determinar si existió o no un efecto género y/o edad. Todos los análisis fueron realizados con un nivel del 5% y el software utilizado para cálculos y gráficas fue el R.

## ***Resultados***

### ***Experimento I***

El tiempo promedio para el primer grupo de repeticiones (G1-6) fue de 6.54 y para el segundo grupo (G7-12) fue de 5.36. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos al analizar el coeficiente de variación y los desvíos estándar (Fig. 25 y tabla 4).

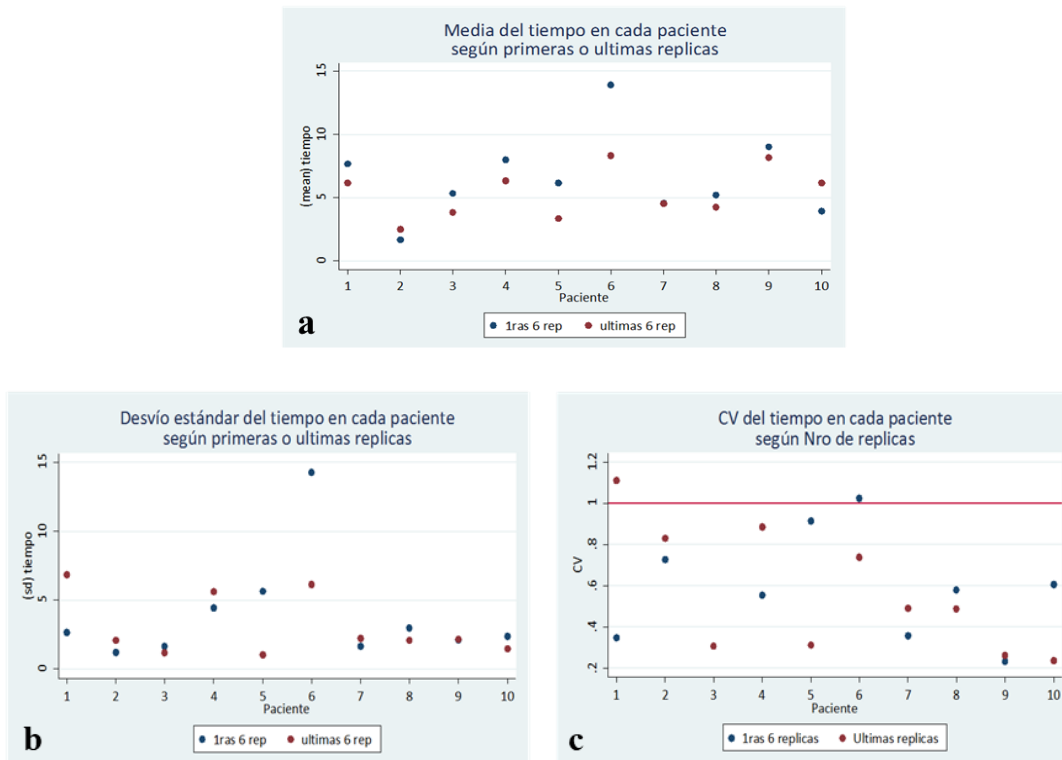


Figura 25. Tiempo en desencadenar el estímulo  
**a:**media, **b:**desvío estándar, **c:**coeficiente de variación

	estadístico w	p- valor
<b>media</b>	44.5	0.092
<b>SD</b>	23	0.695
<b>VC</b>	27	1

Tabla 4. Análisis de Wilcoxon

### Experimento II

Los coeficientes de variación y los desvíos estándar fueron diferentes entre los grupos analizados ( $p < 0.01$  y  $p = 0.02$  respectivamente). Un coeficiente de variación mayor a 0.936 fue encontrado, determinando de esta manera, una especificidad del 93.7% y una sensibilidad del 60%. (Fig. 26). La curva ROC se ilustra en la Figura 27.

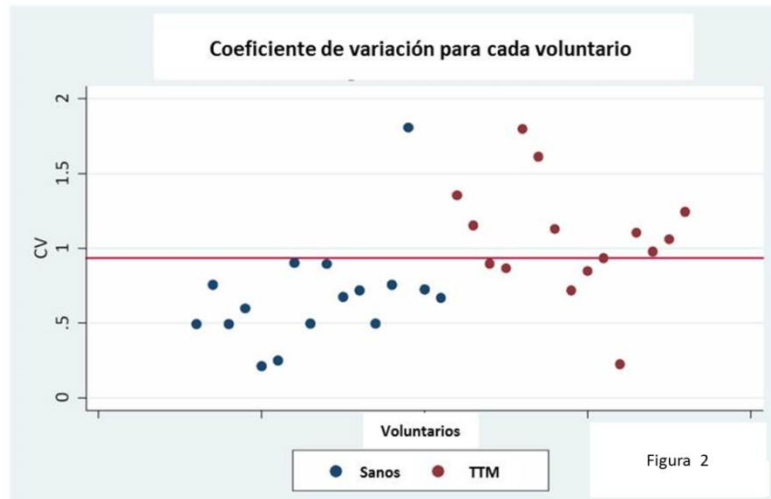


Figura 26. Coeficiente de variación en los voluntarios incluidos

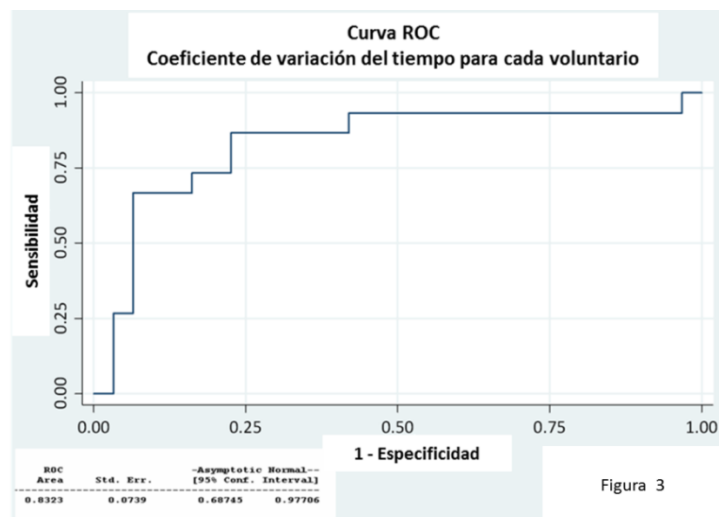


Figura 27. Curva ROC del experimento

### Experimento III y IV

Las modificaciones incorporadas al sistema permitieron capturar la actividad electromiográfica en todos los voluntarios, registrándose de manera automática las variables de estudio. Es así que los filtros incluidos en el software mejoraron el registro de la actividad mioeléctrica, disminuyendo las interferencias (ver imagen en sección: modificaciones al reflexímetro). De igual manera, con la nueva conexión tipo multipin y

el uso de la caja centralizadora de conexiones, se logró mejorar la estabilidad de la señal durante el set experimental. En relación al estímulo mecánico, se confirmó una alta repetitividad, en las pruebas de simulacro realizadas, constatándose un desplazamiento máximo entre los recorridos más distantes de 0.8 mm en los tres planos del espacio, lo que asegura una estimulación precisa en la zona mentoniana, la cual mide aproximadamente 3cm. En cuanto a las variables de análisis del experimento **III**, todas fueron registradas de manera computarizada y automática por el sistema, obteniéndose los resultados que se exponen a continuación:

La mediana de los tiempos para todos los voluntarios fue de 11.7 segundos (9.9 y 15.1 mínimo y máximo, respectivamente) (Tabla 5 y Fig. 28).

<b>Voluntario</b>	<b>Tiempo (Me)</b>	<b>Voluntario</b>	<b>Tiempo (Me)</b>
<b>1</b>	11,29	<b>17</b>	11,61
<b>2</b>	10,66	<b>18</b>	9,92
<b>3</b>	10,11	<b>19</b>	13,44
<b>4</b>	12,61	<b>20</b>	11,03
<b>5</b>	11,82	<b>21</b>	10,26
<b>6</b>	11,23	<b>22</b>	12,14
<b>7</b>	13,51	<b>23</b>	12,81
<b>8</b>	9,9	<b>24</b>	10,16
<b>9</b>	11,29	<b>25</b>	12,34
<b>10</b>	11,06	<b>26</b>	15,09
<b>11</b>	12,15	<b>27</b>	12,17
<b>12</b>	11,36	<b>28</b>	14,43
<b>13</b>	10,65	<b>29</b>	12,1
<b>14</b>	10,33	<b>30</b>	13,02
<b>15</b>	10,46	<b>31</b>	11,58
<b>16</b>	11,38	<b>32</b>	14,17
<b>Género</b>	<b>Femenino</b>		<b>Masculino</b>

*Tabla 5. Mediana de los tiempos para cada voluntario*

En dicha variable, no se encontraron diferencias significativas al considerar el género (p-valor=0,208), ni la edad (p-valor=0,913).

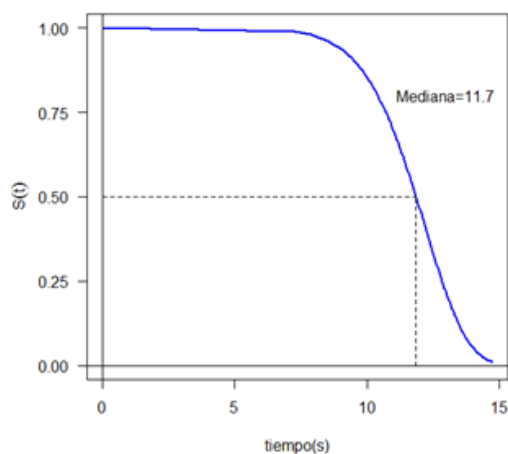


Figura 28. Curva de sobrevivencia del tiempo mediano

En relación a la variable número de intentos, la mediana para todos los voluntarios fue de 2 (Tabla 6). El 81 % de los voluntarios (26/32), tuvieron una mediana de 2 intentos y en los restantes 6 voluntarios se constató una mediana de 3 intentos.

<b>Voluntario</b>	<b>Intentos (Me)</b>	<b>Voluntario</b>	<b>Intentos (Me)</b>
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>17</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>2</b>	<b>18</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>2</b>	<b>19</b>	<b>2</b>
<b>4</b>	<b>2</b>	<b>20</b>	<b>2</b>
<b>5</b>	<b>2</b>	<b>21</b>	<b>2</b>
<b>6</b>	<b>3</b>	<b>22</b>	<b>2</b>
<b>7</b>	<b>3</b>	<b>23</b>	<b>3</b>
<b>8</b>	<b>2</b>	<b>24</b>	<b>2</b>
<b>9</b>	<b>2</b>	<b>25</b>	<b>3</b>
<b>10</b>	<b>2</b>	<b>26</b>	<b>3</b>
<b>11</b>	<b>3</b>	<b>27</b>	<b>2</b>
<b>12</b>	<b>2</b>	<b>28</b>	<b>2</b>
<b>13</b>	<b>2</b>	<b>29</b>	<b>2</b>
<b>14</b>	<b>2</b>	<b>30</b>	<b>2</b>
<b>15</b>	<b>2</b>	<b>31</b>	<b>2</b>
<b>16</b>	<b>2</b>	<b>32</b>	<b>2</b>
<b>Género</b>	<b>Femenino</b>	<b>Masculino</b>	

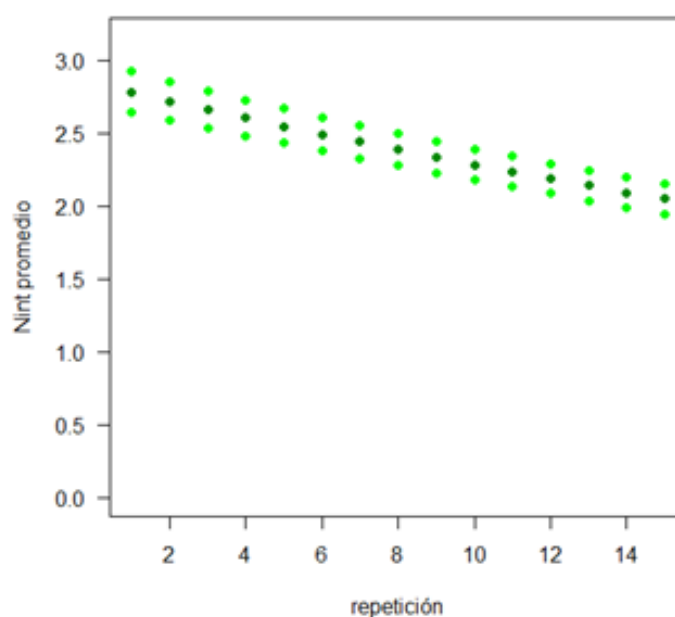
Tabla 6. Mediana del número de intentos para cada voluntario

En relación a la variable, número de intentos, no se encontraron diferencias significativas al considerar las variables género (p-valor=0,505), ni edad (p-valor=0,856) (Tabla 7).

	<b>RR</b>	<b>IC 95 %</b>	<b>p- valor</b>
<b>Constante</b>	2.839	(2.069 ; 3.897)	0.000
<b>Género</b>	1.044	(0.920 ; 1.184)	0.505
<b>Edad</b>	0.999	(0.987 ; 1.011)	0.856
<b>Repetición</b>	0.978	(0.965 ; 0.992)	<b>0.001</b>
<b>Varianza</b>	0.004		

*Tabla 7. Estimaciones del modelo Mixto Poisson para la variable número de intentos*

Sin embargo se constató una disminución significativa del número de intentos considerando las repeticiones en un mismo set de registros (p-valor=0,001) (Tabla 7 y Fig. 29).



*Figura 29. Número promedio de intentos según repetición*



#### **Experimento IV**

Al analizar el nivel de simetría en el momento de desencadenar el estímulo, se constató una mediana de 56 % (33.33 % y 85.71% mínimo y máximo, respectivamente) (Tabla 8). Asimismo, no se encontraron diferencias significativas al considerar las variables género (p-valor=0,079), ni edad (p-valor=0,257) (Tabla 9).

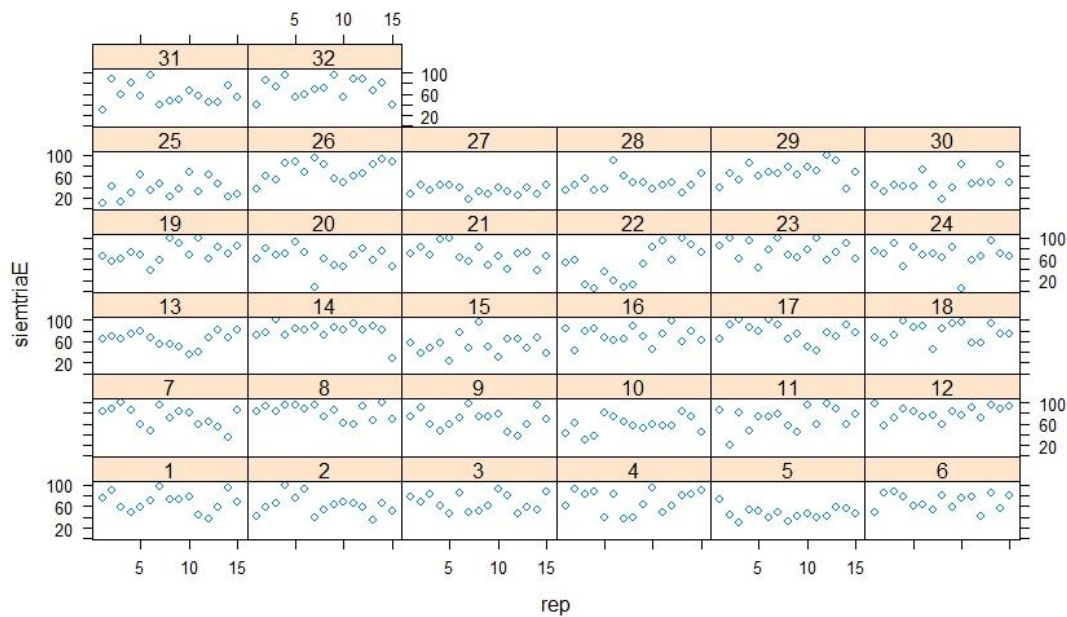
<b>Voluntario</b>	<b>Simetría E (Me)</b>	<b>Voluntario</b>	<b>Simetría E (Me)</b>
<i>1</i>	71.4	<i>17</i>	77.19
<i>2</i>	62.5	<i>18</i>	74.14
<i>3</i>	60	<i>19</i>	68.57
<i>4</i>	80.36	<i>20</i>	67.86
<i>5</i>	46	<i>21</i>	68.42
<i>6</i>	76.2	<i>22</i>	52.78
<i>7</i>	80.7	<i>23</i>	76.56
<i>8</i>	85.71	<i>24</i>	70.31
<i>9</i>	71.33	<i>25</i>	34.72
<i>10</i>	57.81	<i>26</i>	68.85
<i>11</i>	74.07	<i>27</i>	33.33
<i>12</i>	83.02	<i>28</i>	44.74
<i>13</i>	67.53	<i>29</i>	67.19
<i>14</i>	82.35	<i>30</i>	45.21
<i>15</i>	49.15	<i>31</i>	56
<i>16</i>	70.24	<i>32</i>	70.45
<b>Género</b>		<b>Femenino</b>	<b>Masculino</b>

*Tabla 8. Mediana del nivel de simetría en el momento de desencadenar el estímulo.*

	<b>beta</b>	<b>IC 95 %</b>	<b>p- valor</b>
<b>constante</b>	76.682	(56.306 ; 97.057)	<0.001
<b>género</b>	-1.164	(-10.076 ; 7.749)	0.079
<b>edad</b>	-0.493	(-1.365 ; 0.379)	0.257

*Tabla 9. Estimaciones del modelo Mixto para la variable simetría E*

En la figura 30 se observa el nivel de simetría de los voluntarios en el momento de desencadenar el estímulo a lo largo del set experimental de 15 repeticiones.



*Figura 30. Nivel de simetría en el momento de la aplicación del estímulo durante el set experimental*

No obstante esta distribución heterogénea de la simetría, al analizar el comportamiento de la variable simetría en el momento de la aplicación del estímulo durante el set experimental, y cuantificar aquellas repeticiones en las que se logra desencadenar el estímulo con un nivel de simetría superior a su SMB (tabla y grafica abajo), se evidenció que aquellos voluntarios con niveles de SMB menor, presentaron mayor cantidad de repeticiones, con simetría mejorada. Entiéndase mejorada, a aquel valor de simetría mayor que el registrado en la etapa de calibración (basal). Del análisis de los datos de la Tabla 10 y la figura 31 se puede constatar que existe una relación entre la cantidad de repeticiones con simetría “mejorada” en aquellos sujetos que presentan un nivel de simetría menor en la etapa basal de calibración. La curva estimada por el modelo fue significativa a un nivel de 0.05, mostrando una relación decreciente entre las variables involucradas.

Voluntario	SMB		Repeticiones con simetría mejorada	Voluntario	SMB		Repeticiones con simetría mejorada
7	43,41		14	14	88,17		2
16	60,44		13	21	88,56		1
12	63,16		13	10	90,71		0
8	67,26		12	18	92,52		4
15	70,6		2	4	92,84		2
5	71,76		1	30	93,19		0
11	73,13		8	31	94,33		1
32	77,98		6	2	94,96		1
22	78,08		4	28	95,39		0
6	80,76		4	26	96,44		0
3	83,32		3	17	96,64		2
24	85,06		2	20	97,93		0
29	86,53		2	19	98,48		1
1	86,81		3	25	99,25		0
9	87,16		3	23	99,31		2
13	87,84		0	27	99,62		0

Baja
Media
Alta
Femenino
Masculino

Tabla 10. Datos de todos los voluntarios para análisis de SMB

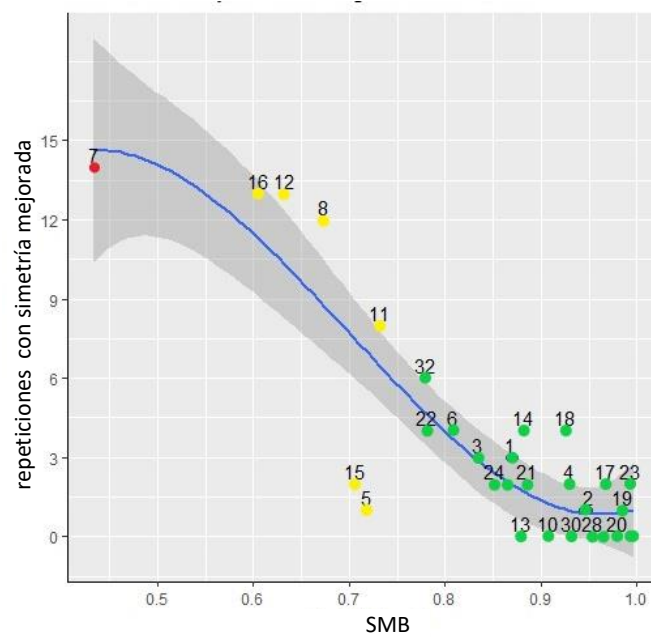


Figura 31. Número de repeticiones con simetría mayor que la SMB durante el set experimental

Asimismo se constató que la curva de la imagen anterior no cambia, al tener en cuenta ni el género ni la edad de los voluntarios (Tabla 11).

	<b>F</b>	<b>Gl num</b>	<b>Gl den</b>	<b>p- valor</b>
<b>Spline</b>	33.380	3	26	<0.001
<b>género</b>	0.002	1	26	0.964
<b>edad</b>	3.713	1	26	0.065

*Tabla 11. Análisis en relación al género y edad*

## ***Discusión***

### ***Experimento I y II***

El primer experimento intentó estudiar el efecto de la fatiga muscular sobre el desempeño de un acto motor voluntario. Los resultados no evidenciaron diferencias en los tiempos de control motor entre los grupos analizados. Una posible causa pudiera ser que doce repeticiones, no fueran suficientes como para provocar fatiga a nivel del músculo masetero. Wozniak concluyó que la fatiga muscular en pacientes con desordenes temporomandibulares está relacionada a la intensidad de los síntomas que presenta el desorden (Wozniak et al, 2015). De este trabajo se deduce la importancia, de cuantificar, mediante el uso de herramientas validadas, la intensidad de la disfunción, de manera de poder hacer comparaciones objetivas. El segundo experimento analizó en profundidad una nueva variable con potencial diagnóstico presentada por nuestro grupo en un estudio previo (Zanotta et al, 2013), demostrando su viabilidad metodológica y algunos resultados promisorios. La alta especificidad determinada en el presente trabajo, indica la capacidad de nuestro test para clasificar como casos negativos los voluntarios realmente asintomáticos. Es decir la proporción de sanos o asintomáticos correctamente identificados. Sin embargo, la sensibilidad obtenida (60%), es decir la capacidad de la prueba para detectar la enfermedad en sujetos enfermos, necesita ser mejorada, para mejorar la validez interna de la prueba. Para mejorar la sensibilidad de la técnica se plantea aumentar la muestra y la cantidad de repeticiones incluidas en el set experimental. Asimismo se plantean mejorar los sistemas de captura, incluyendo en los mismos, la capacidad de capturar variables complementarias, que permitan un estudio más profundo

de la fisiología cráneo-mandibular. De todas maneras, la presentación de estos resultados preliminares incluyendo pacientes disfuncionales, promete nuevos horizontes para el empleo de esta técnica de registros como apoyo a la clínica. Las diferencias encontradas en este primer estudio pueden tener repercusiones fisiológicas y clínicas que deberán ser confirmadas en futuros estudios experimentales que potencien las debilidades del mismo.

### ***Experimentos III y IV***

La utilidad de los sistemas de análisis electromiográfico y, en particular, de los reflexímetros depende sustancialmente de la capacidad que tengan estos sistemas para capturar la información de manera eficiente y confiable, para ello el desarrollo de sistemas computarizados y automáticos que utilicen técnicas reproducibles es de suma importancia. En este sentido una de las modificaciones implementadas al sistema fue la incorporación de un sistema simplificado de BFB. Hace ya varios años, se demostró que las técnicas que utilizan biofeedback de la actividad electromiográfica resultan de gran ayuda en los distintos sets experimentales para pruebas de función muscular (Dalen et al, 1986; Forbes et al, 2011; Barba et al 2015). Su implementación se fundamenta en la información complementaria que este tipo de sistemas incorpora a los métodos de registro, ayudando al control de la actividad motora (Ekblom et el, 2012, Cano de la Cuerda et al, 2015). Sobre esto, De la Cuerda define el BFB o la retroalimentación como la información que surge como resultado del movimiento y sostiene como ventajas de su utilización, el hecho de que al proporcionar información acerca del progreso individual en el aprendizaje de la actividad, favorece la motivación. Asimismo asegura que proporciona un refuerzo positivo, teniendo un efecto inmediato sobre la atención y la concentración dedicada a la tarea. Para el presente trabajo, el desarrollo de un sistema de biofeedback sencillo y de fácil entendimiento, ha permitido el control de la actividad motora a tiempo real, mejorando aspectos débiles de otros sistemas. Son muchos los trabajos que utilizan, técnicas de BFB durante la rehabilitación muscular (Dalen et al, 1986; Forbes et al, 2011; Ekblom et el, 2012; Barba et al 2015), sin embargo su utilización en el área odontológica, no está difundida. Esta dificultad tiene su explicación fisiológica, en el hecho de que es muy poco probable que el voluntario presente un nivel de simetría del 100 %, en sus músculos maseteros, fenómeno este que fundamentaría el uso de un BFB con dos barras (una por lado muscular). De hecho, ninguno de los voluntarios incluidos en la etapa de calibración del sistema presentó un nivel de simetría de 100%, es decir que los músculos derecho e izquierdo se contraigan con la misma intensidad. Asimismo este hecho se ratificó, al

constatar en la base de datos del sistema de electromiografía del Laboratorio de Fisiología (Udelar), que contiene los registros de unos 200 voluntarios, en la cual, ninguno de los registros presentó una actividad idéntica al analizar el musculo de manera bilateral. Para todos estos casos, la visualización de la actividad electromiográfica en la pantalla (biofeedback), se presenta como barras de control de distinto tamaño, lo cual tiende a la confusión, al no saber, el voluntario en donde concentrar su mirada y en consecuencia presenta dificultades para el control motor y para el desencadenamiento del estímulo.

Otra variable que fue incluida en el trabajo y que forma parte del conjunto de variables pre estímulo es el tiempo que le insume al voluntario llegar y mantener un nivel de contracción preestablecido que desencadene automáticamente, por parte del sistema la estimulación mecánica. En este sentido, dicho tiempo de ejecución resulta en una variable que indirectamente está asociada al control que tiene el voluntario para desempeñar una acción motora predeterminada, brindando información acerca de la fisiología neuromuscular. Es importante considerar que cuando se realiza por primera vez un acto motor la activación muscular no es la más eficiente para alcanzar el objetivo (Hellman et al, 2011). Por tal motivo algunos trabajos sostienen que el entrenamiento muscular resultante de la repetición de un acto motor, mejora la performance, con un incremento en la representación del musculo en la corteza motora (Hlustik et al, 2004, Svenson et al, 2006).

Asimismo, los cambios en la actividad muscular son frecuentemente utilizados en trabajos que incluyen técnicas de rehabilitación aplicadas en diversos trastornos, con la finalidad de valorar la eficacia de las mismas (Nudo et al, 1996, Lotze et al, 2003). De igual modo y profundizando en las características del acto motor se realizaron pruebas de fuerza de mordida mediante estimulación transcraneal (ETC), concluyendo que los movimientos repetidos y estandarizados pueden desencadenar cambios en el control cortico motor de los músculos elevadores (Ilda et al, 2013). Sin embargo, el adiestramiento parece ser un factor principal concluyendo que una hora de entrenamiento muscular no es suficiente para evocar cambios neuroplásticos en la excitabilidad cortico motora (Lu et al, 2013). Por lo expuesto, se podría inferir que tiempos menores en la ejecución de la acción, revelarían una mayor capacidad para desencadenar el movimiento pretendido y esta variable, podría ser diferente, comparando, voluntarios asintomáticos con pacientes con algún tipo de disfunción cráneo-mandibular.

En la figura 29, que muestra el grafico del número de intentos que cada voluntario necesito para desencadenar el estímulo y por ende para cumplir con la acción motora

preestablecida, se puede observar un fenómeno de aprendizaje, al constatar una disminución de dicha variable a lo largo del set experimental.

Por otro lado el comportamiento de la variable, tiempo necesario para ejecutar la maniobra, según se ilustra en la figura 31 permite inferir que la variabilidad interindividual es baja. En ese sentido la curva de sobrevivencia de los tiempos presenta una pendiente relativamente marcada, lo cual supone un comportamiento similar de la variable estudiada en los voluntarios incluidos. Futuros trabajos analizarán este fenómeno incluyendo en los mismos a pacientes disfuncionales con el objetivo de realizar estudios comparativos. Al analizar el nivel de simetría muscular en el momento del desencadenamiento del estímulo, se observa un comportamiento diverso y desigual de esta variable, al incluir a todos los voluntarios. Sin embargo si se analiza el comportamiento intraindividual de los mismos, y teniendo en cuenta su SMB, es decir el nivel de simetría que registró el sistema, previo al set experimental de quince registros y que es utilizado por el mismo, para programar la retroalimentación visual, el análisis resulta más interesante. En este sentido, se puede observar (Fig. 31), que aquellos voluntarios con niveles de SMB menores, registraron durante el set experimental, mayor cantidad de repeticiones, con niveles de simetría mayores a su basal. Es decir mejoraron sus niveles de simetría durante el set experimental. Si bien es lógico, ya que el “piso” desde donde parten, es menor y por tal motivo se hace más fácil superar ese umbral. También es interesante estudiar, como, en el intento de desencadenar el estímulo, generan contracciones “más parejas”, por ende más estables biomecánicamente, previniendo alteraciones en el sistema cráneo-mandibular.

Posiblemente esto revele un aprendizaje del voluntario, el cual, durante el set experimental desarrolla técnicas compensatorias, con el objetivo de desencadenar el estímulo lo más pronto posible. En relación a la mejoría de los niveles de simetría en los voluntarios, particularmente, en aquellos con menor SMB, podría justificar la utilización del instrumento BFB como herramienta de apoyo, en pacientes con asimetría muscular congénita o adquirida. Complementando esta estrategia con un enfoque transdisciplinar, que incluya profesionales de otras áreas de la salud.

## *Conclusiones*

Se desarrolló un nuevo sistema para el estudio de la fisiología cráneo-mandibular con potencial traslacional definiendo nuevas variables en el área de la fisiología cráneo-mandibular. Asimismo se exploraron por primera vez dichas variables utilizando el sistema desarrollado. Del este modo se implementó un proyecto de innovación tecnológica multicéntrico con investigadores de otros países, conformando un equipo de trabajo interdisciplinario que abarca tanto aspectos básicos de investigación como su proyección clínica en diversas áreas. En cuanto a los aspectos técnicos, las modificaciones incorporadas al sistema funcionaron de manera óptima permitiendo el registro en todos los voluntarios incluidos. Asimismo todos los voluntarios fueron capaces de controlar su esfuerzo contráctil de acuerdo al set de condiciones estandarizadas. El dispositivo desarrollado como soporte para el estímulo mecánico, amplía el uso de este tipo de sistema, gracias al carácter de portátil del mismo, aumentando su potencial. Asimismo la alta repetitividad de su funcionamiento garantiza un estímulo preciso y altamente confiable. Por último, el hecho de incorporar, variables de control muscular en el software, elimina posibles sesgos de error humano en la medición de las mismas, potenciando su implementación en distintas líneas de investigación. En relación al control motor, se constató al estudiar la variable número de intentos, un efecto de aprendizaje, asociado presumiblemente al fenómeno de repetición de la acción motora durante el set experimental. Siguiendo esta línea, en aquellos voluntarios con niveles de simetría basal menor, se evidencio un equilibrio muscular mayor en las repeticiones del set experimental, posiblemente por el uso del fenómeno de la retroalimentación visual a tiempo real. Este hallazgo al analizar el fenómeno de la simetría, si bien necesita de un análisis más profundo, amplía la potencialidad del sistema utilizado. Asimismo la alta especificidad diagnóstica determinada en una de las variables (TDE), reveló la potencialidad del test y revalida la profundización en el estudio de dicha variable.

Futuros trabajos comparativos incluirán pacientes disfuncionales con el objetivo de analizar el comportamiento de estas nuevas variables para el estudio de la función cráneo-mandibular.



## ***Referencias bibliográficas***

Abdul Majeed A. Al-Drees Clinical significance of electromyography in dental practice 2017; 23:10-15.

Alfaro-Moctezuma P, González H, Sánchez Robles J, Nuno-Licona A, Ángeles F, García-Ruiz J et al. (1999). Inhibitory masseteric reflex and clinical stomatological conditions in cerebral palsy patients. Arch Neuroscience (Mex) 1999; 4: 175-182.

Al-Saleh, MA, Armijo-Olivo S, Flores-Mir C, Thie NM. Electromyography in diagnosing temporomandibular disorders. J Am Dent Assoc 2012; 143:351-362.

Amorim C, Vasconcelos Paes FJ, de Faria Junior NS, de Oliveira LV, Politti F. Electromiographic analysis of masseter and anterior temporalis muscle in sleep bruxers after occlusal splint wearing. Journal of Bodywork and Movement Therapies 2012; 16: 199-203.

Ángeles F, Alfaro P, Romero G, Osorno C. El reflexímetro como herramienta para la exploración muscular masticatoria. Rev. Mex. Odon. Clín. 2008; 2(7): 4-7.

Ángeles F, Bonillá M, García C, Rey R, García J, Llanos R, Méndez J, Nuño A, Alatorre E. Análisis electromiográfico de los músculos maseteros para mejorar la reproducibilidad del periodo silente con fines de diagnóstico clínico. Rev. Fac. Odontología UNAM; 1987; 2: 4-14.

Ángeles F, García C, Alatorre E, Llanos R, García J, Bonillá, M. Click and tap-evoked complete masseter EMG responses. J Dental Res 1989; 68: 226.

Ángeles F, López S, Alfaro P, García C, Galicia A, Vázquez V, García J, Rodríguez M, Nuño A, Sánchez W, González H. Cambios del Reflexigrama inhibitorio masetérico en situaciones de interés clínico. Rev Col Nal de Cir Dent (Mex) 1994;1(1):17-25.

Ángeles F, Nuño A, Alfaro P, Osorno C. Development and application of reflexodent in the quantitative functional evaluation of chewing control in patients with temporomandibular joint dysfunction and a control group. Archives of medical research; 2000: 31(2): 197-201.

Ángeles F, Alfaro P, Romero G, Osorno C. The reflex meter, a tool for the masticator muscle exploration. Oral Health and Dental Management. 2008; 7(1): 66 – 76.

Ángeles F, Elas-Vias D, Pacheco-Guerrero N, Garca LA, Morales-González J, Nuño A et al. RMS and MNF Analysis of EMG in Patients with TMD. AADR Annual Meeting & Exhibition 2014.

Ángeles F, Nuño A, Alfaro P, Osorno C. Reflexímetro Computarizado para Consultorio Dental, una Nueva Herramienta para Explorar la Función Masticatoria Proc. Congreso de Biología Oral, México, DF, 2004: 61–80.

Ángeles F, Nuño A, Alfaro P, Osorno C. Development and Application of Reflexodont in the Quantitative Functional Evaluation of Chewing Control in Patients with Temporomandibular Joint Dysfunction and a Control Group. *Archives of Medical Research* 2000; 31(2): 197–201.

Bakke M, Michler L, Möller E. Occlusal control of mandibular elevator muscles. *Scand J Dent Res* 1992;100(5):284-91. PubMed PMID: 1411272.

Barba E, Burri E, Accarino A, Cisternas D, Quiroga S, Azpiroz F et al. Original Research: Abdominothoracic Mechanisms of Functional Abdominal Distension and Correction by Biofeedback. *Gastroenterology*. 2015; 1: 148732-739. Available from: ScienceDirect.

Bessette R., Bishop B, Mohl N. Duration of masseteric silent period in patients with TMJ syndrome. *Appl. Physiol.* 1971; 30: 864-869.

Bickford R. Physiological and clinic studies of micro-reflexes. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 1972;31(suppl) 1:93-108.

Bonato, P, Boissy P, Della Croce U, Roy S.H. Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Neural Systems And Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions On, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng [serial on the Internet].* 2002; 1: 38. Available from: IEEE Xplore Digital Library.

Buchner R, Van Der Glas HW, Brouwers JEIG, Bosman F. Electromyographic parameters related to clenching level and jaw-jerk reflex in patients with a simple type of myogenous cranio-mandibular disorder. *J Oral Rehabil* 1992 Sep; 19(5): 495-511.

Cano de la Cuerda R, Molero-Sánchez A, Carratalá-Tejada M, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F, Miangolarra-Page JC et al. Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. Aplicaciones clínicas en neurorehabilitación. *Neurología*. 2015; 30(1): 32-41.

Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernardi C, Bracco P, Merletti R et al. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil*. 2005; 32:708-713.

Cecco Oncins M, Manno Vieira M, Bommarito S. Electromyography of the masticatory muscles: Analysis in the original and RMS value. *Rev. CEFAC*. 2014 Jul-Ago; 16(4):1215-1220.

Choi KH, Kwon OS, Jerng UM, Lee SM, Kim LH, Jung J. Development of electromyographic indicators for the diagnosis of temporomandibular disorders: a protocol for an assessor-blinded cross-sectional study. *Integr Med Res*. 2017 Mar; 6(1): 97-104.

Costanzo A, Bruzzone G, Abecasis M. Tratamiento interdisciplinario en un paciente con dolor orofacial crónico. Enfoque neuromuscular. Revista de la Facultad de Odontología (UBA) 2007; 22: 52-53.

Dalen K, Ellertsen B, Espelid I, Grønningsaeter AG. EMG feedback in the treatment of myofascial pain dysfunction syndrome. Acta Odontol Scand. 1986; 44(5):279-84. PubMed PMID: 3468737.

De Felicio CM, Ferreira CL, Medeiros AP, Rodrigues Da Silva MA, Tartaglia GM, Sforza C. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity. A correlation study. J Electromyographic Kinesiology. 2012; 22: 266-272.

De Felicio CM, Mapelli A, Sidequersky FV, Tartaglia GM, Sforza C. Mandibular kinematics and masticatory muscles EMG in patients with short lasting TMD of mild-moderate severity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2013; 23: 627-633.

De Laat A: Masseteric reflexes and their relationship towards occlusion and temporomandibular joint dysfunction. [PHD thesis]. [Leuven]: Belgium Catholic University; 1985.

De Luca CJ. Surface Electromyography: Detection and Recording. Direitos autorais 2002. Por Delsys Inc. Disponível em URL: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf) em 2009.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics, Journal of Applied Biomechanics. 1997, 13 (2): 135-163.

Eklblom M, Eriksson M. Concurrent EMG feedback acutely improves strength and muscle activation. European Journal Of Applied Physiology. 2012; 112(5): 1899. Available from: Complementary Index.

Fernández I, Zanotta G, Kreiner M. Estudio comparativo del complejo electromiográfico post-estímulo del músculo masetero en pacientes rehabilitados con prótesis completa bimaxilar mediante técnica piezográfica y técnica convencional. Odontoestomatología 2010; 7(14): 45-53.

Fernández I, Zanotta G, Kreiner M. Estudio Comparativo del Complejo Electromiográfico Post-Estímulo del Músculo Masetero en Pacientes Rehabilitados con Prótesis Completa Bimaxilar Mediante Técnica Piezográfica y Técnica Convencional. Odontoestomatología 2010; 12(14): 45-53.

Fernández I, Francia A, Piaggio J, Kreiner M. Analysis of fatigue in the ability to control the muscular effort trajectory in patients with temporomandibular disorders. 5th Latin American Region IADR Meeting. Bogotá, Colombia 7-9 octubre 2015.

Fernández I, Kreiner M, Francia A, Zanotta G, Piaggio J. Regulación voluntaria de la actividad contráctil del músculo masetero en individuos sanos y con trastornos

temporomandibulares. Un potencial test diagnóstico. *Odontoestomatología*. 2017; 19(30):52-58.

Ferrario VF, Sforza C, Miani Jr A, D'addona A, Barbini E. Electromyographic activity of human masticatory muscles in normal young people. Statistical evaluation of reference values for clinical applications. *Journal of Oral rehabilitation*. 1993; 20: 271-280.

Ferrario VF, Sforza, G, Tartaglia GM, Dellavia C. Immediate effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients. *Journal of Oral rehabilitation*. 2002; 29: 810-815.

Ferreira CL, Machado BC, Borges CG, Rodrigues Da Silva MA, Sforza C, De Felício CM. Impaired orofacial motor functions in chronic temporomandibular disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24 (4):565-571.

Flores Ramirez, Bernardo. Desarrollo de un sistema de refleximetría masticatoria; como auxiliar en el seguimiento al tratamiento de personas con disfunciones cráneomandibulares. Centro de Investigación y de estudios avanzados del Instituto Politécnico Nacional. Unidad Zacatenco. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Sección Bioelectrónica. Tesis para obtener el Grado de Maestro en Ciencias en la Especialidad de Ingeniería Eléctrica. Julio 2015.

Forbes, P.A., Happee, R., van der Helm, F.C.T, Schouten AC. EMG feedback tasks reduce reflexive stiffness during force and position perturbations. *Exp Brain Res* 2011; 213: 49-61. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2776-y>

Funakoshi M, Fujita N, Takehana S. Relations between occlusal interference and jaw muscle activities in response to changes in head position. *J Dent Res* 1976(55):684-690. doi:10.1177/00220345760550042401.

García Moreira C, Ángeles F, García J, Nuño A, Llanos R. Primeros resultados clínicos de reflexometría masticatoria. *Rev Mex Ing Biomed* 1989;10:35.

García Moreira C., Nuño Licon A, Angeles Medina F, Pacheco Segura ME, Sarabia Villa A. Electromyographic activity (EMG) of masseter and temporal muscles in edentulous patients before and after complete dentures. *Prácticas Odontológicas* 1990; 11(8): 54-56.

García Moreira C, Ángeles F, Gonzáles Gómez H, Nuño Licon A, García Ruiz J, Galicia Arias A et al. Trayectoria de la actividad masetérica durante un esfuerzo isométrico asistido por retroalimentación visual electromiográfica en pacientes jóvenes normales. *Rev Mex Ing Biomed* 1994; 15 (2): 259-272.

García Moreira C, Ángeles F, Gonzáles Gómez H, Nuño Licon A, García Ruiz J, Galicia Arias A et al. Improved automatized recording of masticatory reflexes through analysis of effort trajectory during biofeedback. *Medical Progress through technology* 1994; 20: 63-73.

Gibbs C, Mahan P, Wilkinson T, Mauderli A. EMG activity of the superior belly of the lateral pterygoid muscle in relation to other jaw muscles. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* [serial on the Internet]. 1984;1: 51691-702. Available from: ScienceDirect.

Godaux E, Desmedt J. Exteroceptive suppression and motor control of the masseter and temporales muscles in normal man. *Brain Res* 1975; 85:447.

González Gómez H, García Moreira C, Ángeles Medina F, Zinemanas E, García Ruiz J, Galicia Arias A et al. Trayectoria de la actividad motora masetérica durante un esfuerzo isométrico asistido por retro-alimentación visual electromiográfica en pacientes jóvenes normales. *Rev Mex Ing Biomed* 1994; 15(2): 259-272.

Gwet Kilem. Kappa Statistic is not Satisfactory for Assessing the Extent of Agreement Between Raters. Series: Statistical Methods For Inter-Rater Reliability Assessment 2002; 1 2002.

Hefftner G, Zucchini W, Jaros GG. The electromyogram as a control signal for functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1988; 35:230.

Hellmann D, Giannakopoulos NN, Blaser R, Eberhard L, Shindler HJ. The effect of various jaw motor tasks on body sway. *J Oral Rehabil.* 2011;38:729-736.

Hlustík P, Solodkin A, Noll DC, Small SL. Cortical plasticity during three-week motor skill learning. *J Clin Neurophysiol.* 2004 May-Jun; 21(3):180-91.

Hellsing G, Klineberg I. The masseter muscle: the silent period and its clinical implications. *J. Prosthet. Dent.* 1983;49:106.

Hennequin M, Mazille M, Cousson P, Nicolas E. Increasing the number of inter-arch contacts improves mastication in adults with Down syndrome: A prospective controlled trial. *Physiology & Behavior* [serial on the Internet]. 2015; June 1: 14514-21. Available from: ScienceDirect.

Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G, Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, In *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10(5):361-374, ISSN 1050-6411 [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).

Hodges P, Tucker K. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *PAIN.* Volume 152, Issue 3, Supplement, 2011;152(3): 90-98. ISSN 0304-3959, <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>.

Hussein SM, McCall Jr. WD. Masseteric silent periods electrically evoked in normal subjects and patients with temporomandibular joint dysfunction. *Experimental Neurology*, 1983; 81: 64.

Iida T, Komiyama O, Obara R, Baad-Hansen L, Kawara M, Svensson P. Influence of visual feedback on force-EMG curves from spinally-innervated versus trigeminally-innervated. Muscles. Arch Oral Biol 2013; 58: 331–339.

Jensen R, Fuglsang-Frederiksen A, Olesen J. Quantitative surface EMG of pericranial muscles: reproducibility and variability. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1993; 89: 1-9.

Jian CH, Wei M, Luo J, Lin J, Zeng W, Huang W et al. Multiparameter electromyography analysis of the Masticatory Muscle activities in Patients with Brainstem stroke at Different head Positions. Frontiers in Neurology. May 2017; 8 (221): 1-10.

Klasser GD, Okeson JP. The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. J Am Dent Assoc 2006; 137:763-771.

Koidis P, Zmuidzinas S, Burch J. A standardized system for evoking masseteric silent periods with decreased variance. J. Prosthet. Dent. 1987;58:110.

Koutris M, Lobezoo F, Naeije M, Wang K, Svensson P, Arendt-Nielsen L et al. Effects of intense chewing exercises on the masticatory sensory-motor system. Journal Dental Research. 2009; 88: 658-662.

Kümbüloğlu O, Saracoglu A, Bingöl P, Hatipoğlu A, Ozcan M. Clinical study on the comparison of masticatory efficiency and jaw movement before and after temporomandibular disorder treatment. The Journal of Craniomandibular and Sleep practice. 2013; 31 (3): 190-200.

Kreiner M, Fernández I, Zanotta G, Barrios JA, Radke J. Nuevo método para el registro simultáneo de reflejos inhibitorios cráneo-faciales de tres pares craneanos, utilizando retroalimentación visual a tiempo real. Cúspide 2012; 26: 14-17.

Kreiner M. Efecto inmediato de las placas mio-relajantes sobre el período de silencio electromiográfico del músculo masetero, en pacientes que sufren dolor cráneo-facial crónico de origen muscular. Odontología, Dic 2001; 6: 37-48.

Kreiner M. Intra-individual short-term reproducibility of the masseteric post-stimulus-EMG-complex (PSEC) in patients with chronic masticatory muscle pain. IASP Press, Aug 2002, Abstract 129-P125: 41.

Kushiro K, Goto F. Effect of masticating chewing gum on postural stability during upright standing. Neurosci Lett 2011; 487(2):196–8. doi:10.1016/j.neulet.2010.10.021.

Lotze M, Braun C, Birbaumer N, Anders S, Cohen LG. Motor learning elicited by voluntary drive. Brain. 2003; Apr 126(Pt 4):866-72.

Lu Shengyi, Baad-Hansen Lene, Zhang Zhenting, Svensson Peter. Archives of Oral Biology 2013; 58:1483-1490.

Macaluso, GM, De Laat A. The influence of the position of surface recording electrodes on the relative uptake of the masseteric and temporal M-responses in man. European Journal Of Oral Science 1995; 103: 345-350.

MacDonald JWC, Hannam AG. Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part I. Journal of Prosthetic Dentistry. 1984; 52(5):718-729.

Coelho-Ferraz MJ, Bérzin F, Amorim C, Queluz DDP. Electromyographic Evaluation of Mandibular Biomechanic. Int. J. Morphol. 2009;27(2):485-490.

McCall, Jr., W.D. & Hoffer, M. Jaw muscle silent periods by tooth tap and chin tap. Journal of Oral Rehabilitation 1981; ((1):91-96.

McNamara JA Jr. The independent functions of the two heads of the lateral pterygoid muscle. Am J Anat. 1973 Oct; 138(2):197-205.

Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. Science 1996 Jun 21;272(5269):1791-1794.

Nuño A, Cavazos E, Angeles F, García-Moreira C. Effect of occlusal splint therapy on blink reflex time in TMJ dysfunction patients. Am J Dent 1990;3:161-165.

Osorno EC, Díaz TX, Alfaro MP, Romero EG, Ángeles MF, Cruz VA. Relación del reflejo masetérico con el dolor y la apertura mandibular. Oral. 2006; 7(22): 336-340.

Pasinato F, Santos-Couto-Paz C, Zeredo J, Macedo S, Corrêa E. Experimentally induced masseter-pain changes masseter but not sternocleidomastoid muscle-related activity during mastication. Journal Of Electromyography And Kinesiology [serial on the Internet]. 2016; Dec 1: 3188-95. Available from: ScienceDirect.

Peck CC, Murray GM, Gerzina TM. How does pain affect jaw muscle activity? The integrated pain adaptation model. Australian Dental Journal. 2008; 53: 201-207.

Politti F, Casellato C, Kalytczak M, Garcia M, Biasotto-Gonzalez D. Characteristics of EMG frequency bands in temporomandibular disorders patients. Journal Of Electromyography And Kinesiology [serial on the Internet]. 2016; Dec 1: 31119-125. Available from: ScienceDirect.

Politti F, Casellato C, Kalytczak MM, García MB, Biasotto-Gonzalez DA. Characteristics of EMG frequency bands in temporomandibular disorders patients. J Electromyogr Kinesiol. 2016; Dec 31: 119-125.

Santana-Mora U, Cudeiro J, Mora-Bermúdez MJ, Rilo-Pousa B, Ferreira-Pinho JC, Otero-Cepeda JL et al. Changes in EMG activity during clenching in chronic pain

patients with unilateral temporomandibular disorders. *J Electromyography Kinesiology*. 2009; 19 (6): 543-549.

Santana Mora U, López- Ratón M, Mora MJ, Cadarso-Suárez C, López Cedrún J, Santana Penín U. Surface electromyography has a moderate discriminatory capacity for differentiating between healthy individuals and those with TMD: A diagnostic study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; (24): 332-340.

Svensson P, Romaniello A, Wang K, Arendt-Nielsen L, Sessle BJ. One hour of tongue-tasktraining is associated with plasticity in corticomotor control of the human tongue musculature. *Exp Brain Res* 2006; 173: 165–173.

Tartaglia G, Lodetti G, Paiva G, De Felicio CM, Sforza C. Surface electromyographic assessment of patients with long lasting temporomandibular joint disorder pain. 2011; 21: 659-664.

Tecco S, Tetè S, D'Attilio M, Perillo L, Festa F. Surface electromyographic patterns of masticatory, neck and trunk muscles in temporomandibular joint dysfunction patients undergoing anterior repositioning splint therapy. *European Journal of orthodontics*. 2008; 30: 592-597.

Yamada T, Kameyama S, Fuchigami Y, Nakazumi Y, Quentin S, Kimura J. Changes of short latency somatosensory evoked potential in sleep, In *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1988; 70(2):126-136, ISSN 0013-4694, [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(88\)90113](https://doi.org/10.1016/0013-4694(88)90113).

Turker K. A method for standardization of silent period measurements in human masseter muscle. *J Oral Rehabil* 1988;15: 91-101.

Tucker K, Hodges P. Changes in motor unit recruitment strategy during pain alters force direction. *European Journal Of Pain* [serial on the Internet]. 2010;Jan 1: 14932-938. Available from: ScienceDirect.

Valdes C, Astaburuaga F, Falace D, Ramirez V, Manns A. Effect of tongue position on masseter and temporalis electromyographic activity during swallowing and maximal voluntary clenching: a cross-sectional study. *Journal of Oral Rehabilitation* 2014; 41; 881-889.

Van der Glas H, De Laat A, Van Steenberghe D: Computer based analysis of electromyographic silent periods paracnicters in jaw muscles during clenching in man. *Electromyographic Clin. Neurophysiol*. 1981; 21(7):627-641.

Van der Glas H, Van Steenberghe D. Comments on standarization of reflex measurements in human masseter muscle, including silent periods. *J. Oral Rehabil*.1989; 16:549-554.

Widmalm S.E. The silent period in the masseter muscle of patient with TMJ dysfunction. *Acta Odontológica Escandinavica* 1976; 34: 43.



Willems R., van der Glas HW, van Steenberghe D. A pendulum system to deliver reproducible taps on single teeth to elicit silent periods in the electromyograms of human jaw muscles. *Archs oral Biol.* 1982; 27: 991-992.

Wongpakaran N, Wongpakaran T, Wedding D, Gwet Kilem L. A comparison of Cohen's Kappa and Gwet's AC1 when calculating inter-rater reliability coefficients: a study conducted with personality disorder samples. *BMC Medical Research Methodology* 2013; 13:61.

Wozniak K, Lipski M, Lichota D, Szyszka-Sommerfeld L. Muscle Fatigue in the temporal and masseter muscles in patients with temporomandibular dysfunction. *BioMed Research International* Vol 2015; Article ID 269734 21-25

Zanotta G, Fernández I, Barrios J, Kreiner M. Presentación y análisis de una nueva variable para el estudio electromiográfico de la función cráneo-mandibular: Estudio piloto. *Odontoestomatología.* 2013; Nov 15( 22 ): 40-45.

Zanotta G, Fernández I, Piaggio J, Kreiner M. Association between muscle force asymmetry and the ability to control the muscular force trajectory using biofeedback in healthy volunteers. A comparative pilot study. *American Academy of Orofacial Pain 37th Annual Scientific Meeting, EEUU, 2 de Mayo 2013.*