



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de un sistema de refleximetría masticatoria; como auxiliar
en el seguimiento al tratamiento de personas con disfunciones
cráneomandibulares

Tesis que presenta

Bernardo Flores Ramírez

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. David Elías Viñas

Agradecimientos

A mis padres, punto de referencia y ejemplo de vida a seguir; quienes siempre han apoyado, respetado y valorado mis decisiones.

A mi amada Fabiola, reflejo de mi desarrollo como individuo y pareja.

Al doctor David Elías Viñas por generar y fomentar un ambiente de trabajo óptimo. Muestra ejemplar para la realización de la investigación científica y el desarrollo personal.

Al doctor Fernando Ángeles Medina, C.D. Nicolás Pacheco Guerrero y C.D. Julio Morales González por la confianza, apoyo y paciencia en la realización de este proyecto.

A Rodrigo mi querido amigo, por ayudar a darme cuenta de lo que soy capaz.

A Esteban y Ernesto, por compartir generosamente su conocimiento y amistad sin esperar mayor retribución que el crecimiento personal.

A mis nuevos y muy apreciados amigos Daniel, Pedro, Efrén y José, compañeros de batalla dentro y fuera del campo de trabajo.

Al ingeniero Alfonso Márquez por su ayuda en la construcción de elementos indispensables de este proyecto.

A mis compañeros de generación y de laboratorio por propiciar el entorno ideal para el trabajo y entretenimiento.

Al CONACYT por promover la creación de incentivos económicos para la realización de proyectos como este y al CINVESTAV por fomentar el desarrollo de recursos humanos.

Agradecimiento al Proyecto PAPIIT- IT 202314 DGAPA – UNAM.

Por último y no por ello menos importante a mis viejos y muy queridos amigos Alberto, Israel, Carlos Daniel, Juan José, Alberto y Argenis por su compañía al cabo de todos estos años y los que faltan. Pobre de ustedes... ¡Qué va!

Contenido

1	Resumen	6
1.1	Abstract.....	7
2	Introducción	8
2.1	Objetivo Principal	9
2.2	Objetivos Particulares	9
3	Antecedentes.....	10
3.1	Electromiografía Superficial (SEMG).....	10
3.2	Ventajas y desventajas de la electromiografía superficial.....	11
3.3	Instrumentación.....	13
3.3.1	Impedancia.....	14
3.3.2	Amplificación Diferencial y Rechazo a Modo Común	15
3.3.3	Filtrado de la señal electromiográfica.....	16
3.3.4	Muestreo y conversión analógica-digital (A/D)	17
3.4	Refleximetría Masticatoria.....	18
3.4.1	Reflejo de cierre mandibular.....	20
3.4.2	Reflejo Inhibitorio Masetérico (MIR)	21
3.4.3	Técnica de Registro.....	22
3.4.4	Periodo de Silencio (SP)	23
3.5	Estado del Arte.....	25
4	Desarrollo	26
4.1	Solución Propuesta	26
4.1.1	Sistema Mecánico	27
4.1.2	Sistema Electrónico.....	28
4.1.2.1	Electromiógrafo	29

4.1.2.2	Tarjeta de Adquisición	31
4.1.2.2.1	Entradas Analógicas	31
4.1.2.2.2	Comunicación USB	31
4.1.2.2.3	Salidas Digitales	32
4.1.2.3	Comparador.....	32
4.1.2.4	Circuito de Potencia	33
4.1.3	Procesamiento y Despliegue	34
4.1.3.1	Interface de Usuario 1 (REFLEX - Registros)	34
4.1.3.1.1	Expediente.....	35
4.1.3.1.2	Acondicionamiento de señal	36
4.1.3.1.3	Calibración.....	38
4.1.3.1.4	Registro EMG	39
4.1.3.2	Interface de Usuario 2 (RFXG - Análisis)	41
4.1.3.2.1	Expediente.....	42
4.1.3.2.2	Reflexigrama	42
5	Pruebas	50
6	Resultados.....	53
6.1	Tiempo de respuesta para la generación del estímulo.....	53
6.2	Coeficientes de correlación	59
6.3	Amplitudes y duraciones	65
6.4	Tiempo de Inicio de la onda Inhibitoria.....	70
7	Discusión	75
7.1	Tiempo de respuesta para la generación del estímulo.....	75
7.2	Coeficientes de correlación	76
7.3	Amplitudes y duraciones	77
7.4	Tiempo de Inicio de la onda Inhibitoria.....	79
8	Conclusiones y perspectivas.....	82

Apéndice A.....	87
Apéndice B.....	90
Apéndice C.....	92
Apéndice D.....	98
Referencias.....	100

1 RESUMEN

Este trabajo propone y desarrolla un sistema de refleximetría masticatoria que permite la extracción y análisis de parámetros cuantificables (tiempos, amplitudes, duraciones, etc.) obtenidos de un reflexigrama (RFXG), utilizando como estímulo para la generación del Reflejo Inhibitorio Masetérico (MIR) un golpe descendente sobre la mandíbula.

El sistema que se presenta, permite ejercer un golpe sobre la mandíbula de un paciente, captura la señal electromiográfica del músculo masetero antes, durante y después de la aplicación de un estímulo externo, buscando evocar MIR; procesa una cantidad determinada de registros electromiográficos y despliega como resultado una señal denominada reflexigrama, con el objeto de evaluar el estado de algunos aspectos funcionales del sistema masticatorio. Este sistema se le conoce como reflexímetro masticatorio.

El RFXG puede coadyuvar en el diagnóstico de trastornos mandibulares como el bruxismo y disfunciones de la articulación temporomandibular y su mayor uso se da en el seguimiento del tratamiento a pacientes con dichos problemas.

Los resultados logrados se enfocan en el monitoreo del comportamiento de los parámetros extraídos de cada RFXG, con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento del sistema desarrollado. El análisis de los reflexigramas como una herramienta para evaluar las condiciones estomatológicas de los sujetos de prueba, no fue realizado debido a la necesidad de implementar un protocolo de pruebas clínicas previo.

El sistema desarrollado está destinado a usarse en el Laboratorio de Fisiología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM, donde se realizan evaluaciones cuantificables de la evolución a los tratamientos aplicados sobre sus pacientes.

1.1 ABSTRACT

The presented system exerts a hit to the jaw of a patient, captures the electromyographic signal of the masseter muscle before, during and after application of an external stimulus searching to evoke the Masseter Inhibitory Reflex (MIR); process certain amount of electromyographic records and displays as result a signal called reflexigram (RFXG), in order to assess the state of some functional aspects of the masticatory system, This system is known as mastication reflexmeter.

The RFXG can assist in the diagnosis of mandibular disorders like bruxism and temporomandibular joint dysfunction, though most use occurs in monitoring the treatment of patients with these problems.

This paper propose and develops a reflexmetry masticatory system which allows the extraction and analysis of measurable parameters (time, amplitude, duration, etc.) extracted from each RFXG, using as a stimulus for the generation of the MIR a downward hit to the jaw.

The results focus on monitoring the behavior of the parameters extracted from each RFXG, in order to check the proper performance of the system. Analysis of the reflexigrams as a tool to assess stomatological conditions of the test subjects, was not realized due to the need to implement a protocol for clinical trials.

The developed system is destined to be used in the Laboratorio de Fisiología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación of the Facultad de Odontología, UNAM, where quantifiable assessments of the evolution to the treatments applied to their patients are performed.

2 INTRODUCCIÓN

Existe una gran prevalencia de alteraciones en la articulación temporomandibular y en los músculos de la masticación como el bruxismo o desordenes temporomandibulares; que señalan la importancia de desarrollar modelos o equipo electrónico que sirva como auxiliar en el diagnóstico de estos desórdenes, así como proveer información en los procedimientos terapéuticos empleados en el tratamiento de los desórdenes de la articulación temporomandibular

Debido a la necesidad de evaluar cuantitativamente las respuestas al tratamiento a pacientes con problemas estomatológicos, desde finales de la década de los 80 hasta finales de la década de los 90, integrantes del laboratorio de Fisiología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM, en colaboración con otras instituciones, desarrollaron sistemas de refleximetría que permitieran la valuación objetiva del estado de salud estomatológico de pacientes que llegan a la unidad de posgrado de la UNAM. Sin embargo el rápido avance de la tecnología; en especial de los sistemas computacionales, el uso constante del dispositivo, etc. han vuelto obsoletos dichos dispositivos.

La evaluación de ciertos desordenes temporomandibulares se realiza midiendo el reflejo inhibitorio masetérico (MIR). Este reflejo al ser evocado por un golpe controlado en fuerza sobre la mandíbula ha sido una de las pocas formas en las que se han evaluado disfunciones de la articulación temporomandibular (TMJ). En la práctica clínica, el golpe sobre la mandíbula representa una molestia para algunas personas, principalmente infantes.

Por estas razones se planteó el diseño y construcción de un nuevo sistema de refleximetría, que incorpore las funciones de sus antecesores, agregando y mejorando características relacionadas con el desempeño del sistema (modificando la aplicación del estímulo mecánico), así como nuevos parámetros a medir (tiempo y amplitud de la onda inhibitoria o periodo silente, amplitud y duración de la onda potenciadora, relación de áreas entre la onda inhibitoria y la potenciadora, porcentaje de área faltante en la onda inhibitoria, desde el inicio hasta su pico a los 40 ms, índice de correlación entre

el reflexigrama (RFXG) del lado izquierdo y derecho, etc.) todas estas variables con el fin de ofrecer al especialista elementos auxiliares en el diagnóstico y/o seguimiento de sus pacientes. Todo esto dentro de un programa que administre una base de datos con la información clínica del paciente y los resultados de los estudios realizados.

2.1 OBJETIVO PRINCIPAL

Desarrollar integralmente, un sistema de refleximetría masticatoria que permita medir parámetros objetivos y cuantificables; coadyuvando en la labor de los especialistas a monitorear el tratamiento a personas con disfunciones cráneo-mandibulares.

2.2 OBJETIVOS PARTICULARES

- Elaborar un sistema que permita la captura bilateral de la señal EMG del músculo masetero sincronizada a un estímulo mecánico sobre la mandíbula, para la obtención de un reflexigrama (RFXG).
- Desarrollar el software necesario para almacenar, procesar y desplegar, tanto la información clínica de cada paciente, como parámetros cuantitativos obtenidos de sus respectivos RFXG.
- Implementar un sistema mecánico ajustable que evoque la aparición del Reflejo Inhibitorio Masetérico.

3 ANTECEDENTES

La realización de este proyecto requiere del entendimiento de fundamentos teóricos que sustentan y validan la solución propuesta. A continuación se describen tópicos de interés en el contexto de la electromiografía y la refleximetría masticatoria.

3.1 ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL (SEMG)

La electromiografía es el estudio de la función muscular a través de la investigación de la señal eléctrica que el músculo emana¹. Es el registro de los cambios de potencial eléctrico del músculo a través de electrodos superficiales o de aguja².

La electromiografía superficial es un campo especializado en el uso de dispositivos electrónicos para la medición de la señal eléctrica de los músculos, cuando se contraen. El estudio de la SEMG engloba las contribuciones de varios campos como: electrónica, medicina, anatomía, fisiología, psicología, psicofisiología, terapia física, ergonomía, entre otras.

El registro de la SEMG se remonta a mediados del siglo XVII donde Francesco Redi documentó que un músculo altamente especializado era la fuente de energía de la Raya Eléctrica. Para 1773 John Walsh pudo demostrar claramente que el músculo de la anguila puede generar una chispa de electricidad. En 1790 Luigi Galvani obtuvo evidencia directa entre la contracción muscular y la actividad eléctrica. Fue hasta la década de 1860 donde Guillaume Benjamin Amand Duchenne condujo el primer estudio sistemático del músculo intacto usando estimulación eléctrica para estudiar la función muscular.

Anterior a Duchenne en 1838 Carlo Matteucci utilizó el galvanómetro para demostrar el potencial eléctrico entre el nervio extirpado de una rana y su músculo dañado. A mediados del siglo XIX Emil du Bois-Reymond consiguió la primera

¹ Basmajian JV, DeLuca C. Muscles Alive. 5th ed. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1985

² National Institutes of Health (NIH)

evidencia de actividad eléctrica durante la contracción voluntaria en músculos humanos.

A principios del siglo XX Frederick H. Pratt empezó a demostrar que la magnitud de la energía asociada a la contracción muscular se debía al reclutamiento de fibras musculares individuales. Durante la década de 1920 Herbert Spencer Gasser y H. Sydney Newcomer utilizaron el recientemente inventado osciloscopio de rayos catódicos para mostrar las señales provenientes de los músculos. Para la década de 1930 Edmund Jacobson recurrió al uso constante de la SEMG para estudiar sistemáticamente los efectos de la imaginación y emoción sobre varios músculos.

El uso clínico de la SEMG para el tratamiento de desórdenes más específicos comenzó en la década de 1960 donde C. D. Hardrick y sus colaboradores estuvieron entre los primeros profesionales en utilizar la SEMG; quienes enseñaron a sus estudiantes a no subvocalizar durante la lectura silenciosa haciendo uso de la SEMG como mecanismo de retroalimentación. En los primeros años de la década de 1980 J. R. Cram y J. C. Steger introdujeron un método clínico para escanear una variedad de músculos utilizando un dispositivo sensor de SEMG portátil.

Actualmente la SEMG es utilizada comúnmente en la realización de protocolos clínicos o kinesiológicos, en el diagnóstico de problemas neurológicos y neuromusculares, es también manejada en laboratorios de investigación en el campo de la biomecánica, el control motor, la fisiología, los desórdenes de movimiento, el control postural, la terapia física, entre otros.

3.2 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL

La SEMG es una herramienta que presenta muchas ventajas. Los registros de SEMG proveen un método fácil, seguro, no invasivo que permite la cuantificación objetiva de la energía del musculo. No es necesario penetrar la piel y registrar únicamente unidades motoras aisladas para obtener información útil y significativa acerca de los músculos. Por el contrario, se pueden observar sinergias en los patrones de energía que no pueden ser vistas a simple vista. Esta técnica permite al observador percibir la

energía del músculo en reposo y durante el cambio continuo en la contracción necesaria para la realización de un movimiento. Con el uso de arreglos de múltiples sensores es posible diferenciar la actividad muscular de una región a otra. A pesar de que la habilidad de palpación, las pruebas musculares y la observación de la postura y el movimiento no deben ser descartadas, presentan limitaciones ligadas a su concepción. Si se agrega la información obtenida de los registros de SEMG a la base de conocimientos del especialista, éste puede comenzar a extraer información valiosa respecto a cómo el sistema nervioso participa en la generación de la función muscular.

Así mismo la información biológica obtenida a través de la SEMG puede retroalimentar al paciente proveyendo las bases para la reeducación muscular y la autorregulación. Dicha información puede afinar la respuesta del sistema nervioso del paciente a las instrucciones verbales del terapeuta. De la misma manera se ofrece retroalimentación y motivación a los esfuerzos terapéuticos del paciente. Incluso puede convertirse en una herramienta para demostrar a terceras personas que el tratamiento prescrito tiene los efectos esperados.

Por otra parte la debilidad de la SEMG es inherente a la zona anatómica de estudio, así como a los instrumentos, métodos o procedimientos utilizados para estudiar dicha zona. Una limitación clave es la capacidad para monitorear pocas zonas musculares. El sistema neuromuscular es vasto y complejo, así que reducirlo a uno o dos canales de SEMG resulta desventajoso.

Otro posible inconveniente de los registros de SEMG, tiene que ver con la sustitución de patrones musculares. El sistema neuromuscular, puede manifestar el mismo movimiento utilizando diferentes grupos musculares. Cuando esto sucede el especialista poco experimentado puede interpretar los registros SEMG como inconsistentes o poco fiables.

Una dificultad más que presenta la SEMG es la posibilidad de diafonía, un fenómeno donde la energía de un grupo muscular viaja y se introduce en el registro de otro grupo muscular. Cuando esto sucede puede resultar difícil o casi imposible aislar los registros de SEMG de un músculo específico.

Así mismo existen pocas guías publicadas relativas a la colocación de electrodos y ninguna de ellas se ha convertido en el estándar establecido.

Un aspecto más a considerar por parte del especialista es que la SEMG no entrega una medida de fuerza, resistencia o cantidad de esfuerzo realizado, simplemente despliega una medida de actividad eléctrica generada por el músculo. De esta manera las diferencias en la amplitud de los registros de SEMG durante procedimientos dinámicos pueden deberse simplemente a diferencias en la cantidad de masa muscular presente en cada músculo y no a diferencias en cuanto al trabajo realizado por cada músculo (para realizar comparaciones de actividad entre grupos de músculos es indispensable normalizar la información obtenida).

Finalmente, por lo general los electrodos para SEMG son poco discretos o llamativos. De esta manera los electrodos y sus cables pueden estorbar un patrón de movimiento o hacer sentir al paciente consciente de alguna postura o movimiento, provocando que el registro de SEMG no refleje el patrón común de desplazamiento [1].

3.3 INSTRUMENTACIÓN

La energía generada por los músculos es de un valor muy pequeño medido en el orden de los micro volts (μV). Debido a esto, es necesario hacer uso de instrumentos de alta sensibilidad para amplificar la señal y así poder mostrala, escucharla, interpretarla, manipularla, etc. En esencia un electromiógrafo es simplemente un voltímetro de mayor sensibilidad.

La fuente de la señal SEMG es el potencial de acción de la unidad motora (MUAP por sus siglas en inglés). Los potenciales de acción son emitidos por unidades motoras activadas durante cada contracción. En cualquier patrón de reclutamiento, poblaciones de unidades motoras se activan de forma asíncrona. La suma de la actividad de dichas unidades motoras constituye el volumen de señal conducida por los electrodos y amplificada por el instrumento de electromiografía [1].

3.3.1 Impedancia

Una vez que la energía generada por los músculos alcanza la piel, es sensada por los electrodos. La interface generada entre los electrodos y la piel es un aspecto muy importante a tomar en cuenta. Por ejemplo, la impedancia de la piel puede variar en función de la humedad de la piel, la concentración superficial de grasa sobre la piel, la densidad de la capa de células muertas, etc. Adicionalmente se utiliza un medio electrolítico colocado entre la superficie del electrodo y la piel que potencializa la señal de SEMG de la piel hacia el electrodo. Si no se utiliza un medio electrolítico (electrodo seco) la piel siente la presencia de un objeto extraño y eventualmente comienza a generar sudor, generando de esta manera su propio medio electrolítico. Durante el registro de señales de SEMG es importante mantener la impedancia de la piel lo más baja posible y balanceada para los dos electrodos. Esto se logra comúnmente frotando la piel vigorosamente con una almohadilla con alcohol. Para propósitos de investigación, la impedancia en la zona de los electrodos debe ser menor posible, entre los 5000 y 10000 Ohms.

Cuando la impedancia en la interfaz electrodo-piel es muy alta o esta desbalanceada, la relación de rechazo a modo común del amplificador de SEMG se rompe, permitiendo la interferencia de la señal de 60 Hz proveniente de la línea de suministro energía o los equipos conectados a ella.

Para que el instrumento de SEMG funcione es importante que la impedancia de la piel sea menor que la impedancia de entrada del instrumento, en el orden de 10 a 100 veces menor; así, si el instrumento tiene una impedancia de entrada de $1\text{M}\Omega$, entonces permitirá una impedancia en la interface electrodo-piel de hasta $10\text{k}\Omega$.

Como regla general. La alta impedancia de entrada vuelve robusto al instrumento de SEMG a conexiones electrodo-piel malas (el registro SEMEG presenta mucho ruido). Se debe tener en cuenta que la piel seca o grasosa puede fácilmente exceder la impedancia de $10\text{M}\Omega$.

Los amplificadores de SEMG a pesar de su alta impedancia de entrada, siguen siendo sensibles a desbalances de impedancia en ambos sitios donde se colocaron

los electrodos. Las diferencias en la impedancia pueden ocurrir cuando un electrodo es colocado en una región vellosa del cuerpo, mientras el otro electrodo no lo está. Adicionalmente los desbalances pueden ocurrir cuando los electrodos pierden adhesión a la piel durante la sesión de evaluación o tratamiento. En cualquier caso, los amplificadores de SEMG pueden tolerar hasta 20% de discrepancia en la impedancia de ambos sitios. Diferencias mayores al 20% conducen a evaluaciones equivocadas en la amplitud de la señal. En la Fig. 1 se muestra el efecto sobre un registro de SEMG cuando un electrodo pierde adhesión. [1]

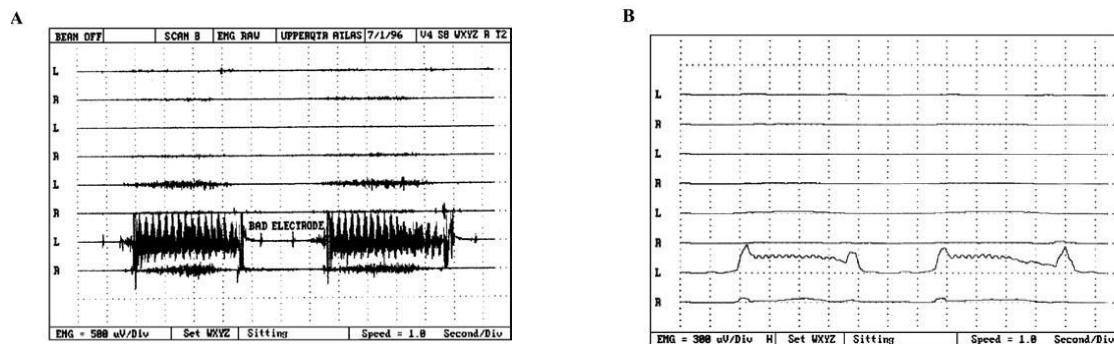


Fig. 1 (A) Registro de SEMG sin procesar durante un protocolo dinámico en el que un electrodo periódicamente pierde adhesión. (B) Señal RMS (root mean square) extraída de (A). Las oscilaciones en la señal están asociadas con ruido excesivo de 60 Hz. Cram's introduction to surface electromyography. Eleanor Criswell. 2nd ed. Pag 39.

3.3.2 Amplificación Diferencial y Rechazo a Modo Común

Una vez que el potencial del músculo ha cruzado la interfaz electrodo-piel es sometido al proceso de amplificación diferencial. Durante la amplificación, el nivel de voltaje de la señal biológica es elevado o aumentado. A este suceso se le denomina ganancia. La cantidad de ganancia o amplificación determina que tan pequeña aparece la señal de SEMG en el medio de despliegue visual.

Para la amplificación diferencial se requieren tres electrodos: dos electrodos de registro y uno de referencia. Los electrodos de registro son colocados sobre los músculos a evaluar, situando al electrodo de referencia en otra parte del cuerpo procurando un buen contacto. La energía que llega a ambos electrodos de referencia es comparada con la del electrodo de referencia. De esta manera dicha energía se resta o diferencia dejando pasar solamente las componentes energéticas únicas. En

otras palabras, la amplificación diferencial resta el potencial eléctrico que existe entre cada electrodo de registro respecto al electrodo de referencia, amplificando la señal resultante.

Este sistema funciona debido a que la energía entregada por el músculo sigue el paso de las fibras musculares desde la placa motora externa hasta las inserciones tendinosas en ambos lados. Cuando los electrodos de registro están colocados paralelos a las fibras musculares y ligeramente fuera del centro del vientre muscular, donde se encuentra la mayor densidad de placas motoras externas, el potencial de acción generado en las fibras musculares viaja y alcanza ambos electrodos de registro a distintos tiempos.

De esta manera la energía muscular que llega a cada electrodo es única. Por otra parte la energía común para ambos electrodos de registro (modo común) se elimina. Las señales a modo común generalmente provienen de ruido electromagnético externo.

El grado al cual un amplificado diferencial tiene éxito al no dejar pasar señales a modo común se describe por la razón de rechazo a modo común (CMRR por sus siglas en inglés). Esta razón se calcula dividiendo la amplificación de la señal a modo común (A) entre la amplificación de la señal a modo diferencial (B), multiplicando este coeficiente por $20 \log_{10}$ para obtener un valor expresado en decibeles (dB). $CMRR [dB] = 20 \log_{10} (A/B)$.

A mayor CMRR mejor desempeño del dispositivo. Este valor se encuentra generalmente entre 90 y 140 dB [1].

3.3.3 Filtrado de la señal electromiográfica

Una vez que la señal de SEMG ha sido amplificada se continúa a la siguiente etapa, la cual incorpora un filtro pasa altas (con frecuencia de corte cercana a los 10-20 Hz) y un filtro pasa bajas (con frecuencia de corte alrededor de los 400-450 Hz), que usualmente tienen una caída de 40 dB/década (12 dB/octava).

La señal detectada sobre la piel a menudo muestra pequeñas variaciones debido a artefactos (errores de percepción o representación de la información, introducidos por el equipo o técnica utilizada) de movimiento e inestabilidades en la interfaz electrodo-piel. Los armónicos de estas señales indeseables, están usualmente en el rango de 0 a 20 Hz. El espectro EMG incluye en este rango información concerniente a la velocidad de disparo de las unidades motoras activas, que puede ser relevantes en algunas aplicaciones. En muchos otros casos (análisis de movimiento) esta información no es de gran interés por lo tanto se utiliza un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 25 a 30 Hz.

Los artefactos debidos al desplazamiento de la zona de inervación debajo de los electrodos, que generan modulación en amplitud de la señal SEMG, no son eliminados por los filtros anteriormente señalados. Los artefactos de movimiento asociados con fluctuaciones en la impedancia de los electrodos y los potenciales de media célula pueden ser atenuados pero no eliminados.

En algunos casos se pueden emplear filtros analógicos tipo *Notch* para reducir la interferencia de 50 a 60 Hz. Por lo general esto no resulta en una buena práctica debido a (1) se elimina potencia de una banda de frecuencia donde la señal de SEMG muestra densidad de alta potencia y (2) introduce rotación de fase, la cual extiende a frecuencias por debajo y más allá de la frecuencia central cambiando dramáticamente la forma de onda (aunque no mucho su potencia) de la señal SEMG. Este aspecto es relevante cuando las formas de onda son de interés, sin embargo no es importante cuando solo se estudia la amplitud o potencia de la señal SEMG, tal es el caso de la bio-retroalimentación EMG [2].

3.3.4 Muestreo y conversión analógica-digital (A/D)

El teorema de Nyquist requiere que la señal de interés sea muestreada a razón de al menos el doble de frecuencia de la armónica más alta, con el fin de evitar pérdida de información y el fenómeno llamado "aliasing", este efecto se presenta si una armónica de la señal es muestreada a una frecuencia muy baja. Este problema surge debido a las armónicas de mayor frecuencia y por el ruido en el ancho de banda. Por esta razón

la eliminación de componentes de señal o ruido con frecuencias por arriba de aquellas de interés es sumamente importante. Para casi todos los músculos y la mayoría de las aplicaciones, la mayor amónica de interés en la señal de SEMG está en el rango de 400 a 450 Hz, por lo tanto se requiere un filtro pasa bajas con frecuencia de corte en este rango, así como una frecuencia de muestreo de al menos 1000 muestras/segundo.

La conversión A/D transforma los voltajes muestreados en “niveles” representados en código binario. Una conversión A/D acepta señales en un rango específico de entrada, el cual se subdivide en un número de niveles discretos dados por $2^n - 1$, donde n es el número de bits de la conversión A/D.

La ganancia del amplificador (o filtro) y el rango de entrada del convertidor A/D no pueden ser escogidos por separado. Están unidos por la resolución a elegir, que a su vez está relacionada con el nivel de ruido. Dependiendo de la máxima amplitud pico-pico, que para una señal de SEMG puede ser de 4 - 5 mV_{pp} y el nivel de ruido de 1 μ V_{RMS}, que puede ser elegido para corresponder con el bit menos significativo, es posible calcular el número de niveles requeridos (4000 – 5000 en este caso).

Es una práctica común elegir la resolución del sistema un tanto por debajo del nivel de ruido del sistema, y el rango algo por encima de la máxima amplitud pico-pico esperada de la señal a la salida de las etapas de amplificación y filtrado. Si este requerimiento no puede cumplirse para todas la señales el amplificador debe ser diseñado con ganancia ajustable, con el fin de obtener la resolución deseada [2].

3.4 REFLEXIMETRÍA MASTICATORIA

Tradicionalmente los reflejos han sido explorados en la clínica de manera subjetiva; la exploración busca detectar lesiones en las vías nerviosas involucradas en la regulación de las funciones motoras a las que estos reflejos contribuyen; así como ayudar a predecir la respuesta del sistema bajo diferentes circunstancias. Como resultado de dichas exploraciones, se logra apreciar la existencia, exaltación o ausencia de los reflejos. Sin embargo 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. Teniendo en cuenta que los potenciales evocados de dichos reflejos se debe dar bajo las mismas condiciones clínicas de fondo (reproducibilidad).

Debe verificarse objetivamente que la condición de fondo sea similar, lo cual implica registrar variables fisiológicas que informen acerca de este entorno, por ejemplo, el EMG de músculos agonistas y antagonistas. La respuesta puede registrarse por medio de la fuerza desarrollada, el desplazamiento logrado, o bien, por la señal electromiográfica (EMG) producida a nivel del músculo activado [3].

El movimiento corporal genera retroalimentación sensorial que comúnmente tiende a disparar respuestas reflejas sobre los músculos de las partes móviles del cuerpo o sobre músculos en otras partes de cuerpo. A pesar de que algunos de estos reflejos son potencialmente útiles, otros pueden evitar el funcionamiento motriz normal. Como consecuencia, los sistemas de control motriz corporales deben de integrar los reflejos útiles al patrón de movimiento al mismo tiempo que suprimen aquellos potencialmente disruptivos. El sistema masticatorio es un modelo donde esto ocurre claramente.

La masticación, así como la locomoción y la respiración, es un movimiento rítmico que se genera dentro del Sistema Nervioso Central. A pesar de que en el pasado se pensaba que los movimientos rítmicos de la mandíbula dependían de la acción alternada de los reflejos de apertura y cierre mandibular; ahora se sabe que un mecanismo del tallo cerebral (un generador de patrón central: CPG por sus siglas en inglés), genera las características esenciales de este movimiento.

Las entradas sensoriales de la boca y los comandos descendientes provenientes de la parte anterior del cerebro activan el CPG y pueden modificar el patrón básico de movimiento mandibular. Debido a esto se ha convertido en un tema de interés, descubrir como los reflejos mandibulares contribuyen al patrón final o al movimiento rítmico mandibular y los puntos en los que los circuitos reflejos y los CPG's interactúan.

Los músculos de la mandíbula son similares en muchos aspectos a los músculos de las extremidades, aunque su organización neural tiene adaptaciones específicas a sus funciones particulares. Como los músculos de las extremidades, los involucrados en la masticación tienen un rol postural, manteniendo a la mandíbula en una posición constante cuando está en reposo relativa al maxilar superior; resistiendo la fuerza de la gravedad durante la locomoción y otros movimientos. Sin embargo la función mayor de los músculos masticatorios es fraccionar la comida en pequeñas porciones a un tamaño al que puedan ser deglutidas. Los músculos de cierre mandibular son capaces de generar contracciones muy poderosas, y tienen una ventaja mecánica respecto a aquellos en las extremidades, debido a que actúan directamente sobre la articulación sin la interposición de tendones largos y flexibles como sucede entre el músculo y los huesos [4].

Los músculos de la mandíbula solo ejercen fuerza en una dirección (cierre mandibular), raramente trabajan en contra de alguna carga durante la apertura. Estos músculos trabajan bajo restricciones importantes, debido a que ejercen mucha fuerza en una distancia relativamente corta y los dientes se encuentran en puntos inamovibles durante el cierre mandibular. Los dientes por si mismos constituyen una segunda importante restricción. Están anatómicamente adaptados para cortar y aplastar comida; sin embargo, los labios y las mejillas pueden fácilmente interponerse en su camino mientras se mastica, y así resultar dañados. Estos factores hacen crítico que el movimiento de la mandíbula durante la masticación se controle en una forma muy precisa.

3.4.1 Reflejo de cierre mandibular

Es un reflejo miotático clásico. Se le llama comúnmente reflejo mandibular o maseterino, a diferencia de lo que sucede con las extremidades, no existe un reflejo comparable sobre los músculos antagonistas involucrados en la apertura mandibular [4].

Este reflejo posee conexiones nerviosas únicas, diferentes de las exhibidas por otros reflejos monosinápticos humanos, y permite evaluar, de forma fácil y eficiente el

tallo cerebral por medio de la estimulación mecánica, eléctrica o magnética. Diversos estudios han demostrado la participación en este reflejo de las interneuronas del tallo cerebral y su modulación por estructuras supraespinales, que hacen parte fundamental de su integración motora. El reflejo mandibular es útil para evaluar la afectación trigémino-trigeminal en polineuropatías como la diabetes, neuromiopatías como la esclerosis múltiple y en pacientes con trastornos del movimiento, con o sin disfunción oromandibular. La evaluación neurofuncional de este reflejo cráneo facial ayuda a identificar la integración sensoriomotora del tallo cerebral y las posibles alteraciones de estas vías reflejas, debidas a anomalías del sistema nervioso central o del periférico. Su apropiada ejecución e interpretación, clínica y neurológica, permite aplicar de manera más personalizada diversos protocolos de neurorrehabilitación, con el fin de ayudar a mejorar la calidad de vida de los individuos con afectación de estas vías neurales [5].

3.4.2 Reflejo Inhibitorio Masetérico (MIR)

La mordedura de un objeto duro estimula los mecano-receptores (receptores de dolor) de la membrana periodontal y de la zona orofacial, desencadenando el reflejo inhibitorio masetérico. Protegiendo de esta forma a las estructuras orales contra la estimulación nociceptiva. Ya sea por medio de estimulación dentaria o mecánica más débil como por estimulación táctil de la mucosa oral, estimulación eléctrica de bajo umbral de dolor o estimulación del nervio dentario inferior, se ha visto que existe un mecanismo nervioso inhibitorio sobre la actividad electromiográfica de los músculos elevadores mandibulares denominado periodo de silencio (SP) o pausa motriz. Este periodo de silencio ha sido observado también en asociación con los contactos dentarios durante la masticación o durante la fase oclusal de los ciclos masticatorios, por lo tanto ante estas evidencias se plantea que con respecto a las respuestas reflejas mecanosensitivas periodontales existen dos componentes: a) Componente nociceptivo (polisináptico) dado por el reflejo de apertura mandibular protector o defensivo y b) el componente funcional (bisináptico) que consiste en el periodo de silencio de la actividad electromiográfica elevadora; que juega un rol importante y permanente en complicados mecanismos nerviosos del control mandibular y oclusal

durante la función masticatoria; el cual puede ser evocado por estímulos fisiológicos y mecanismos más débiles que los nociceptivos.

De esta forma la información sensorial llegará hasta el núcleo mesencefálico del V par o al núcleo espinal del V par de donde pasarán impulsos nerviosos hasta el núcleo motor del V par donde impulsos generados provocan inhibición de las motoneuronas que mandan impulsos a los músculos elevadores mandibulares y excitan las motoneuronas que inervan los músculos depresores [6].

3.4.3 Técnica de Registro

De forma tradicional, el MIR se registra bilateralmente colocando los electrodos de registro en ambos lados del músculo masetérico (ver Apéndice B). Lo sujetos deben permanecer sentados en posición vertical, mientras contraen la mandíbula tan fuerte como les sea posible durante 2 a 3 segundos, con la ayuda de retroalimentación auditiva. El reflejo puede ser medido adecuadamente solo si el paciente es capaz de contraer la mandíbula y producir un patrón de interferencia en el registro de SEMG.

Se aplican descargas eléctricas, de 0.2 ms de duración sobre la borla del mentón o de los nervios infra orbitales. Al estimular con intensidades mayores de 2 a 3 veces el umbral del reflejo (usualmente entre 20 a 50 mA) se observan mejores resultados. Es indispensable analizar varios registros (entre 8 y 16 comúnmente) permitiendo descansos entre contracciones de 10 a 30 segundos. Algunos autores miden la latencia del último pico en el registro de SEMG, otros midiendo el último cruce de la línea isoelectrica, y otros el comienzo del periodo de silencio. Cada uno de estos métodos es clínicamente satisfactorio si se mantiene el mismo criterio de análisis y se examinan las diferencias entre los registros izquierdo y derecho.

La estimulación mecánica o eléctrica, aplicada sobre cualquier parte dentro de la boca, la superficie facial del maxilar y las divisiones trigéminas mandibulares, evocan el reflejo de inhibición sobre los músculos de cierre mandibular. Estos reflejos, juegan un rol en el control reflejo de la masticación previniendo daño intraoral, que puede ocurrir generando contracciones incontroladas de los músculos de cierre mandibular o movimientos de la mandíbula durante el habla [6].

3.4.4 Periodo de Silencio (SP)

El MIR consiste de dos periodos de silencio eléctrico, interrumpiendo la actividad mioeléctrica voluntaria en los músculos maseteros ipsilaterales y contralaterales.

El periodo de silencio temprano (SP1), tiene una latencia de 10 a 15 ms. El periodo de silencio tardío (SP2), tiene una latencia de 40 a 50 ms. Una diferencia entre la respuesta de la latencia ipsilateral y contralateral que exceda los 2 ms para el SP1 o 6 ms para el SP2 es anormal.

En algunos sujetos, existe poca o nula actividad mioeléctrica entre ambos periodos de silencio, unificando dichos periodos. Cuando los SP's se fusionan en un largo SP, se considera dicho periodo como la medida del SP2. En este caso la diferencia en ambos lados de la latencia de los SP's no debe superar los 8 ms.

Si se dispone de rectificación de onda completa de la SEMG, estos deben ser promediados. La latencia de los SP's puede ser medida desde la intersección de la señal promediada y rectificada y una línea indicando el 80% del nivel en el EMG de fondo [6].

El estímulo debe ser generado siempre con el mismo impulso mecánico o intensidad eléctrica; además, debe producir una señal de sincronía que permita medir las latencias de los componentes del reflejo. Así mismo, el estímulo mecánico o eléctrico debe ser ejercido en el momento en el que el sujeto mantenga una compresión continua de la mandíbula, lo que se logra retroalimentando auditiva o visualmente al sujeto con una señal que indique el nivel de dicha compresión.

Como se mencionó anteriormente, dado lo complejo de la actividad nerviosa, carece de sentido efectuar una sola determinación, de modo que es necesario realizar varias repeticiones y analizar estadísticamente los resultados. La importancia de dichos resultados radica en la existencia de la actividad motora y no al detalle aleatorio del EMG. De esta manera cada repetición (replica) de la medición se rectifica y se promedia con el acumulado de registros previos, de modo que a medida que se acumulan replicas se define la tendencia y la dispersión de los valores de la señal.

Esto permite separar lo que ocurre sistemáticamente en la señal EMG (inhibición y potenciación de la actividad motora) de aquello que sucede de manera aleatoria.

La señal resultante del proceso anteriormente mencionado se denomina reflexigrama (RFXG). La Fig. 2 muestra el resultado de las señales SEMG rectificadas y promediadas tras ser acumuladas al cabo de 1, 5, 10, 15 y 20 repeticiones.

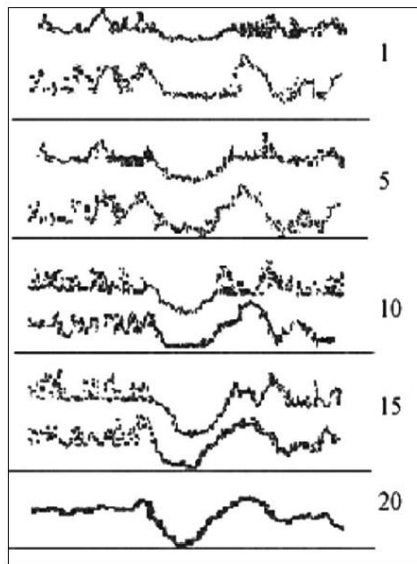


Fig. 2 Reflexigrama (RFXG). Acumulación, rectificación y promediado de 20 señales de EMG aplicando estímulos mecánicos, para generar la aparición del reflejo inhibitorio masetérico [7].

El RFXG es una señal que acentúa tanto el periodo silente (lapso de tiempo en el cual se manifiesta el reflejo inhibitorio masetérico, es decir, cese de la actividad motora), como el periodo de excitación o potenciación (lapso de tiempo en el cual existe un aumento de la actividad motora, después de la aparición de la onda inhibitoria).

El RFXG puede coadyuvar en el diagnóstico de trastornos mandibulares como el bruxismo y la disfunción articular temporomandibular, sin embargo su mayor uso se da en el seguimiento al tratamiento de pacientes con dichos problemas.

El registro y estudio de los reflejos mandibulares puede aportar significativos beneficios clínicos, específicamente en los desórdenes de la articulación temporomandibular, en donde tal estudio constituye un recurso diagnóstico auxiliar,

así como una herramienta para evaluar la respuesta al tratamiento, en el área de prótesis bucal, periodoncia, ortodoncia, etc.

3.5 ESTADO DEL ARTE

El estudio del reflejo inhibitorio masetérico es evocado al impactar la mandíbula mientras se ejerce un esfuerzo oclusivo voluntario, desde principios de la década de los 70 Bassette y col. [7] demostraron que pacientes con disfunción de la articulación temporomandibular mostraban alteración en los periodos inhibitorios; hasta la actualidad se sigue utilizando esta técnica de forma complementaria, no solo para el diagnóstico y seguimiento de tratamientos odontológicos, sino para encontrar diferencias funcionales entre piezas dentarias en el momento de ejercer la máxima fuerza de mordida [8].

En México a finales de la década de los 80 se comenzó a utilizar el golpe en la mandíbula como estímulo, manteniendo como base las observaciones realizadas por Bessette y col., respecto al periodo silente.

Durante la primera década de trabajo, se desarrolló un sistema que permitiera registrar, rectificar y promediar la actividad mioeléctrica del músculo masetero en el momento en el que se ejerce un golpe ascendente sobre la mandíbula, para generar una señal que acentuara los periodos de silencio y excitación de dicho músculo (RFXG), desplegando el porcentaje de área faltante entre un valor de área definido y el valor de área registrado; la relación entre áreas (inhibitoria y excitatoria o potenciadora) y el coeficiente de correlación entre ambos RFXG (izquierdo y derecho). [9], [10], [11], [12].

La última versión publicada de un sistema de refleximetría desarrollado en México data del año 2000 [7]. A pesar de esto, dentro los últimos cinco años, existen trabajos desarrollados en el campo de la estomatología que refieren el uso de dicho sistema [8], [13].

Existe otro sistema semejante al desarrollado por Ángeles y col. [7], sin embargo la descripción del mismo es escasa y solo forma parte del trabajo realizado por Fernández y col [14].

4 DESARROLLO

Este capítulo describe la metodología utilizada para la realización del sistema de refleximetría masticatoria, desde el planteamiento del proyecto hasta la solución de cada etapa que conforma el sistema.

4.1 SOLUCIÓN PROPUESTA

El desarrollo de este sistema se sustenta en los trabajos realizados por el Dr. Fernando Ángeles Medina y col. [3], [7], [9], [10], [11], [12], [15], [16], [17]. Este trabajo plantea la elaboración de un sistema de refleximetría masticatoria que permita la obtención de parámetros cuantificables extraídos de un acumulado de registros electromiográficos del músculo masetero (reflexigrama, RFXG) al momento de evocar el reflejo inhibitorio masetérico (MIR) utilizando como estímulo un golpe sobre la mandíbula.

La Fig. 3 muestra el diagrama a bloques que describe la composición del sistema de refleximetría.

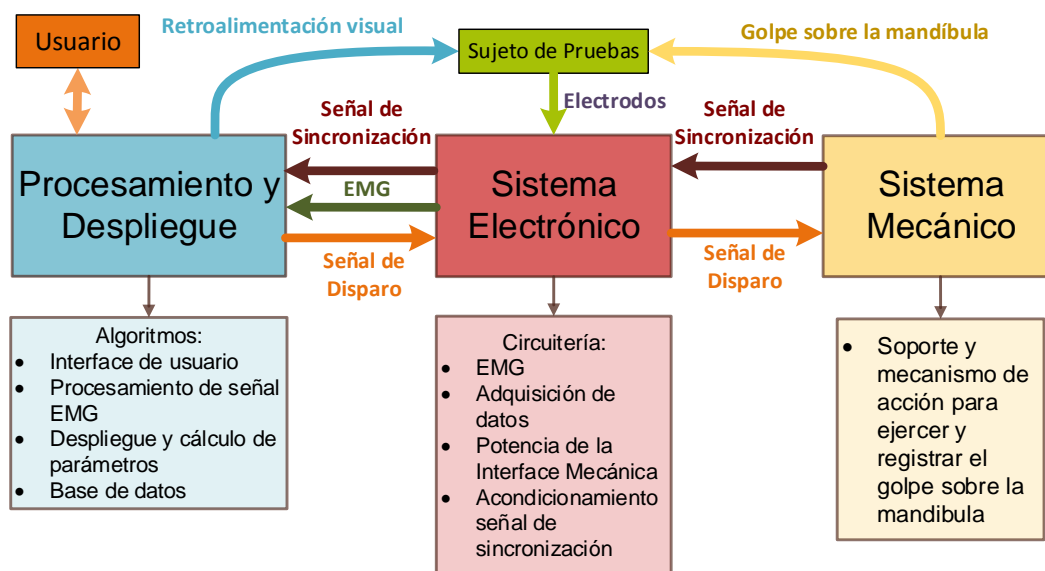


Fig. 3 Diagrama a bloques del sistema de refleximetría.

El sistema se compone de tres etapas principales:

- Sistema Mecánico
- Sistema Electrónico
- Procesamiento de Señales y Despliegue de Resultados

A continuación se describe cada una de ellas.

4.1.1 Sistema Mecánico

Esta etapa es la encargada de ejercer el golpe 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 en la Interface de Usuario 1; envía una señal de sincronización hacia la misma interface que permite determinar el momento justo del impacto. (*Ver Procesamiento y Despliegue → Interface de Usuario 1 → Registro EMG*).

El golpe sobre la mandíbula se ejerce entre la barbilla y el labio inferior por una masa cilíndrica de 2.5 cm de diámetro por 3 cm de alto sujeta a un motor de DC con engranaje reductor 80:1 a través de un brazo de acople de 7 cm de largo. El motor se dispuso sobre un brazo de sujeción de 15 cm de largo y dos grados de libertad sujeto a un par de barras articuladas de 30 cm de largo, las cuales permiten la colocación del soporte alrededor del cuello del sujeto a prueba. Tanto las barras articuladas como el brazo que soporta al motor permiten que el golpe pueda ser realizado en infantes o adultos.

En la Fig. 4 se presenta el soporte utilizado para ejercer el golpe descendente sobre la mandíbula.

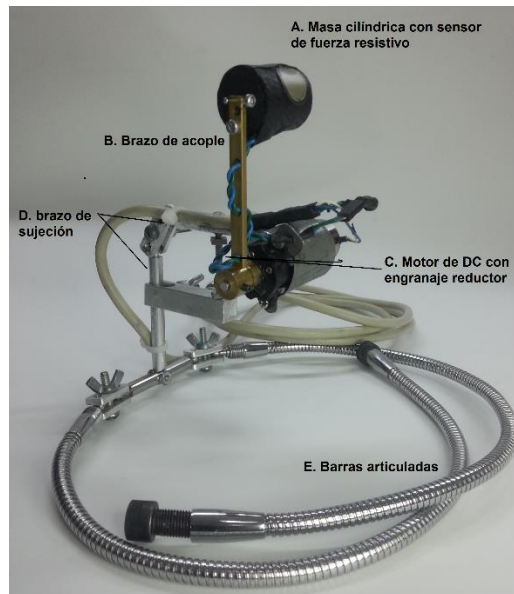


Fig. 4. Soporte ajustable para la aplicación del golpe sobre la mandíbula. A. masa cilíndrica con sensor de fuerza resistivo. B. brazo de acople. C. motor de DC con engranaje reductor. D. brazo de sujeción E. barras articuladas.

Para determinar el momento en el que se ejerció el golpe sobre la mandíbula se colocó un sensor de fuerza resistivo (FSR) sobre la superficie de la masa cilíndrica que al momento de ser presionado envía la Señal de Sincronización hacia el Sistema Electrónico (donde se compara con un nivel de voltaje y digitaliza), quien a su vez envía dicha Señal de Sincronización hacia la Interface de Usuario 1 en donde se extrae de la señal EMG una ventana de 530 ms (30 ms antes y 500 ms después del golpe).

La señal de disparo proviene del algoritmo que calcula el tiempo de contracción mandibular voluntaria dentro del umbral establecido o de los botones de *Avance* y *Retroceso* en la Interface de Usuario 1. Esta señal pasa por un Circuito de potencia en el Sistema Electrónico encargado de impulsar el motor.

4.1.2 Sistema Electrónico

Esta etapa se encarga 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. Así como la comparación (ajuste de la Señal de Sincronización) y circuitería de potencia de la etapa *Sistema Mecánico*.

La Fig. 5 muestra los bloques que conforman el Sistema Electrónico, así como las señales de entrada y salida de la misma.

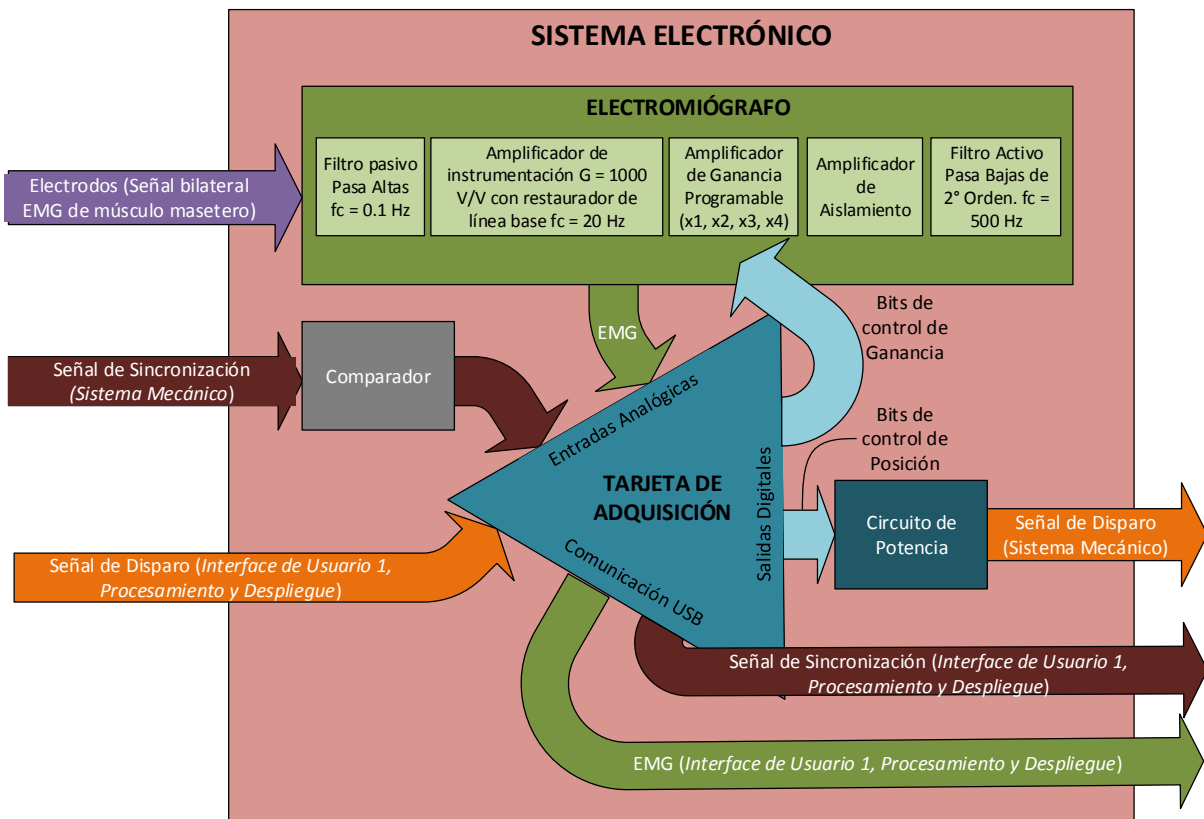


Fig. 5 Diagrama de bloques del Sistema Electrónico. **Electromiógrafo:** Adquiere, acondiciona y filtra la señal bilateral EMG del músculo masetero. **Tarjeta de Adquisición:** Recibe las señales analógicas de Sincronización proveniente del Comparador y del Electromiógrafo, las digitaliza y envía a la Interface de Usuario 1. Recibe la orden de la Interface de Usuario 1 para enviar la señal digital de control de Posición hacia el circuito de Potencia. **Comparador:** Recibe la señal de Sincronización del Sistema Mecánico la compara con un nivel de voltaje y la envía hacia la Tarjeta de Adquisición. **Circuito de Potencia:** Recibe la señal digital de control de posición, y habilita el circuito de giro del motor por el tiempo establecido en la Interface de Usuario 1 .

4.1.2.1 Electromiógrafo

Circuitería necesaria para el registro de la señal EMG del músculo masetero (El diseño base del circuito para la adquisición de la señal EMG está basado en el trabajo de García [18]). Este sub bloque se compone de los siguientes circuitos:

- Filtro pasivo pasa altas con frecuencia de corte de 0.1 Hz
- Circuito para el registro de la señal EMG, ganancia de 1000 [V/V], con restaurador de línea base con frecuencia de corte de 20 Hz.

- Circuito de ganancia programable (x1, x2, x4, x8)
- Amplificador de aislamiento
- Filtro activo pasa bajas de 2° orden con frecuencia de corte de 500 Hz.

La Fig. 6 muestra los circuitos mencionados y sus respectivas interconexiones.

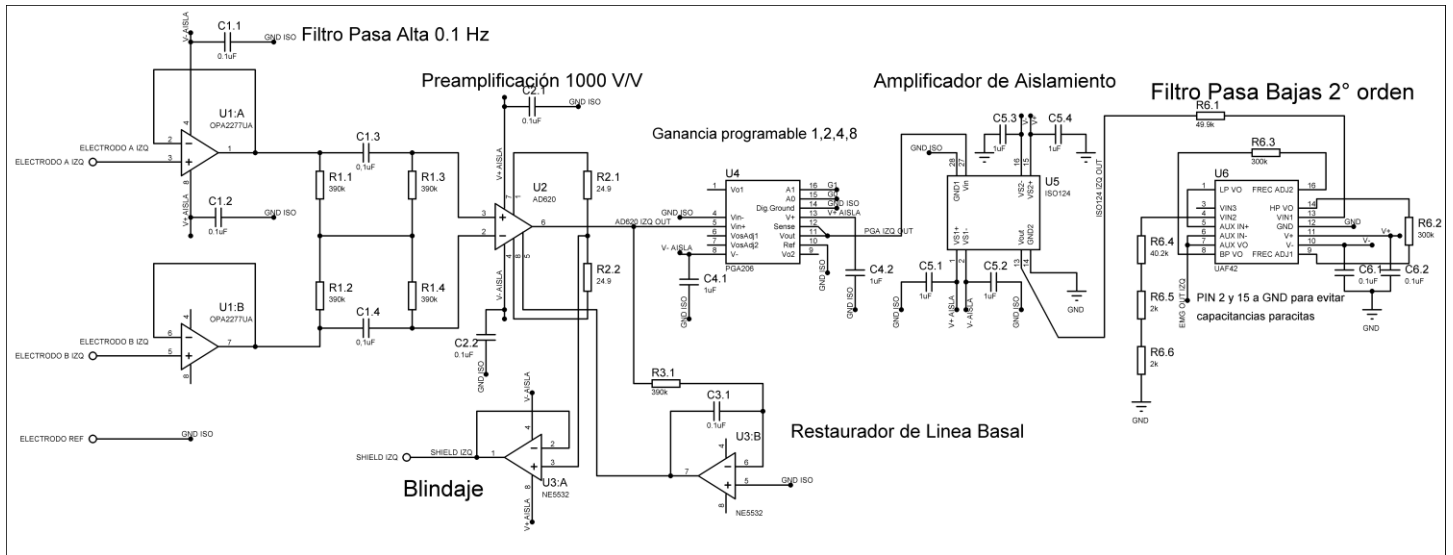


Fig. 6 Electromiógrafo. Circuitería necesaria para el registro en un canal de la actividad eléctrica del músculo masetero

En la entrada del filtro pasa altas se utilizaron amplificadores operacionales OPA2277 en configuración de buffer. La etapa de pre amplificación ocupó un amplificador de instrumentación AD620 con ganancia de 1000 V/V con circuito restaurador de línea base (NE5532) con frecuencia de corte de 20 Hz. Se dispuso un circuito de blindaje a modo común para los cables de los electrodos como lo marca la hoja de especificaciones del AD620. Para la siguiente etapa se recurrió a un amplificador de ganancia programable PGA 206 con factores de amplificación 1, 2, 4 y 8 obteniendo a su salida una señal amplificada hasta 8000 veces.

La señal de control de ganancia para el PGA206 es generada en la Interface de Usuario 1 y enviada por la Tarjeta de Adquisición hacia las entradas digitales del circuito integrado (*Ver Sistema Electrónico → Tarjeta de Adquisición → Salidas Digitales*).

Como primera medida de seguridad, los circuitos previamente mencionados fueron aislados eléctricamente con una fuente de energía JHM0612D12 y un amplificador de aislamiento ISO124.

El último circuito de esta etapa recibe la señal aislada y la filtra utilizando el integrado UAF42 en configuración Pasa Bajas tipo Butterworth con frecuencia de corte de 500 Hz. A la salida de esta etapa se obtiene la señal EMG aislada del sujeto de pruebas, amplificada en un rango de ganancia variable de 1000 – 8000 V/V con ancho de banda de 20 – 500 Hz.

4.1.2.2 Tarjeta de Adquisición

Dispositivo encargado de establecer la conexión entre el mundo analógico y el digital. Esta unidad recibe las señales analógicas EMG y Sincronización del Electromiógrafo y la salida del Comparador, las digitaliza y envía a la Interface de Usuario 1. También recibe indicaciones de la Interface de Usuario 1 y habilita salidas digitales hacia el circuito de potencia y el amplificador de ganancia programable. Para este propósito se utilizó la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009 de *National Instruments*.

4.1.2.2.1 Entradas Analógicas

Señales provenientes del Electromiógrafo y el Comparador, digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 10 kHz y 14 bits de resolución. La Interface de Usuario 1 dispone de dichas señales para obtener o modificar parámetros (amplitud, ganancia, offset, etc.) de la señal EMG y sincronizar el disparo (golpe sobre la mandíbula) con dicha señal.

4.1.2.2.2 Comunicación USB

Protocolo de comunicación utilizado por la tarjeta de adquisición de datos para enviar y recibir información desde y hacia la computadora. A través de esta conexión la Interface de Usuario 1 conduce la Señal de Disparo hacia la tarjeta para habilitar las salidas digitales y transmitir las señales EMG y Sincronización ya digitalizadas hacia dicha interface.

4.1.2.3 Salidas Digitales

Bits utilizados para controlar la ganancia del Electromiógrafo y la posición del motor (sentido de giro y duración de encendido). En la Interface de Usuario 1 el operador elige la ganancia de la señal EMG y el sentido de giro para ajustar la posición del motor deseada. Estas elecciones son transmitidas hacia la tarjeta quien envía niveles de voltaje hacia los pines de entrada digital del amplificador de ganancia programable y el Circuito de Potencia.

4.1.2.3 Comparador

Circuito utilizado para determinar el momento en el que la masa cilíndrica golpea la mandíbula del sujeto de pruebas. La señal de Sincronización proveniente del sensor en el Sistema Mecánico es comparada con un nivel de voltaje, obteniendo como resultado pulsos cuadrados cada vez que se dicho sensor hace contacto con la barbilla del sujeto. Esta señal es digitalizada en la tarjeta de adquisición y enviada hacia la Interface de Usuario 1 donde se utiliza como indicador para extraer la señal EMG 30 ms antes y 500 ms después del estímulo mecánico.

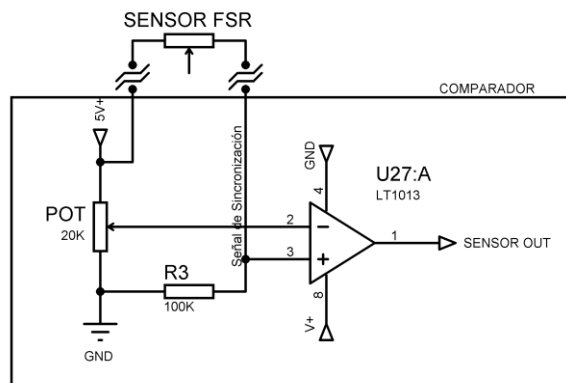


Fig. 7 Circuito comparador. Genera pulsos cuadrados en cada ocasión en la que el sensor es presionado.

En la Fig. 7 se observa el diagrama eléctrico de este sub bloque, la entrada inversora del amplificador operacional está conectada a un potenciómetro, donde se ajusta el nivel de voltaje de comparación. La entrada no inversora recibe la señal de Sincronización proveniente del divisor de voltaje comprendido por el sensor de fuerza resistivo (FSR) y una resistencia de ajuste R3. Debido a que este tipo de sensor decremента su resistencia a medida que aumenta la fuerza sobre su superficie; a la

salida del comparador se obtiene un pulso cuadrado correspondiente a cada contacto realizado sobre dicho sensor.

4.1.2.4 Circuito de Potencia

Etapa encargada de accionar el Sistema Mecánico de acuerdo a las necesidades del usuario (ver *Procesamiento y Despliegue*). Este bloque recibe las señales digitales de control de posición (sentido de giro y duración de encendido) provenientes de la Tarjeta de Adquisición y acciona el motor en el Sistema Mecánico.

La Fig. 8 muestra el diagrama eléctrico de dicha etapa.

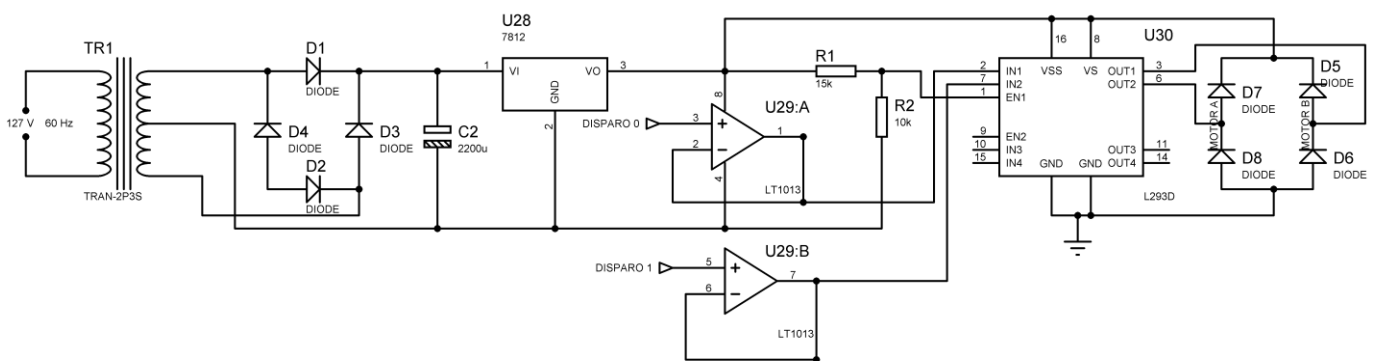


Fig. 8 Circuito de Potencia. Recibe la señal de control de posición (DISPARO 0 y DISPARO 1 en el diagrama) proveniente de la Tarjeta de Adquisición y modifica el sentido de la corriente suministrada al motor en el Sistema Mecánico.

Se compone de una fuente de alimentación independiente a la del resto de la circuitería. Transformador reductor 127/18 V @ 1.2 A, rectificador de onda completa y regulador lineal de voltaje de 12 V.

La señal de Disparo generada en la Interface de Usuario 1 se traduce en dos salidas digitales (bits de control de posición, DISPARO 0 y DISPARO 1, se muestran en la Fig. 8) acopladas al circuito integrado L293 (controlador para puente H) por un par de buffers (LT1013).

Dependiendo de la combinación en los bits de control, el circuito L293 habilita sus salidas para permitir el giro del motor (en ambos sentidos).

4.1.3 Procesamiento y Despliegue

Esta etapa es el vínculo entre el usuario, el sujeto de pruebas y el sistema de refleximetría, se encarga de administrar y gobernar las tareas realizadas por dicho sistema de acuerdo a las necesidades del usuario.

Se divide en dos programas REFLEX – Registros (Interface de Usuario 1) y RFXG – Análisis (Interface de Usuario 2).

A continuación la Fig. 9 muestra un diagrama de bloques con la conformación de esta etapa.

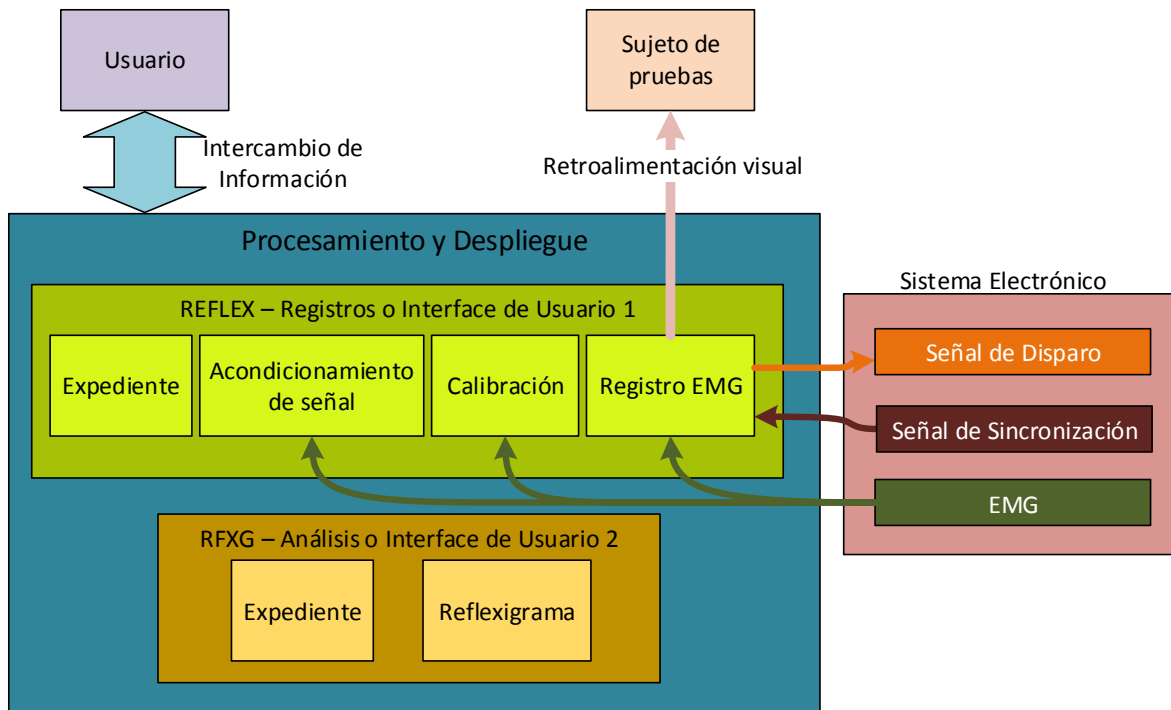


Fig. 9 Diagrama de bloques de la etapa Procesamiento y Despliegue. Se compone de dos programas principales. REFLEX – Registros (Interface de Usuario 1) encargado de gestionar las tareas del Sistema Electrónico, crea registros EMG sincronizados al golpe sobre la mandíbula, genera archivos con la información clínica del paciente, etc. RFXG – Análisis (Interface de Usuario 2) genera reflexigramas con base en los registros obtenidos en la Interface de Usuario 1, calcula parámetros cuantitativos: duración, amplitud, tiempo de inicio, etc. de la onda inhibitoria y potenciadora en el reflexigrama, genera archivos de resultados, entre otras tareas.

4.1.3.1 Interface de Usuario 1 (REFLEX - Registros)

Programa que captura y almacena información clínica del sujeto de pruebas (Expediente); permite la pre visualización de la señal EMG, ajuste de ganancia y offset de misma (Acondicionamiento de señal); obtiene la contracción máxima voluntaria del

sujeto de pruebas y permite el ajuste de los umbrales de fuerza para realizar la tarea de Registro EMG (Calibración); almacena la señal EMG instantes antes y después de ocurrido el golpe sobre la mandíbula, permite controlar la posición de la masa cilíndrica y despliega indicadores visuales hacia el sujeto de pruebas y el usuario (Registro EMG).

4.1.3.1.1 Expediente

Ventana donde el usuario elige crear, buscar o modificar expedientes con la información clínica de los sujetos de prueba.

The image displays two screenshots of the 'Reflexímetro' software interface, which is used for managing patient records in a laboratory setting. The interface is titled 'Reflexímetro' and 'Laboratorio de Fisiología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM'. It features the logos of UNAM and Cinvestav.

Top Screenshot: Crear Expediente (Create Record)

This form is used to create a new patient record. It includes the following fields and options:

- Buttons:** 'Crear Expediente' and 'Buscar Expediente'.
- Date:** 'martes, 14 de abril de 2015 - 04:16 p. m.'
- Nombre del Expediente:** BFR851219
- Datos del Paciente:**
 - Nombre: Bernardo Flores Ramírez
 - Iniciales: BFR
 - Fecha de nacimiento: 19 de Diciembre de 1985
 - Sexo: Masculino, Edad: 29 años, Peso: 110 kg, Estatura: 180 cm
 - Domicilio: Andador 27 de Tepetlapa Edif. 27-E dept 11
 - Teléfono: 5514808237
- Información Clínica:**
 - Habitos Bucales: ninguno
 - Artritis o reumatismo en los padres: No
 - Ruidos articulares en los padres: No
 - Brujismo en los familiares: No
 - Brujismo Personal: No
 - Traumatismos previos: no
 - Otros datos relevantes: ninguno
- Observaciones:** ninguna
- Dentición:**
 - Adulta
 - Seleccione las piezas faltantes: A grid of 32 circles representing teeth, with some circles filled in.
- Buttons:** 'Aceptar'

Bottom Screenshot: Buscar Expediente (Search Record) and Modificar Expediente (Modify Record)

This section shows the search and modification options:

- Buttons:** 'Crear Expediente' and 'Buscar Expediente'.
- Nombre del expediente:** Todos los expedientes (dropdown menu)
- Buscar:** Search button
- Expedientes:** A list of records, with 'BFR851219' selected.
- Modificar Expediente:**
 - Checked checkbox: 'Modificar Expediente'
 - Nombre del Expediente: BFR851219
 - Fecha de creación: Lunes, 2 de marzo de 2015 - 11:53 a. m.
 - Nombre: Bernardo Flores Ramírez
 - Fecha de nacimiento: 19/12/1985
 - Sexo: Masculino Edad: 29 Peso: 110 Estatura: 180
 - Domicilio: Tepetlapa And. 27 Edif. 27-E dep. 11
 - Teléfono: 5514808237
 - Habitos bucales: No
 - Artritis o reumatismo en los padres: No
 - Ruidos articulares en los padres: No
 - Brujismo en los familiares: No
 - Brujismo personal: No
 - Traumatismos previos: no
 - Otros datos relevantes: no
 - Observaciones: no
- Buttons:** 'Aceptar cambios'

Fig. 10 Interface de Usuario 1 → Expediente. Arriba. Ventana para la creación de expedientes. Abajo. Ventana de búsqueda y modificación de expedientes.

Dentro de la ventana para crear expedientes se solicita información clínica del sujeto de prueba (nombre, edad, peso, hábitos bucales, piezas dentales faltantes, etc.), se genera un nombre para el expediente con base en las iniciales y fecha de nacimiento

del sujeto (si el nombre coincide con un expediente existente el programa solicita cambiar dicho nombre). En este apartado si el usuario deja campos vacíos, el programa impide el avance hacia las demás ventanas.

Cuando el usuario concluye el llenado de los campos de texto y desea continuar, el programa genera una carpeta y un archivo de texto con el nombre del expediente y toda la información recopilada previamente.

En la ventana de búsqueda de expedientes, el usuario puede localizar expedientes previamente almacenados, visualizarlos y modificarlos. El programa no permite el avance hacia otras ventanas en caso de no haber seleccionado algún expediente.

Al ejecutar el programa por primera vez se genera la carpeta REFLEXÍMETRÍA (localizada en la carpeta de Documentos del Usuario en el directorio del sistema. Ejemplo. C:\Users\FISIOLOGIA\Documents\REFLEXIMETRÍA) donde se almacenan los expedientes de cada paciente. En futuras ocasiones el programa busca en dicha carpeta los expedientes almacenados.

4.1.3.1.2 Acondicionamiento de señal

Ventana de pre visualización de la señal EMG, permite, modificar la ganancia de la etapa analógica (1000, 2000, 4000, 8000 V/V) y de forma digital (12000 o 16000 V/V); ajustar digitalmente el offset de ambas señales EMG (izquierda y derecha) y activar el filtro digital de 60 Hz.

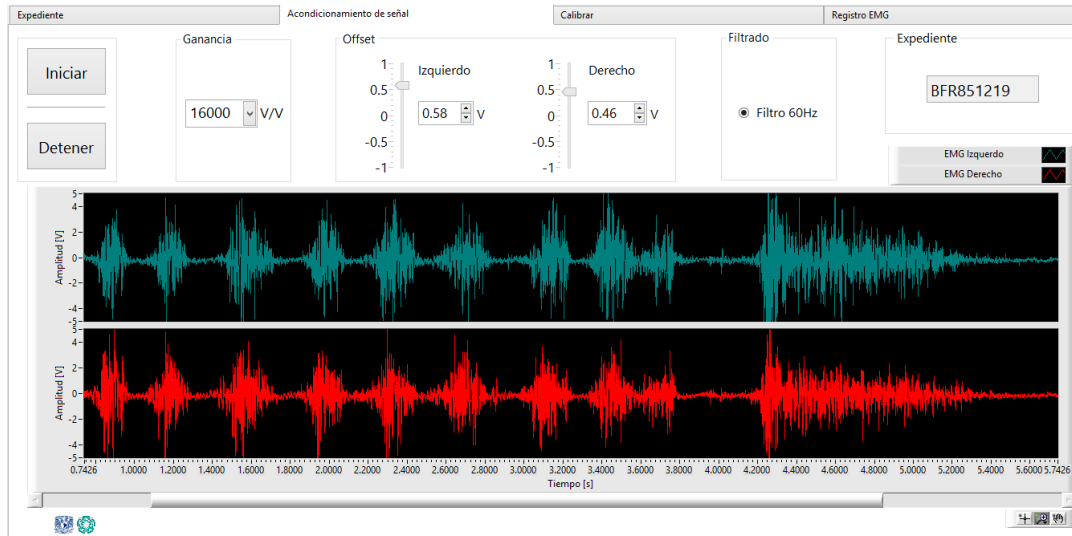


Fig. 11 Interface de Usuario 1 → Acondicionamiento de señal. Ventana de pre visualización de la señal EMG, ajuste de ganancia, offset y filtro de 60 Hz.

En este apartado el programa recibe la señal bilateral EMG digitalizada y la despliega gráficamente, permite al usuario elegir la ganancia que considere adecuada para realizar la prueba, teniendo en cuenta que la amplitud de la señal EMG durante el reposo es menor (aproximadamente 10 veces) que aquella durante la contracción máxima voluntaria. La amplitud de la señal puede ser amplificada de forma analógica en factores de 1000, 2000, 4000 y 8000 utilizando el amplificador de ganancia programable en el Sistema Electrónico; y digitalmente en factores de 12000 y 16000 vía software tomando como base la señal amplificada analógicamente 8000 veces.

A pesar de la implementación de un restaurador de línea base en el Electromiógrafo (ver Sistema Electrónico), existe un desbalance de D.C. en la señal EMG digitalizada. Los controles de compensación de desbalance de D.C. (offset) dentro de esta ventana permiten el ajuste manual de la línea base. El ajuste de offset es indispensable para realizar pruebas, debido a que el cálculo de parámetros en la Interface de Usuario 2 toma como referencia la línea base de la señal EMG (Ver Interface de Usuario 2 → Reflexigrama).

Por otra parte, esta ventana incorpora un filtro digital tipo *Notch* de 60 Hz con factor de calidad $Q = 100$. Dependiendo del entorno físico donde se realice la prueba, el usuario puede activar o desactivar dicho filtro y eliminar de la señal EMG artefactos como las

líneas de transmisión eléctrica o mal contacto de los electrodos sobre la piel. Debido a que la señal EMG posee componentes de frecuencia alrededor de los 60 Hz, la utilización del filtro en esta banda no es recomendable, sin embargo en condiciones donde la interferencia es predominante, el uso de este filtro es indispensable.

4.1.3.1.3 Calibración

Ventana de ajuste de marcadores de la región de disparo en la señal EMG. Obtiene el promedio de la contracción máxima voluntaria del sujeto de pruebas sostenida por un período definido en la misma ventana, calcula umbrales de contracción con base en dicho promedio y permite visualizar dichos umbrales sobre la señal EMG adquirida.



Fig. 12 Interface de Usuario 1 → Calibración. Ventana de ajuste, el usuario fija los umbrales de calibración (porcentajes del valor promedio de la contracción máxima voluntaria ejercida por el sujeto de pruebas). Las graficas despliegan en color verde el umbral seleccionado sobre la señal EMG adquirida.

En esta ventana el programa adquiere la señal EMG digitalizada durante el tiempo especificado en el control “Tiempo de calibración” (normalmente 5 s), calcula el valor de contracción mandibular máxima promedio almacenando el voltaje pico a pico máximo en cada ciclo de adquisición de datos promediando todos los valores superiores al 70% del voltaje pico máximo registrado.

El control “Umbral de calibración” permite al usuario modificar los umbrales superior e inferior de la contracción mandibular máxima voluntaria, desplegando sobre la señal

EMG de cada gráfica un par de barras indicadoras correspondientes a la región comprendida entre ambos umbrales de contracción.

Los umbrales seleccionados son almacenados para actuar como marcadores de la región de disparo en la señal EMG en la ventana siguiente (Registro EMG).

4.1.3.1.4 Registro EMG

Ventana para la adquisición y acumulación de la señal EMG al momento de ejercer el golpe sobre la mandíbula, control del Sistema Mecánico y despliegue de la retroalimentación visual para el sujeto de pruebas

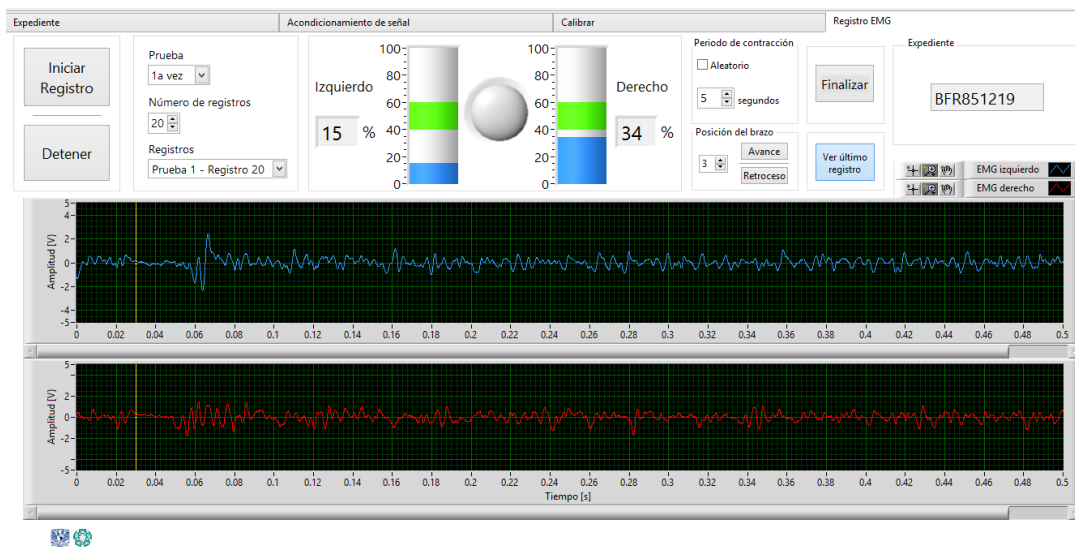


Fig. 13 Interface de Usuario 1 → Registro EMG. Ventana de control del Sistema Mecánico, adquisición y almacenaje de la señal EMG sincronizada al estímulo físico externo (golpe sobre la mandíbula).

Dentro de esta ventana el usuario puede elegir el número de prueba, cantidad de registros y el nombre del registro a realizar; ajustar el “Período de contracción”; observar la barras indicadoras de contracción mandibular al mismo tiempo que se despliega sobre la gráfica la señal EMG del sujeto de pruebas, así como visualizar el extracto de señal EMG 30 ms antes y 500 ms después del golpe sobre la mandíbula; controlar la posición de la masa cilíndrica en el Sistema Mecánico y finalizar la adquisición de registros creando un archivo con todos los registros previamente almacenados.

Antes de empezar a adquirir señales EMG el programa requiere que el usuario indique el número de prueba, cantidad de registros y nombre del registro a realizar en dicha prueba; Periodo de contracción: tiempo que el sujeto de pruebas necesita sostener la contracción mandibular dentro de los umbrales de calibración elegidos (ventana “Calibración”) antes de recibir el golpe sobre la mandíbula; y la Posición del brazo: recorrido de la masa cilíndrica desde los 0° (paralela al brazo de sujeción del motor) hasta los 50°, 100°, 150 o 200° aprox.

Por otra parte es necesario ajustar en el Sistema Mecánico el soporte del motor y la posición de la masa cilíndrica de forma tal que el sensor sobre la masa haga contacto sobre la barbilla del sujeto de pruebas en el momento en el que se accione el mecanismo.

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 obtenida en la ventana “Calibración”. 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 mandibular ejercido.

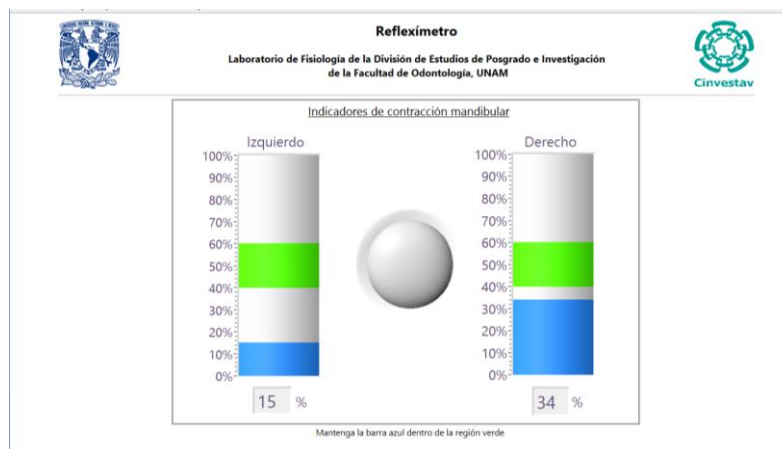


Fig. 14 Interface de Usuario 1 → Registro EMG → Indicadores (Retroalimentación visual). Ventana dedicada al sujeto de pruebas, permite visualizar ampliamente los niveles de contracción mandibular.

La ventana de indicadores corre de manera paralela mientras se adquiere la señal EMG, permitiendo desplegar al mismo tiempo esta ventana y la de Registro EMG.

Durante el registro EMG el programa utiliza el valor del control “Periodo de contracción” y los umbrales de calibración 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) donde se impulsa la masa cilíndrica para ejercer el golpe sobre la mandíbula.

Cuando ocurre el golpe sobre la mandíbula, el sensor sobre la masa cilíndrica envía una Señal de Sincronización hacia el programa (pasando por el Sistema Electrónico). Una vez realizado el golpe, el programa toma como referencia de tiempo dicha señal y extrae de la señal EMG una ventana de 530 ms de duración (30 ms antes y 500 ms después del estímulo).

El control del programa “Ver último registro” despliega la ventana previamente mencionada permitiendo al usuario validar el registro obtenido.

Al finalizar la captura de cada registro el programa genera un archivo de texto con la información requerida en la realización de dicho registro: Número de prueba y registro, nombre del expediente, fecha de creación, ganancia, frecuencia de muestreo, tiempo de calibración, umbral de calibración, máxima amplitud promedio, periodo de Fuerza, duración del registro, número de muestras adquiridas, localización del estímulo y la tabla de valores numéricos de la señal EMG de ambos músculos.

Una vez almacenados todos los registros establecidos por el usuario, el programa agrega al expediente del sujeto de pruebas la fecha, hora y número de la prueba realizada. También genera un archivo de texto con todos los valores numéricos de cada registro realizado en la prueba. Este archivo es indispensable para el funcionamiento de la Interface de Usuario 2 (encargada del análisis).

4.1.3.2 Interface de Usuario 2 (RFXG - Análisis)

Programa que genera reflexigramas y obtiene parámetros cuantitativos (coeficiente de correlación entre el reflexigrama izquierdo y el derecho, relación de áreas y porcentaje de área faltante de la onda inhibitoria y potenciadora, etc.) de los mismos. Permite la

visualización y comparación de los registros almacenados en la Interface de Usuario 1 y el ajuste de los valores de referencia para el cálculo de parámetros.

4.1.3.2.1 Expediente

Esta ventana despliega la información clínica almacenada en el expediente de cada sujeto de pruebas, así como la fecha y número de pruebas realizadas hasta el momento.

The screenshot shows the 'Reflexímetro' application window. At the top, it identifies the 'Laboratorio de Fisiología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM'. The interface is divided into three main sections: a search control on the left, a list of records in the middle, and a detailed view of the selected record on the right. The search control includes a dropdown menu set to 'Todos los expedientes' and a 'Buscar' button. The list of records shows several entries, with 'BFR851219' selected. The detailed view on the right displays the following information for the selected record: 'Nombre del Expediente: BFR851219', 'Fecha de creación: lunes, 2 de marzo de 2015 - 11:53 a. m.', 'Nombre: Bernardo Flores Ramirez', 'Fecha de nacimiento: 19/12/1985', 'Sexo: Masculino Edad: 29 Peso: 110 Estatura: 180', 'Domicilio: Tepetlapa And. 27 Edif. 27-E dep. 11', and 'Teléfono: 5514808237'. Below this, there are several fields for clinical data, all of which are currently empty or marked as 'No', such as 'Habitos bucales: No', 'Artritis o reumatismo en los padres: No', 'Ruidos articulares en los padres: No', 'Bruxismo en los familiares: No', 'Bruxismo personal: No', 'Traumatismos previos: no', and 'Otros datos relevantes: no'. There is also an 'Observaciones:' field with 'no' and a 'Piezas faltantes: Ninguna' field. An 'Aceptar' button is located in the top right corner of the window.

Fig. 15 Interface de Usuario 2 → Expediente. Ventana para la búsqueda de expedientes.

De manera similar a la Interface de Usuario 1, en esta ventana el usuario debe buscar y elegir un expediente almacenado en la carpeta REFLEXIMETRÍA (ubicada en la carpeta de Documentos del Usuario en el directorio del sistema. Ejemplo. C:\Users\FISIOLOGIA\Documents\REFLEXIMETRÍA) antes de proceder a la siguiente ventana. Si en la carpeta del expediente no existe un archivo llamado “Registros Prueba -Número de prueba-” generado en la Interface de Usuario 1 el programa no permite continuar, debido a que este archivo contiene la información necesaria para acceder a los resultados.

4.1.3.2.2 Reflexigrama

Ventana encargada del despliegue de reflexigramas (señal generada a partir del promedio de los registros rectificadas y almacenados en la Interface de Usuario 1) y la extracción de parámetros cuantitativos de los mismos (coeficiente de correlación entre el reflexigrama izquierdo y el derecho, relación de área y porcentaje de área faltante de la onda inhibitoria y potenciadora, etc.)



Fig. 16 Interface de Usuario 2 → Reflexigrama. Ventana que despliega el reflexigrama creado a partir de los registros seleccionados y los parámetros obtenidos de esta señal.

Una vez elegido el expediente que se desea analizar, esta ventana despliega la cantidad de pruebas almacenadas en dicho expediente. Como se muestra en la Fig. 16, el programa permite analizar individualmente los reflexigramas (izquierdo y derecho) creados a partir de los registros seleccionados en el grupo de controles “Reflexigrama A” o comparar cuatro reflexigramas creados a partir de los registros de la misma o diferente prueba(s), utilizando el grupo de controles “Reflexigrama B”.

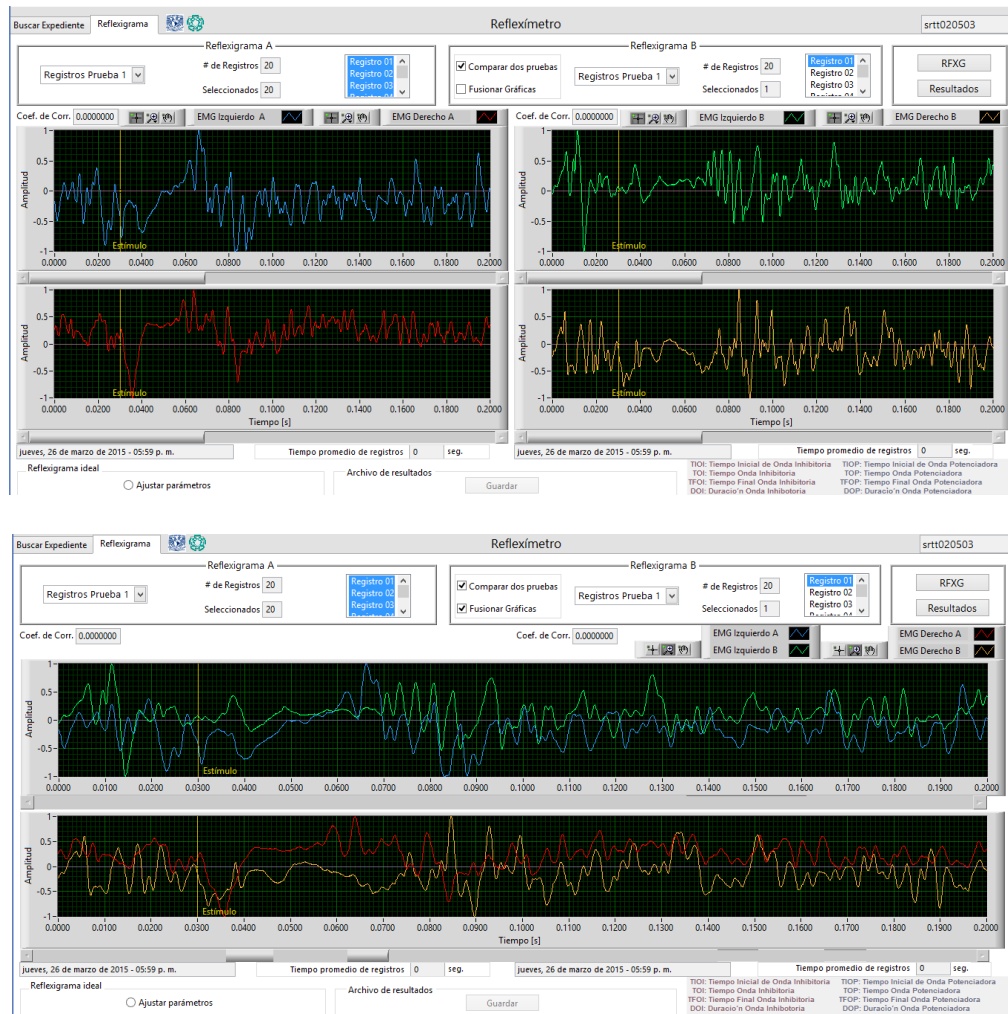


Fig. 17 Interface de Usuario 2 → Reflexigrama. Arriba. Ventana de comparación, despliega cuatro reflexigramas de forma individual (Reflexigrama Izquierdo A, Reflexigrama Derecho A, Reflexigramas Izquierdo B y Reflexigrama Derecho B). Abajo. Ventana de comparación fusionada, despliega cuatro reflexigramas superpuestos (Reflexigrama Izquierdo A vs. Reflexigrama Izquierdo B y Reflexigrama Derecho A vs. Reflexigrama Derecho B).

Para la extracción de parámetros cuantitativos de los reflexigramas creados, el programa requiere del ajuste de parámetros de referencia: Tiempo inicial, duración y amplitud de las ondas inhibitoria y potenciadora ideales, así como el tiempo estimado de la amplitud máxima de la onda inhibitoria (Referencia Onda Inhibitoria), tiempo final estimado de la onda potenciadora (Referencia Onda Potenciadora) y la duración del reflexigrama que se quiere comparar (Referencia Coeficiente de correlación). La figura siguiente muestra la ventana donde el usuario puede modificar dichos valores.

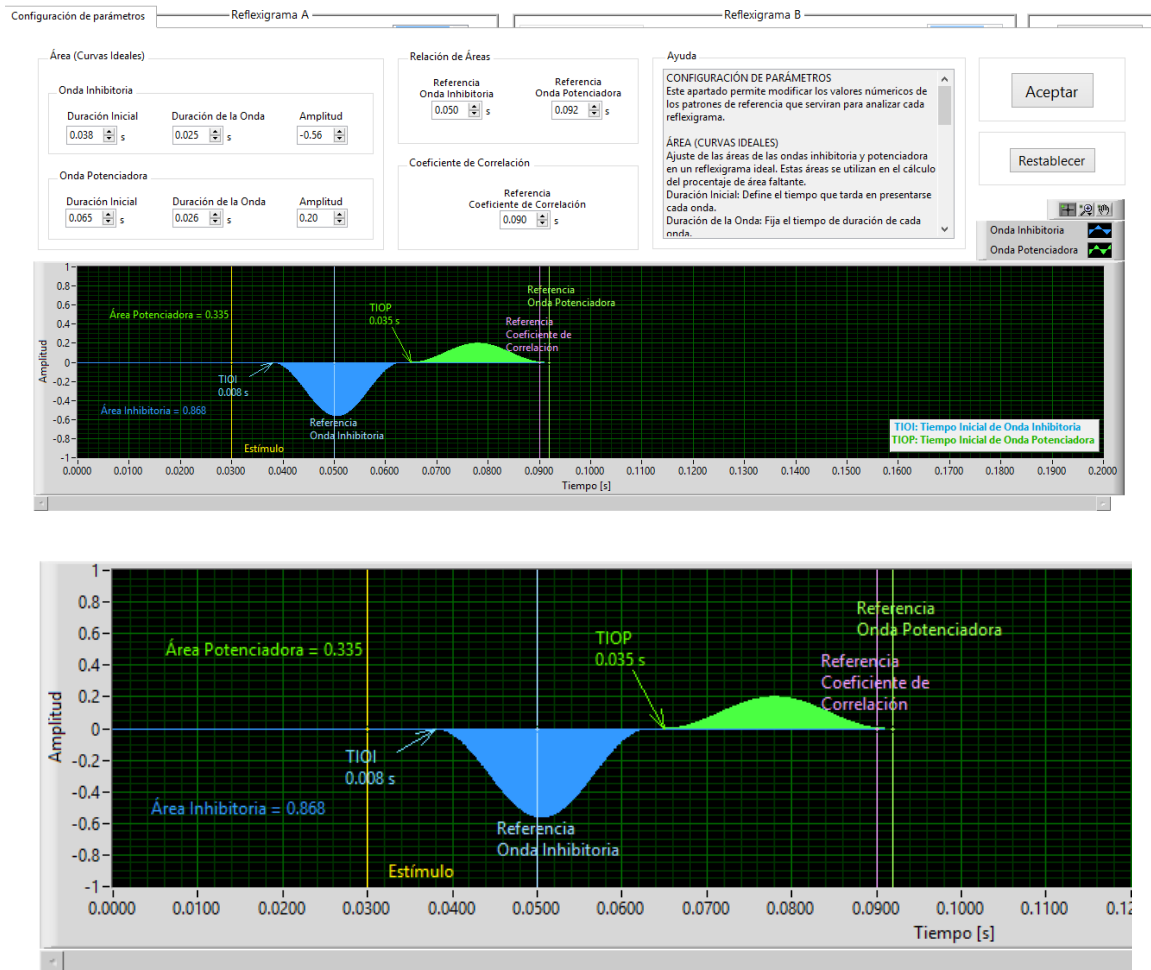


Fig. 18 Interface de Usuario 2 → Reflexigrama → Configuración de parámetros. Arriba. Ventana de ajuste de los valores referencia para la extracción de parámetros de cada reflexigrama desplegado. Abajo. Acercamiento al reflexigrama referencia para la extracción de parámetros

Dentro de esta ventana se grafica de forma interactiva un reflexigrama ideal elaborado de dos funciones coseno, con offset negativo y desfase de 0° para la onda inhibitoria; offset positivo y desfase de 180° para la onda potenciadora.

El programa utiliza el tiempo inicial, duración, amplitud, para calcular el área debajo de la curva de las ondas inhibitoria y potenciadora ideales.

Los parámetros modificados y calculados en esta ventana son almacenados en un archivo binario en la carpeta de expedientes. El contenido de este archivo es leído cada vez que la interface de Usuario 2 es ejecutada.

Una vez establecidos los parámetros de referencia el programa puede hallar las curvas características de cada reflexigrama y extraer los parámetros que se muestran en la Tabla 1.

Los reflexigramas son generados a partir de los registros seleccionados por el usuario, estos registros previamente rectificadas en la Interface de Usuario 1 (ventanas de 530 ms de duración) son promediados y normalizados, produciendo una forma de onda que acentúa un valle seguido de una cresta (onda inhibitoria y potenciadora respectivamente).

La identificación de la onda inhibitoria requiere de la Referencia Onda Inhibitoria. Con base en este valor, el programa localiza el punto de mayor amplitud más cercano a la referencia sobre el reflexigrama y busca los cruces por cero (línea base) hacia la izquierda y derecha de dicho punto. La región comprendida entre ambos cruces por cero es la onda inhibitoria detectada.

Por otra parte, el final de la onda inhibitoria marca el inicio de la onda potenciadora. El programa señala como onda potenciadora la curva comprendida desde el final de la onda inhibitoria hasta el siguiente cruce por cero dentro del tiempo marcado por la Referencia Onda Potenciadora.

Tabla 1 Parámetros cuantitativos extraídos de cada reflexigrama

Parámetro extraído	Descripción
Coefficiente de correlación	Índice que permite medir el grado de relación entre los reflexigramas izquierdo y derecho.
Tiempo promedio de registros	Tiempo promedio que le llevó al sujeto sostener la contracción mandibular desde el inicio del registro hasta la aplicación del estímulo sobre la mandíbula.
Tiempo máximo de registro	Tiempo más largo que le tomó al sujeto sostener la contracción mandibular desde el inicio del registro hasta la aplicación del estímulo.
Tiempo mínimo de registro	Tiempo más corto que le tomó al sujeto sostener la contracción mandibular desde el inicio del registro hasta la aplicación del estímulo.
Área onda inhibitoria	Valor numérico del área bajo la curva de la onda inhibitoria detectada.
Área onda potenciadora	Valor numérico del área bajo la curva de la onda potenciadora detectada.
Relación de áreas	Cociente entre área onda potenciadora y área onda inhibitoria. Indica la relación entre las dimensiones de ambas áreas. $Relación\ de\ áreas = \frac{Área\ onda\ potenciadora}{Área\ onda\ inhibitoria}$
Área faltante onda inhibitoria	Valor expresado en porcentaje del área faltante de la onda inhibitoria detectada respecto al área de la onda inhibitoria ideal. $Área\ faltante\ onda\ inhibitoria = \frac{Área\ onda\ inhibitoria\ referencia - Área\ onda\ inhibitoria}{Área\ onda\ inhibitoria\ referencia} \times 100$

<p>Área faltante onda potenciadora</p>	<p>Valor expresado en porcentaje del área faltante de la onda potenciadora detectada respecto al área de la onda potenciadora ideal.</p> $\text{Área faltante onda inhibitoria} = \frac{\text{Área onda potenciadora referencia} - \text{Área onda potenciadora}}{\text{Área onda potenciadora referencia}}$
<p>TIOI (Tiempo Inicial Onda Inhibitoria)</p>	<p>Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el inicio de la onda inhibitoria.</p>
<p>TOI (Tiempo Onda Inhibitoria)</p>	<p>Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el tiempo correspondiente al valor de amplitud máximo en la onda inhibitoria (AOI).</p>
<p>TFOI (Tiempo Final Onda Inhibitoria)</p>	<p>Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el final de la onda inhibitoria.</p>
<p>DOI (Duración Onda Inhibitoria)</p>	<p>Tiempo trascurrido desde el inicio hasta el final de la onda inhibitoria (DOI = TFOI - TIOI)</p>
<p>AOI (Amplitud Onda Inhibitoria)</p>	<p>Amplitud máxima de la onda inhibitoria.</p>
<p>TIOP (Tiempo Inicial de Onda Potenciadora)</p>	<p>Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el inicio de la onda potenciadora.</p>
<p>TOP (Tiempo Onda Potenciadora)</p>	<p>Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el tiempo correspondiente al valor de amplitud máximo en la onda potenciadora (AOP).</p>

TFOP (Tiempo Final Onda Potenciadora)	Tiempo transcurrido desde la aplicación del estímulo sobre la mandíbula hasta el final de la onda potenciadora.
DOP (Duración Onda Potenciadora)	Tiempo trascurrido desde el inicio hasta el final de la onda potenciadora (DOP = TFOP - TIOP).
AOP (Amplitud Onda Potenciadora)	Amplitud máxima de la onda potenciadora.

El programa despliega los resultados gráficamente sobre su correspondiente reflexigrama, ya sea en el modo individual (una sola prueba) o en modo comparación (dos pruebas. Excepto comparación fusionada).

Finalmente le programa permite al usuario crear un archivo de texto con todos los parámetros de la Tabla 1 y los valores numéricos de los reflexigramas analizados.

5 PRUEBAS

Con el fin de validar el funcionamiento del sistema propuesto, las pruebas realizadas se basan en aquellas descritas en [3], [7], [9], [10], [11], [12], [15], [16], [17].

Cada prueba consistió de 20 registros para los sujetos que no presentaron incomodidad durante el desarrollo de la prueba y de 5 o 10 registros para aquellos sujetos que manifestaron malestar (dolor de cabeza, dolor en la barbilla, inquietud, etc.) en el transcurso de la prueba.

Todos los sujetos de pruebas manifestaron estar de acuerdo con la realización de las pruebas.

Los registros obtenidos fueron almacenados en la carpeta expediente de cada sujeto de pruebas (ver Desarrollo → Procesamiento y despliegue → Interface de Usuario 1 → Registro EMG) para su análisis y extracción de parámetros.

El desarrollo de cada prueba se describe a continuación.

Antes de comenzar la prueba el sujeto de pruebas debe tener colocados un par de electrodos de Ag/AgCl sobre la línea que marca el músculo masetero izquierdo y derecho (ver Anexo), el electrodo de referencia en la parte posterior de la oreja y el soporte de la masa cilíndrica alrededor del cuello orientado para que el sensor sobre la masa golpee sobre la barbilla.

Por otra parte el operador de la Interface de Usuario 1 debe ajustar la ganancia, offset y filtro de 60 Hz de ser necesario en la ventana Acondicionamiento de señal.

La prueba comienza con la tarea de calibración, el sujeto de pruebas debe sostener la contracción mandibular voluntaria a su nivel máximo sin provocarse daños durante 5 s.

La Interface de Usuario 1 calcula el promedio de la amplitud máxima ejercida y fija los umbrales de disparo en el 40% y 60 % de dicho promedio.

Realizada la calibración, en la ventana Registro EMG el usuario debe seleccionar el número de prueba, cantidad y nombre de los registros a almacenar, así mismo debe fijar la posición de la masa cilíndrica (control “Posición de brazo”) para efectuar el golpe sobre la mandíbula.

Cuando el usuario inicia el registro, el sujeto de pruebas debe sostener de forma continua la contracción mandibular dentro de los umbrales de disparo establecidos anteriormente durante 5 s antes de recibir el impacto sobre la mandíbula. Si el impacto es certero, las variaciones de la señal EMG manifiestan un decremento significativo (al grado de desaparecer) instantes después de haberse efectuado el golpe. En caso contrario es necesario repetir el registro.

La interface de Usuario 1 identifica la ejecución del golpe gracias al sensor colocado sobre la masa cilíndrica. En el momento que la interface registra sobre la señal del sensor un flanco de subida mayor a 1 V extrae de la señal EMG una ventana de 530 ms (30 ms antes y 500 ms después del golpe).

Es recomendable que el usuario visualice la señal extraída y determine si corresponde a un registro apropiadamente adquirido (decremento de la actividad eléctrica en la señal EMG instantes después de haber ocurrido el golpe) o no. En caso afirmativo el usuario debe almacenar tantos registros como al sujeto de pruebas le sea posible realizar con un máximo de 20 registros por prueba.

La prueba termina para el sujeto de pruebas cuando logra la mayor cantidad de registros satisfactorios.

Concluida la adquisición de los registros, en la Interface de Usuario 2 se selecciona la cantidad de registros a analizar y se genera el reflexigrama correspondiente (señal promedio normalizada del acumulado de registros previamente seleccionados).

La extracción de parámetros de cada reflexigrama requiere de la previa configuración de referencias (Ver Desarrollo → Solución Propuesta → Procesamiento y Despliegue → Interface de Usuario 2 → Reflexigrama).

Los parámetros obtenidos por el sistema de refleximetría masticatoria propuesto se despliegan en la Tabla 1.

Las Fig. 19, Fig. 20 y Fig. 21 muestran el desarrollo de la prueba.



Fig. 19 Colocación de electrodos y Sistema Mecánico en un sujeto de prueba

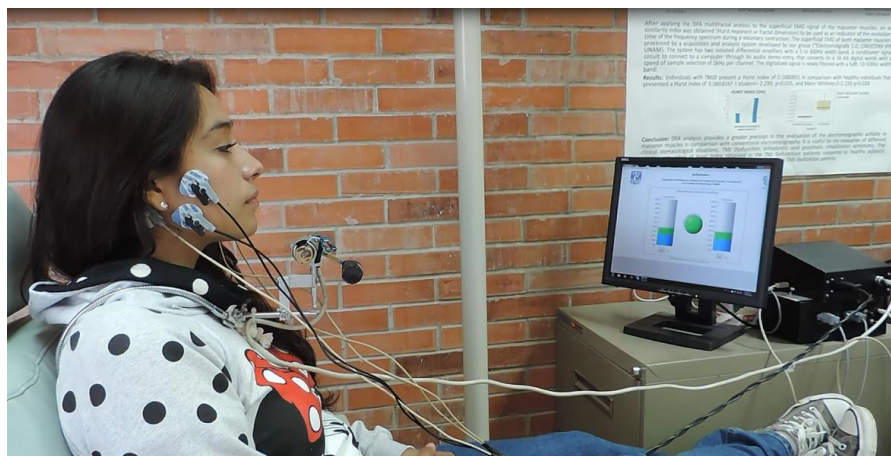


Fig. 20 Realización de la prueba. Despliegue de indicadores de la contracción mandibular (barras) como retroalimentación visual hacia el paciente.



Fig. 21 Golpe sobre la mandíbula del sujeto de prueba para evocar el Reflejo Inhibitorio Masetérico

6 RESULTADOS

Se realizaron pruebas sobre 11 sujetos, siete hombres (con edades entre los 25 y 37 años) y cuatro mujeres (con edades entre los 16 y 33 años). El estado de salud estomatológico de cada sujeto de pruebas no fue evaluado por especialistas, únicamente se consideró la información contenida en su respectivo expediente.

Estos resultados no ofrecen información que permita determinar la evolución de cada paciente a su respectivo tratamiento. Para lograr dicho objetivo es necesario ajustar el reflexigrama ideal (ver Desarrollo → Procesamiento y despliegue → Interface de Usuario 2 → Reflexigrama) con valores evaluados por especialistas, y llevar el seguimiento del paciente.

Los resultados mostrados a continuación se enfocan en la observación del comportamiento de los parámetros calculados por el sistema de refleximetría conforme se incrementa el número de registros de cada paciente. En el Apéndice D se muestra la Tabla 9 donde se recopilaron los parámetros extraídos de las pruebas realizadas a cada sujeto.

Los parámetros analizados en este capítulo son:

- Tiempo de respuesta para la generación del estímulo
- Coeficientes de correlación
- Amplitudes y duraciones
- Tiempo de Inicio de la onda Inhibitoria

6.1 TIEMPO DE RESPUESTA PARA LA GENERACIÓN DEL ESTÍMULO

En este apartado se despliegan las variaciones del tiempo promedio, máximo y mínimo que le tomo a cada sujeto de pruebas mantener durante 5 segundos continuos la contracción mandibular dentro del 40 y 60 % de su contracción mandibular máxima voluntaria, antes de recibir el estímulo sobre la mandíbula. Las gráficas muestran valores correspondientes a los primeros 5, 10, 15 y 20 registros.

SUJETO 1

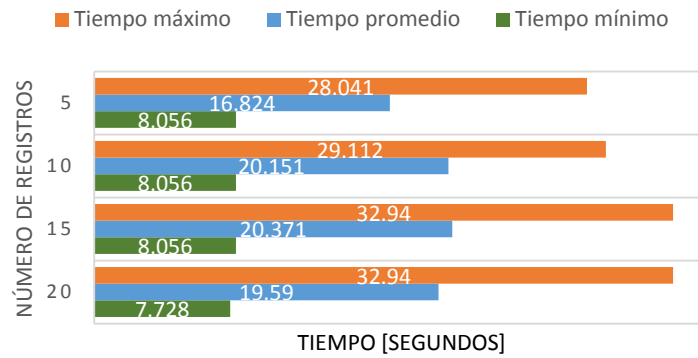


Fig. 22 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 1.

SUJETO 2

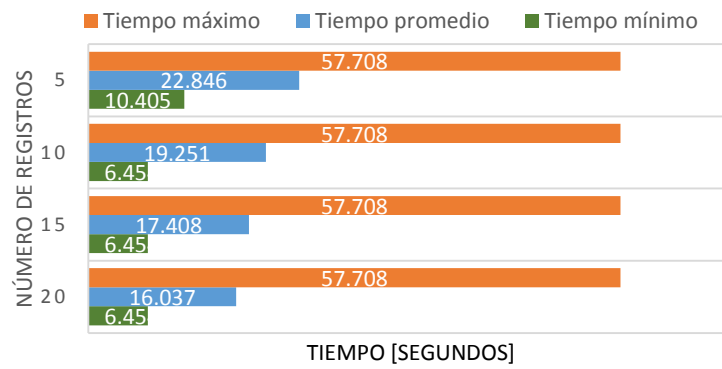


Fig. 23 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 2

SUJETO 3

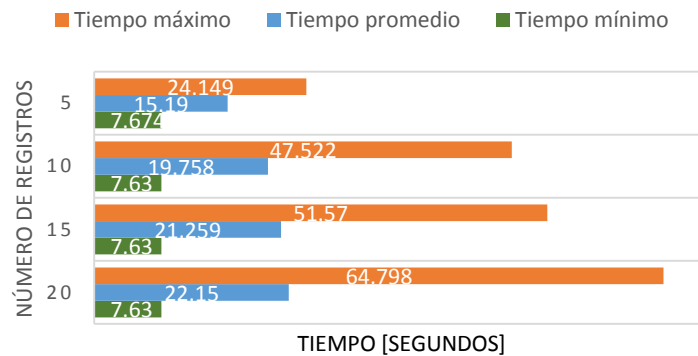


Fig. 24 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 3.

SUJETO 4

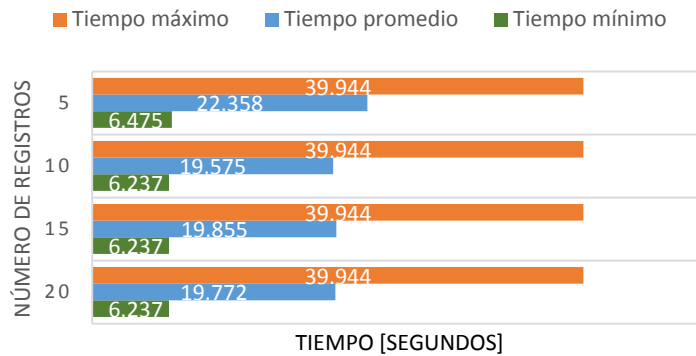


Fig. 25 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 4.

SUJETO 5

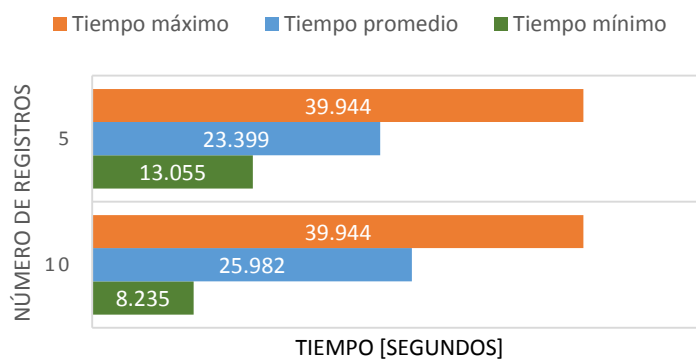


Fig. 26 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 5

SUJETO 6

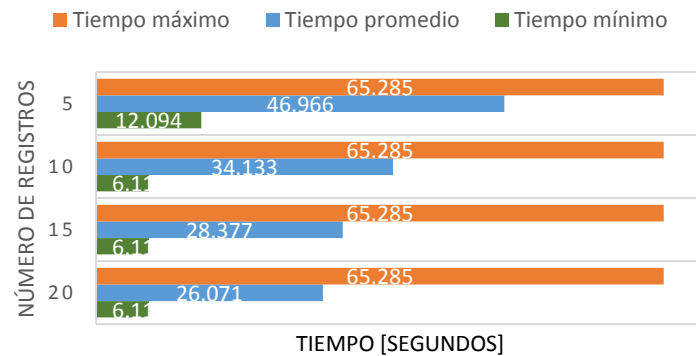


Fig. 27 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 6.

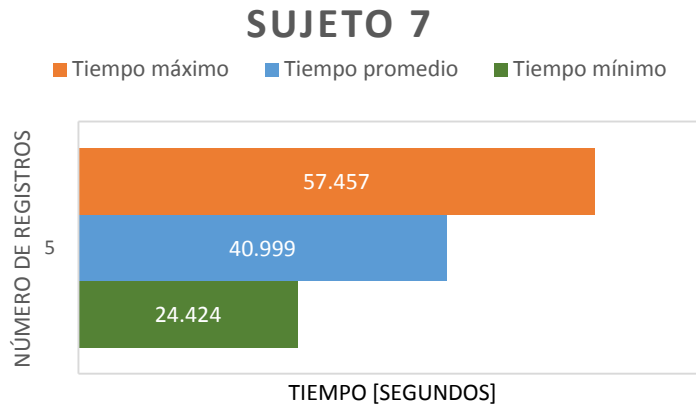


Fig. 28 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 7.

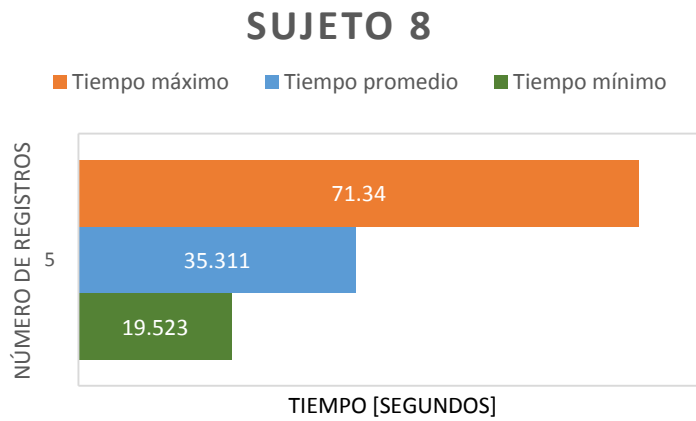


Fig. 29 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 8

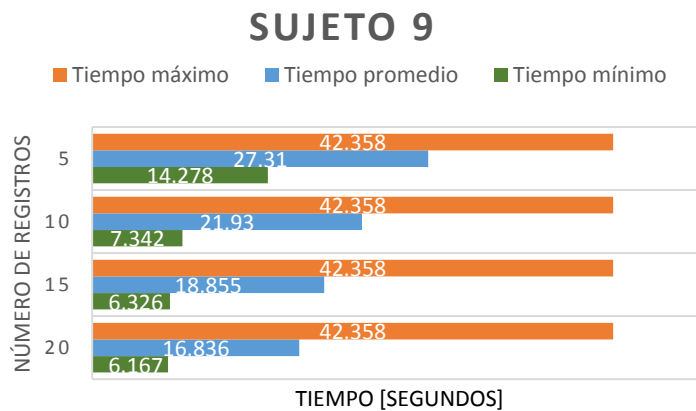


Fig. 30 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 9

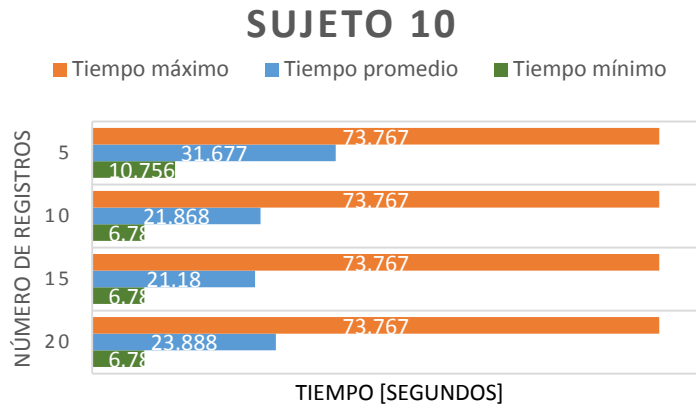


Fig. 31 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 10

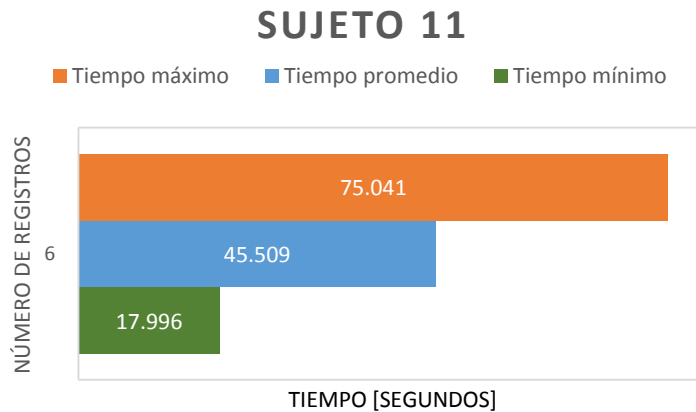


Fig. 32 Tiempos de respuesta para la generación del estímulo del sujeto de prueba 11.

El tiempo de respuesta promedio para la generación del estímulo en los sujetos que realizaron 20 registros fue de 20.6 s y desviación estándar $\sigma = 3.64$.

De las Fig. 22 a Fig. 32 se extrajo la información que integra la Tabla 2 donde se muestra a que grupo de registros pertenece el tiempo de respuesta máximo y mínimo de cada sujeto.

Tabla 2

Tiempo de respuesta	Sujeto 1		Sujeto 2		Sujeto 3		Sujeto 4		Sujeto 5		Sujeto 6		Sujeto 7		Sujeto 8		Sujeto 9		Sujeto 10		Sujeto 11		
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	
Num. Registros																							
5																							
10																							
15																							
20																							

De la Tabla 2 se observa que 6 sujetos registraron su tiempo máximo de respuesta para la generación del estímulo mecánico al cabo de 5 registros, 1 sujeto al cabo de 15 registros y 1 sujeto mas al cabo de 20 registros.

En la Fig. 33 se muestran gráficamente el porcentaje de los sujetos de prueba que obtuvieron tiempos de respuesta máximos al cabo de 5, 10, 15 o 20 registros (excepto 7, 8 y 11, debido a que solo cuentan con 5, 5 y 6 registros respectivamente)

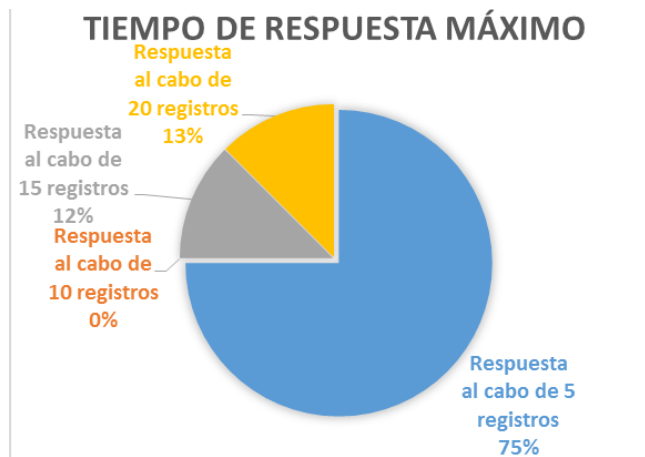


Fig. 33 Porcentaje de sujetos que obtuvieron su tiempo de respuesta máximo al cabo de 5, 10 , 15 o 20 registros

Similarmente al caso anterior, 6 sujetos registraron su tiempo de respuesta mínimo para la generación del estímulo mecánico al cabo de 10 registros, 1 sujeto al cabo de 15 registros y 1 sujeto restante al cabo de 20 registros.

En la Fig. 34 se muestran gráficamente el porcentaje de los sujetos de prueba que obtuvieron tiempos de respuesta mínimos al cabo de 5, 10, 15 o 20 registros (excepto 7, 8 y 11, debido a que solo cuentan con 5, 5 y 6 registros respectivamente)

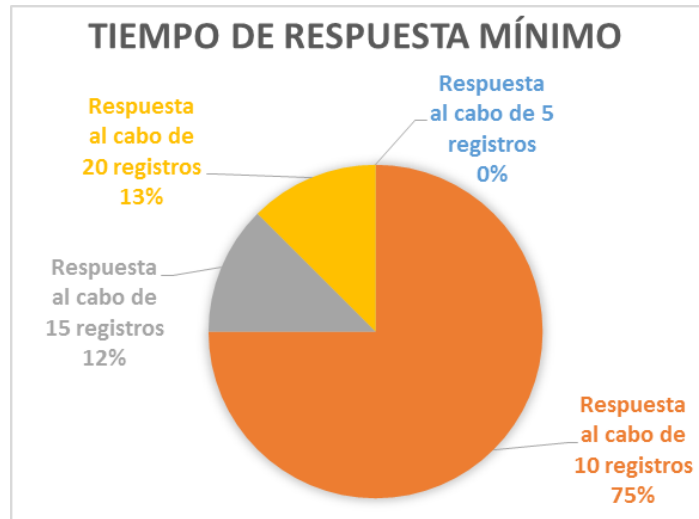


Fig. 34 Porcentaje de sujetos que obtuvieron su tiempo de respuesta mínimo al cabo de 5, 10, 15 o 20 registros

Los resultados encontrados señalan que en el 75% de los casos el tiempo de respuesta máximo se registra durante los primeros 5 registros, presumiblemente debido a la escasa familiarización con el sistema y el poco control sobre la contracción mandibular. Por otra parte, el 75% de los sujetos de prueba logro su tiempo de respuesta mínimo al cabo de los siguientes 5 registros, indicando el dominio paulatino del funcionamiento del sistema.

En el capítulo Discusión se aborda más a detalle la interpretación de estos resultados.

6.2 COEFICIENTES DE CORRELACIÓN

En este apartado se muestra la evolución del coeficiente de correlación entre el reflexigrama derecho y el izquierdo en acumulados de 5, 10, 15 y 20 registros.

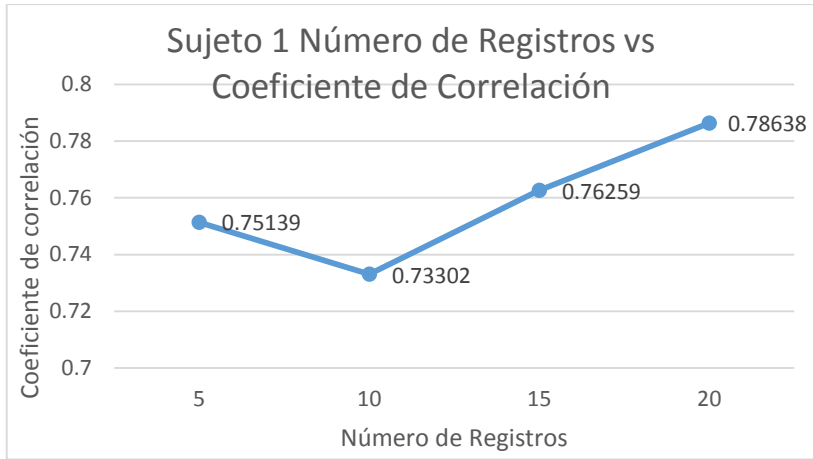


Fig. 35 Coeficiente de correlación promedio 0.75834. $\sigma = 0.022313739$

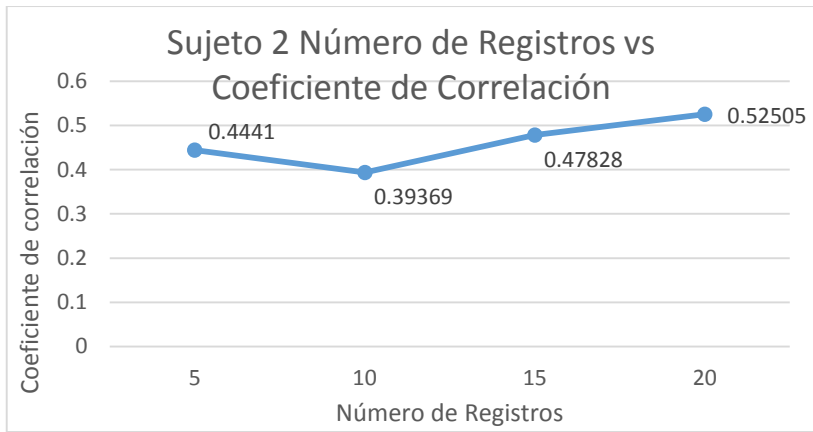


Fig. 36 Coeficiente de correlación promedio 0.46028. $\sigma = 0.05542314$

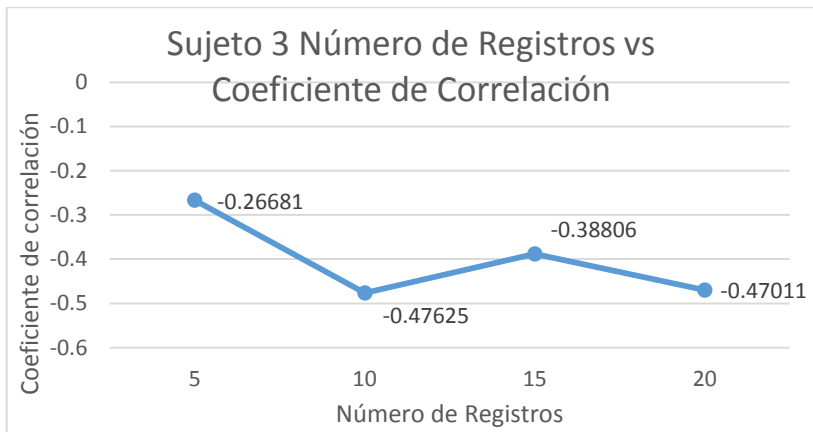


Fig. 37 Coeficiente de correlación promedio -0.4003075. $\sigma = 0.097657968$

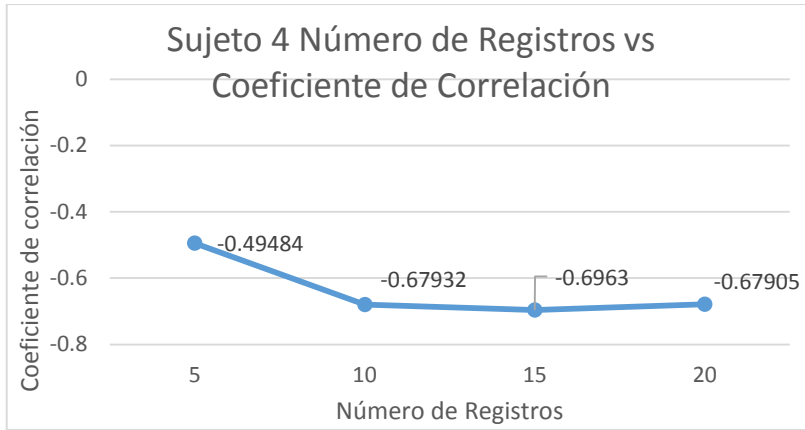


Fig. 38 Coeficiente de correlación promedio -0.6373775 . $\sigma = 0.095366959$

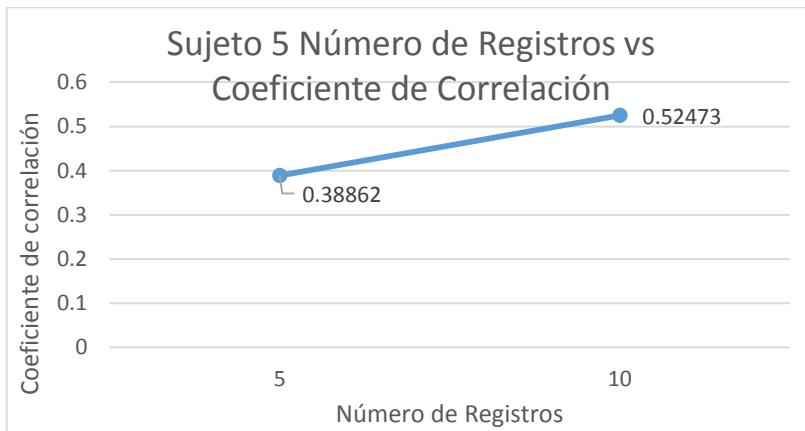


Fig. 39 Coeficiente de correlación promedio 0.456675 . $\sigma = 0.096244304$.

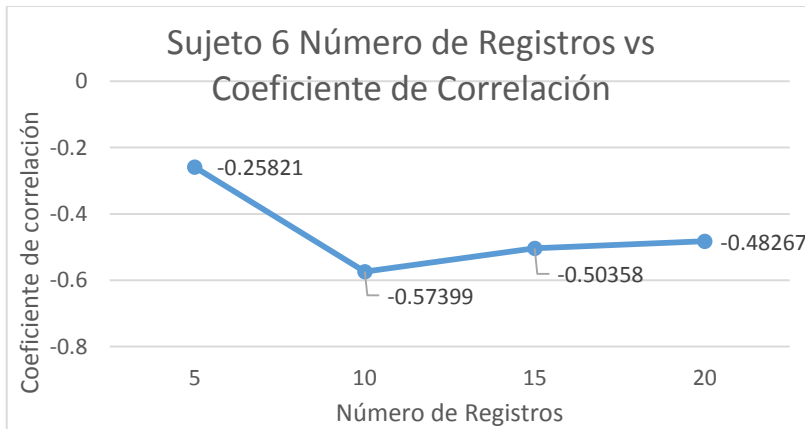


Fig. 40 Coeficiente de correlación promedio -0.4546125 . $\sigma = 0.13663817$.

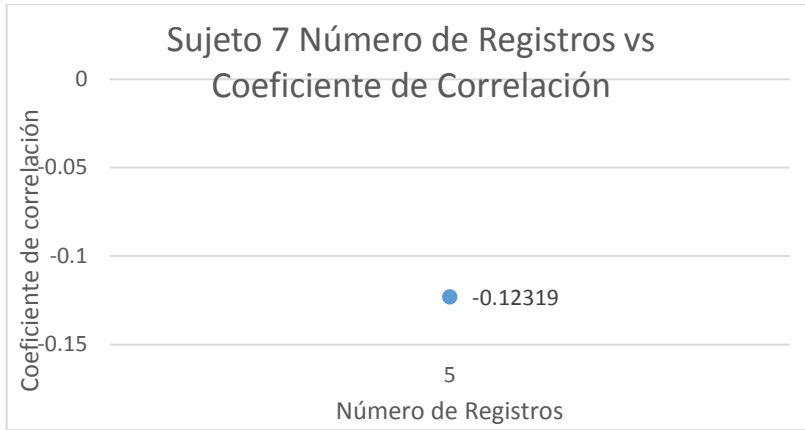


Fig. 41

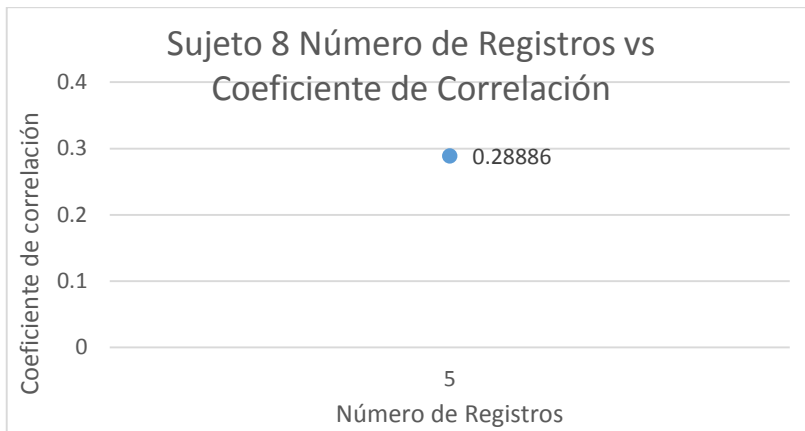


Fig. 42

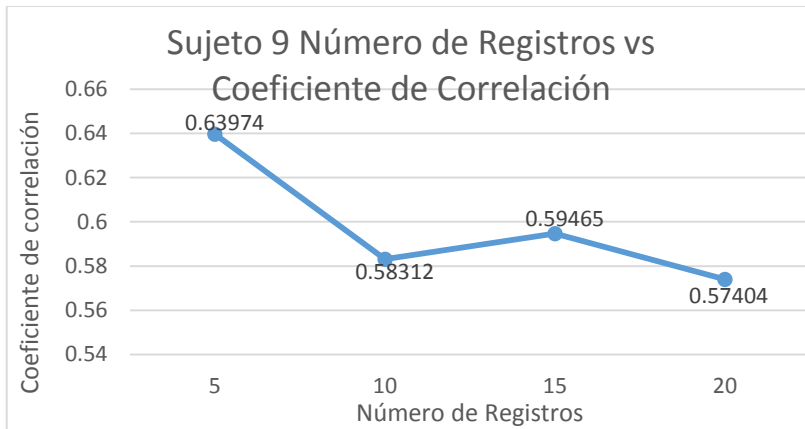


Fig. 43 Coeficiente de correlación promedio 0.5978875. $\sigma = 0.029148445$.

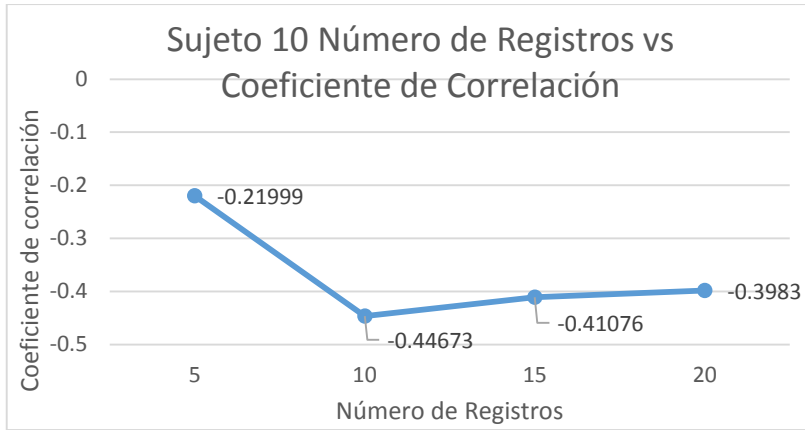


Fig. 44 Coeficiente de correlación promedio -0.368945 . $\sigma = 0.101403992$.

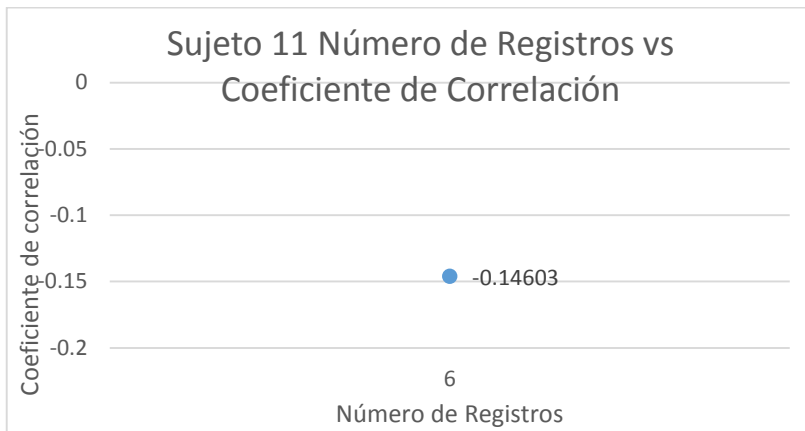


Fig. 45

De las Fig. 35 a Fig. 45 se obtuvo el conjunto de registros al que pertenece el coeficiente de correlación máximo y mínimo. La Tabla 3 muestra dichos resultados.

Tabla 3

Coeficiente de correlación	Sujeto 1		Sujeto 2		Sujeto 3		Sujeto 4		Sujeto 5		Sujeto 6		Sujeto 7		Sujeto 8		Sujeto 9		Sujeto 10		Sujeto 11		
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	
5																							
10																							
15																							
20																							

De la Tabla 3 se observa que 1 sujeto de prueba obtuvo el coeficiente de correlación máximo al cabo de 5 registros, 4 sujetos al cabo de 10 registros, 1 sujeto al cabo de 15 registros y 2 sujetos mas al cabo de 20 registros.

En la Fig. 46 se muestra gráficamente el porcentaje de los sujetos de prueba que obtuvieron el coeficiente de correlación máximo al cabo de 5, 10, 15 y 20 registros (excepto 7, 8 y 11, debido a que solo cuentan con 5, 5 y 6 registros respectivamente).

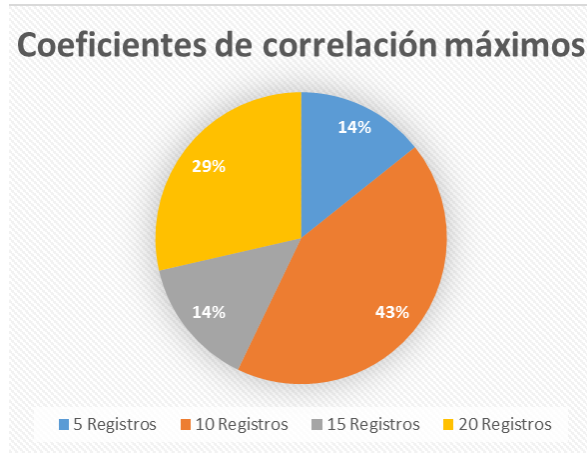


Fig. 46 Porcentaje de sujetos de prueba que obtuvieron el coeficiente de correlación máximo al cabo de 5, 10, 15 o 20 registros.

Similarmente al caso anterior, 5 sujetos registraron el coeficiente de correlación mínimo al cabo de 5 registros, 2 al cabo de 10 registros y solamente 1 sujeto al cabo de los 20 registros.

En la Fig. 47 se muestra gráficamente el porcentaje de los sujetos de prueba que obtuvieron el coeficiente de correlación mínimo al cabo de 5, 10, 15 y 20 registros (excepto 7, 8 y 11, debido a que solo cuentan con 5, 5 y 6 registros respectivamente).

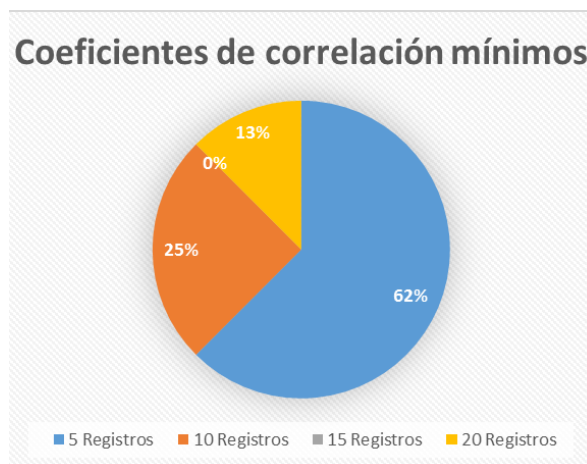


Fig. 47 Porcentaje de sujetos de prueba que obtuvieron el coeficiente de correlación mínimo al cabo de 5, 10, 15 o 20 registros.

Los resultados de este apartado indican que el 43% de los sujetos de prueba analizados obtiene un coeficiente de correlación máximo al cabo de 10 registros y que el 63% de los sujetos de prueba registran un coeficiente de correlación mínimo durante los primeros 5 registros.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos en el apartado anterior, a menor cantidad de registros se pose menos información para observar la respuesta del reflejo inhibitorio masetérico.

También se encontró que durante los primeros 6 a 10 registros se lograron los coeficientes de correlación más altos, lo que coincide con los resultados del apartado anterior donde al cabo de los 10 primeros registros se obtuvo el tiempo de respuesta mínimo en el 75% de los casos.

6.3 AMPLITUDES Y DURACIONES

En este apartado se relaciona la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria y potenciadora con su contraparte lateral, en intervalos de 5, 10, 15 y 20 registros. En este caso se relacionó el lado derecho sobre el izquierdo. Los valores obtenidos corresponden a la Relación de Amplitudes de la Onda Inhibitoria, Relación de Amplitudes de la Onda Potenciadora, Relación de Duraciones de la Onda Inhibitoria y Relación de Duraciones de la Onda Potenciadora.

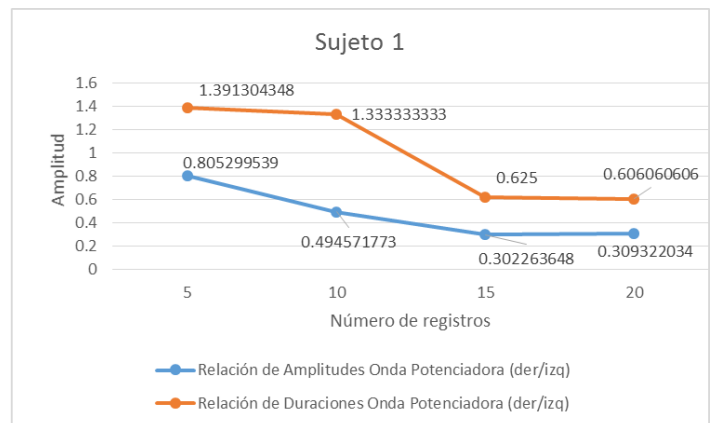
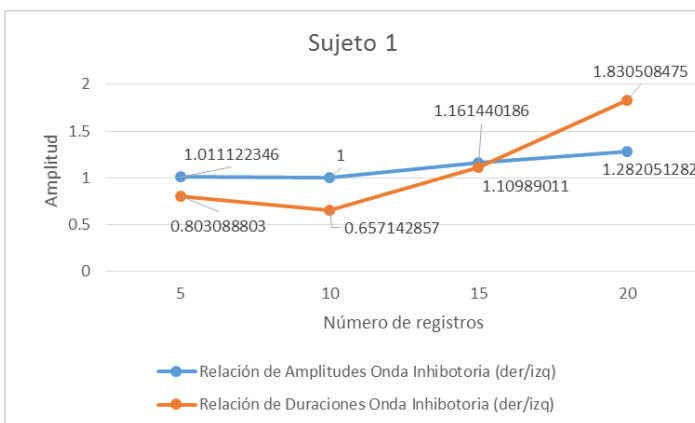


Fig. 48 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 1. Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 1.

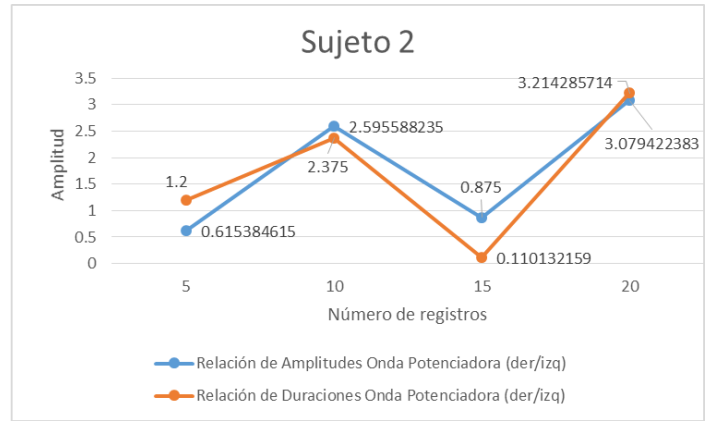
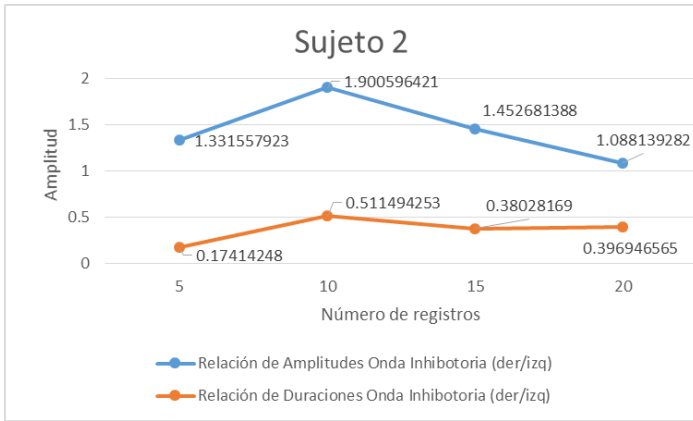


Fig. 49 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 2.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 2.

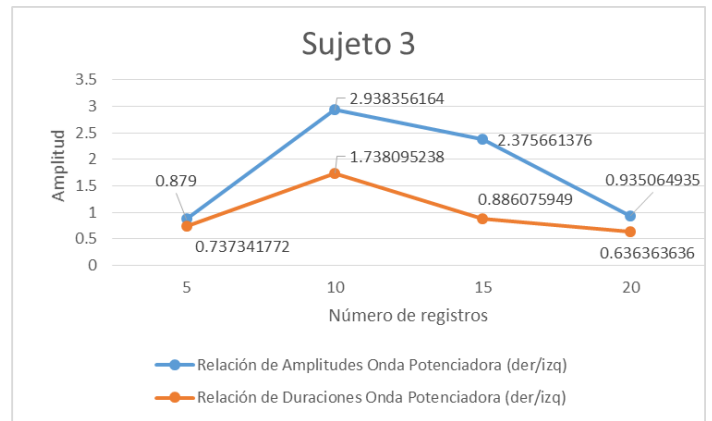
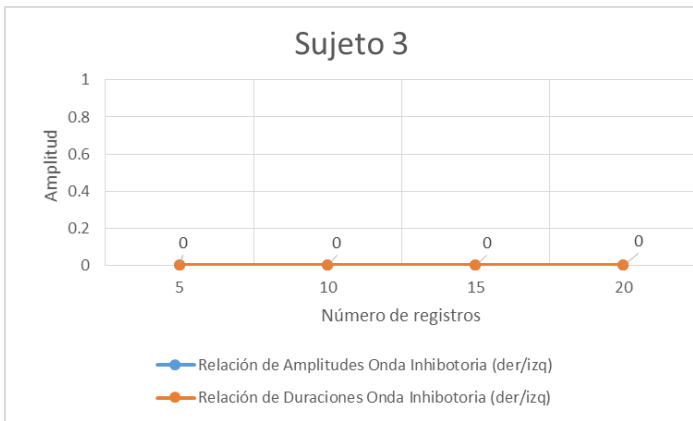


Fig. 50 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 3.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 3.

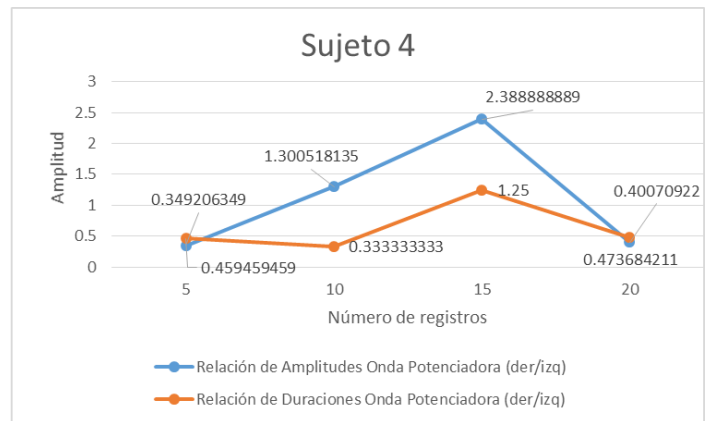
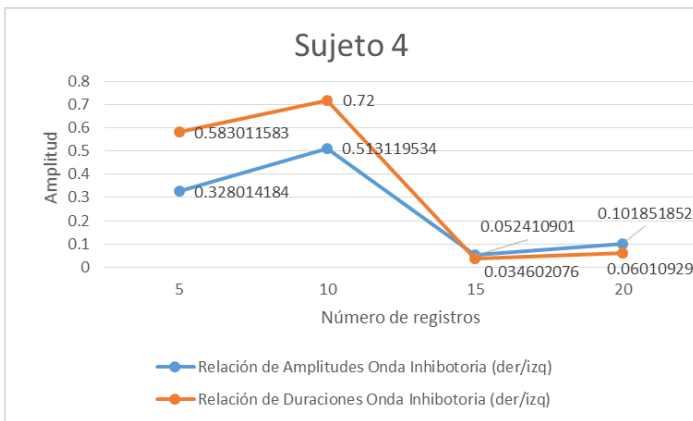


Fig. 51 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 4.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 4.

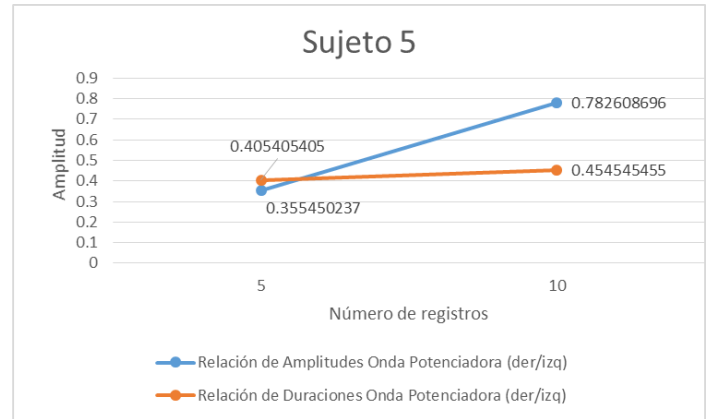
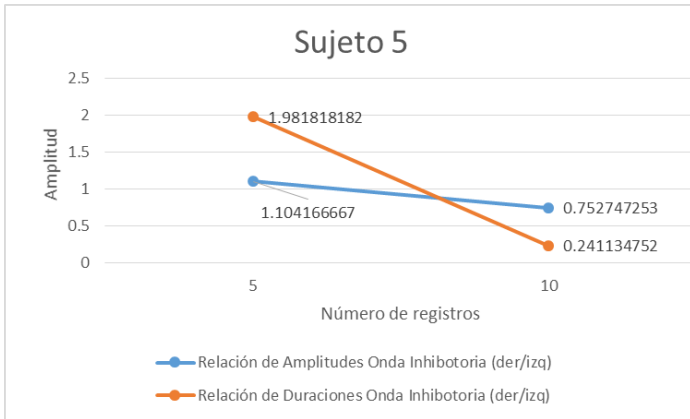


Fig. 52 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 5.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 5.

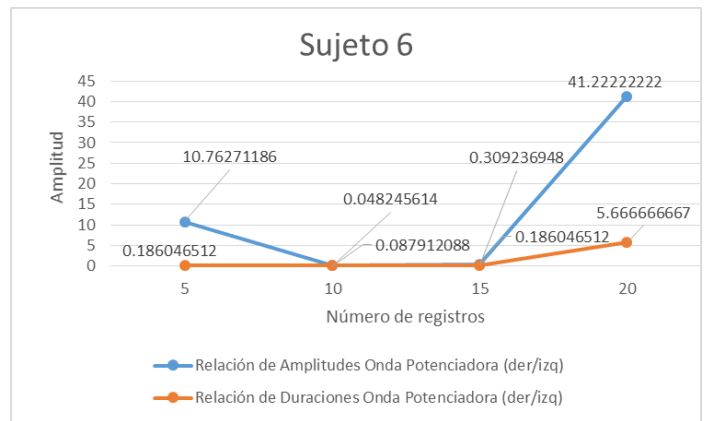
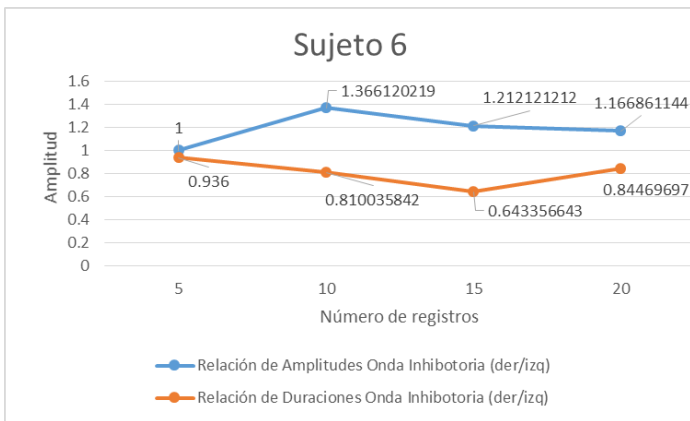


Fig. 53 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 6.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 6.

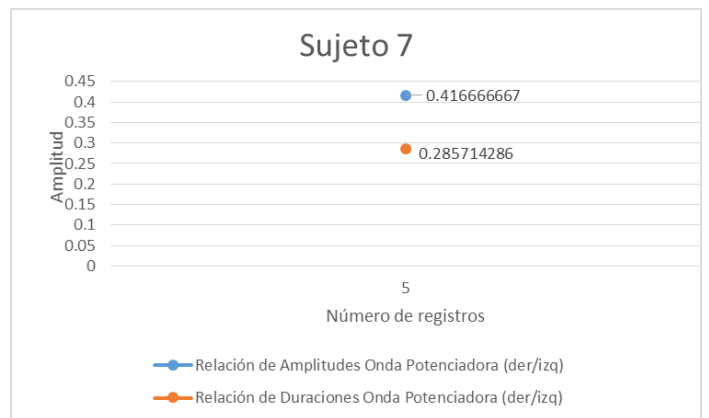
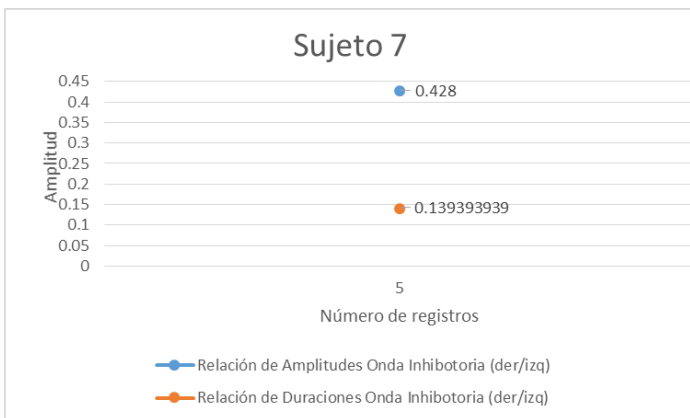


Fig. 54 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 7.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 7.

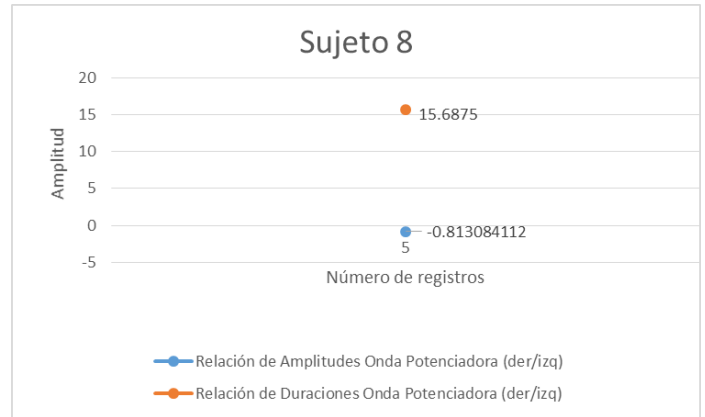
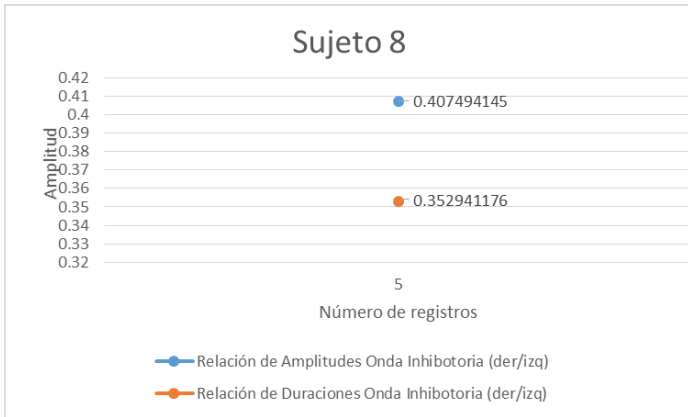


Fig. 55 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 8. Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 8.

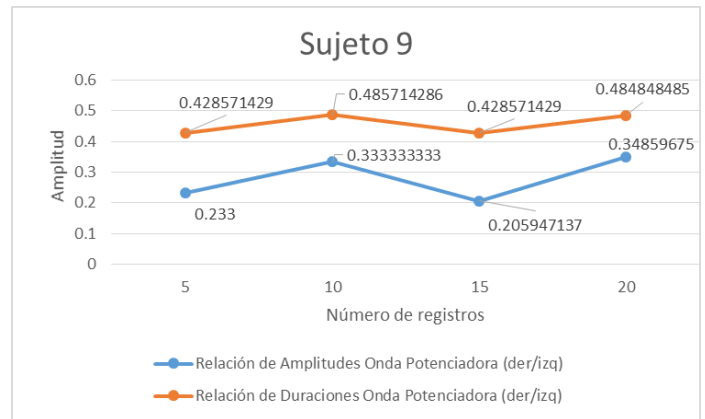
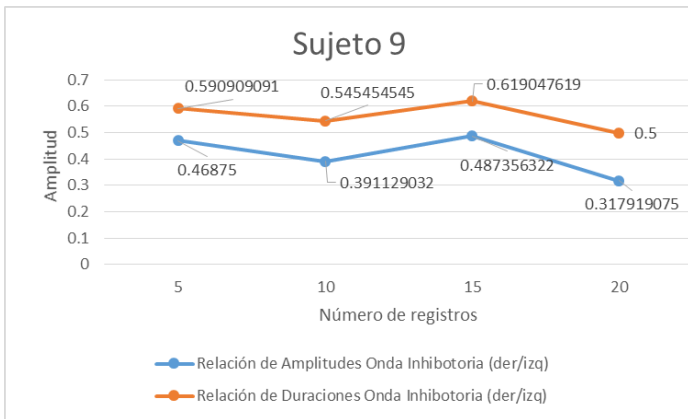


Fig. 56 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 9. Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 9.

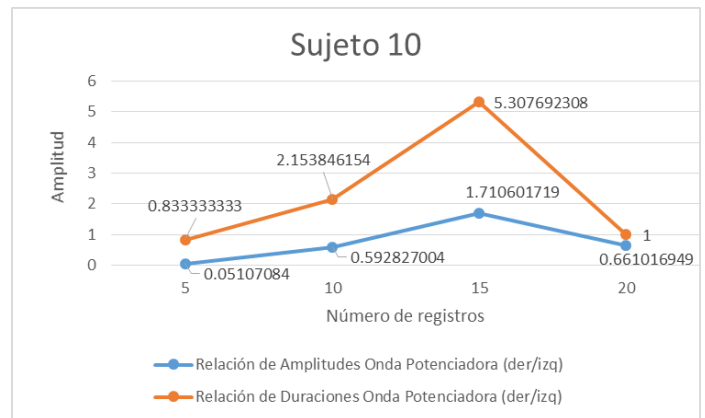
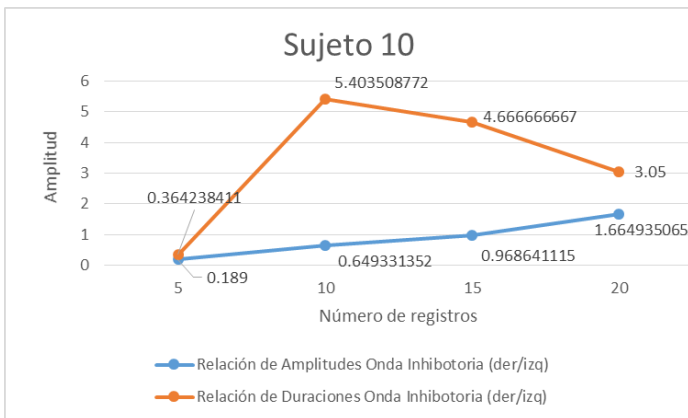


Fig. 57 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 10. Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 10.

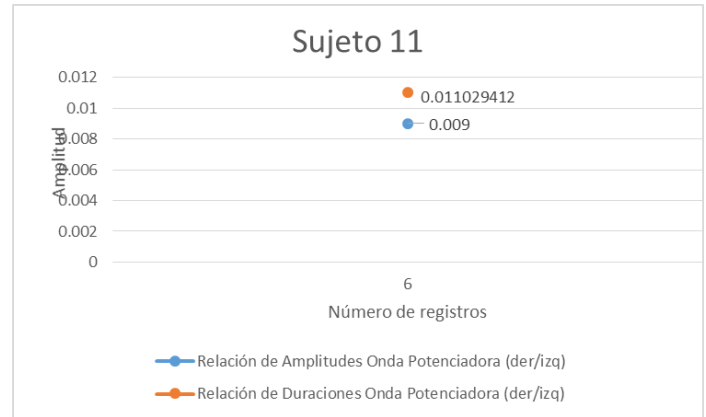
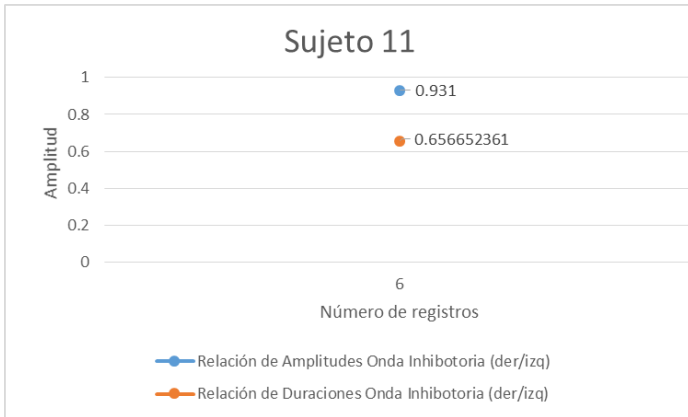


Fig. 58 Izq. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 11.
Der. Variación de la amplitud máxima y duración de la onda potenciadora del sujeto de prueba 11.

De la Fig. 48 a la Fig. 58 se obtuvo la Tabla 4, donde se especifica el significado del valor de amplitud en dichas gráficas.

Tabla 4

Amplitud	Significado	Interpretación
< 1	El lado izquierdo es mayor al lado derecho	El valor de amplitud multiplicado por 100 corresponde al porcentaje del lado derecho respecto del izquierdo.
1	Ambos lados son iguales	
> 1	El lado derecho es mayor al lado izquierdo	El inverso del valor de amplitud multiplicado por 100 corresponde al porcentaje del lado izquierdo respecto del derecho.

La Tabla 4 revela información que permite determinar el grado de relación entre las ondas inhibitorias y potenciadoras de los reflexigramas de un sujeto de pruebas.

La interpretación de los valores obtenidos en una gráfica que relacione amplitudes y duraciones de las curvas características de un reflexigrama puede ser un elemento auxiliar al coeficiente de correlación en la determinación de la semejanza de la actividad bilateral del músculo masetero

6.4 TIEMPO DE INICIO DE LA ONDA INHIBITORIA

En este apartado se graficó el tiempo de inicio de la onda inhibitoria al cabo de 5, 10, 15 y 20 registros.

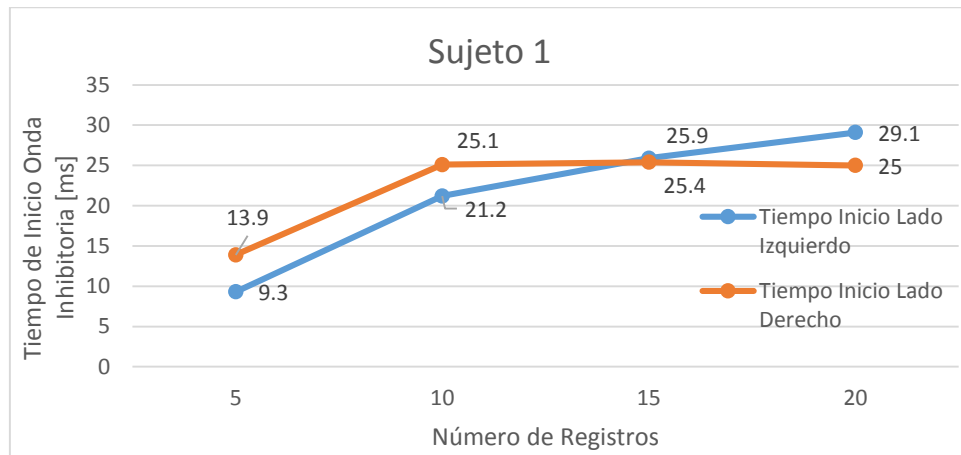


Fig. 59 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 1.

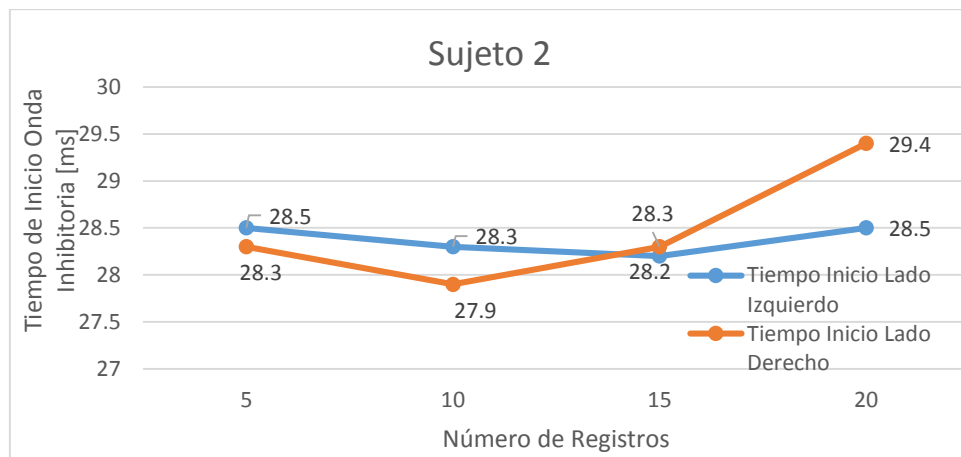


Fig. 60 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 2.

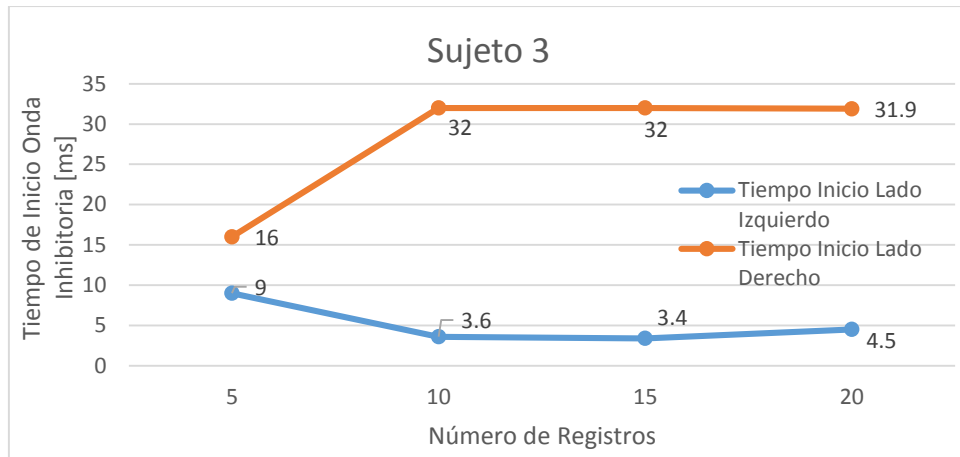


Fig. 61 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto prueba 3

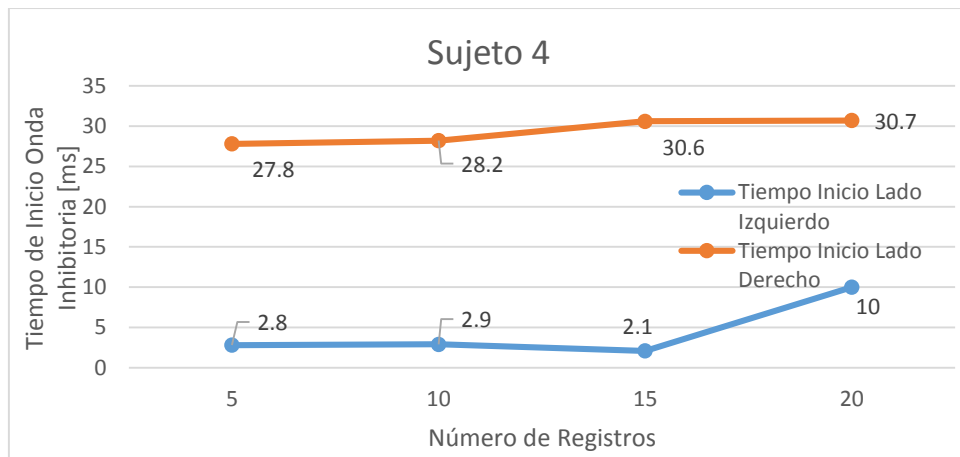


Fig. 62 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 4.

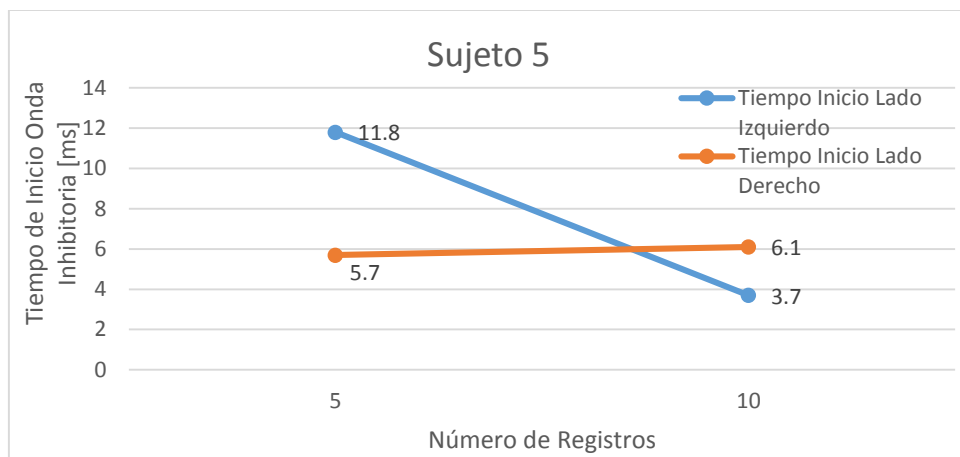


Fig. 63 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 5.

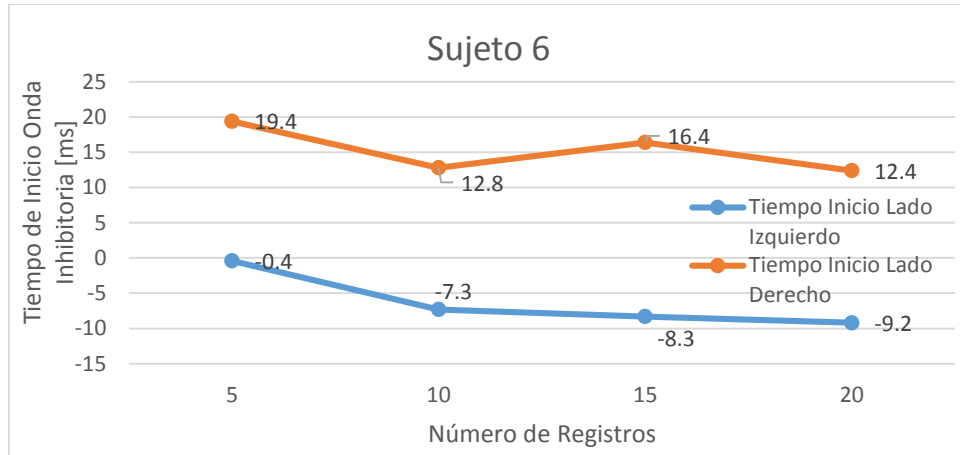


Fig. 64 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 6.

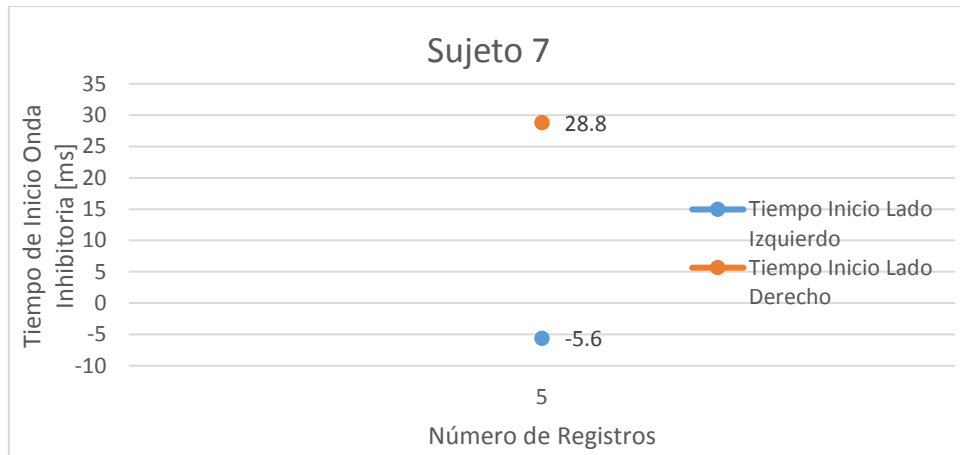


Fig. 65 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 7.

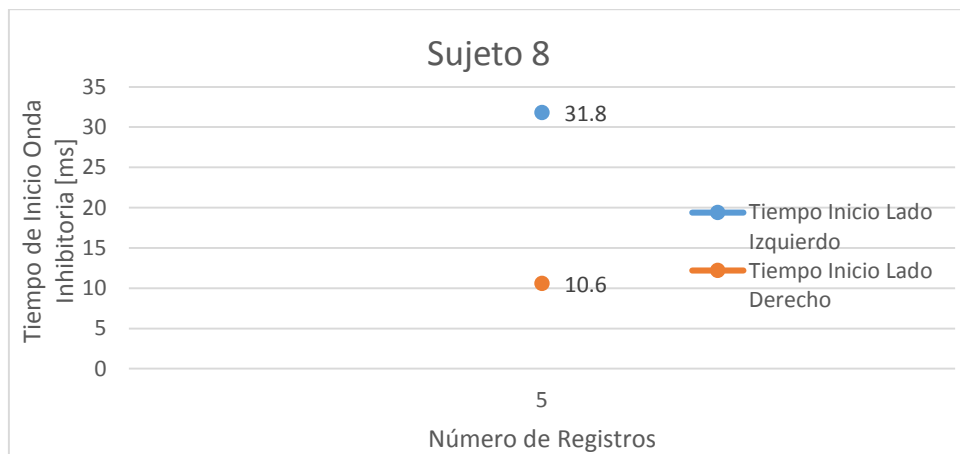


Fig. 66 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 8.

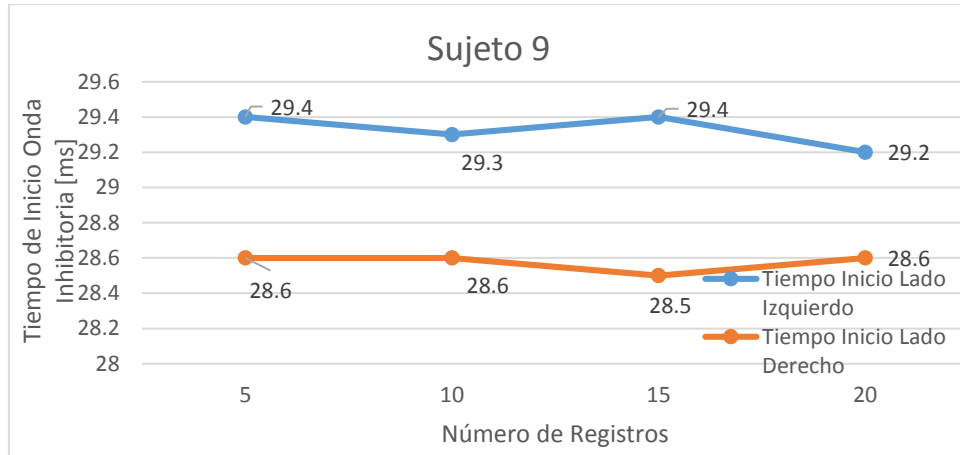


Fig. 67 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 9.

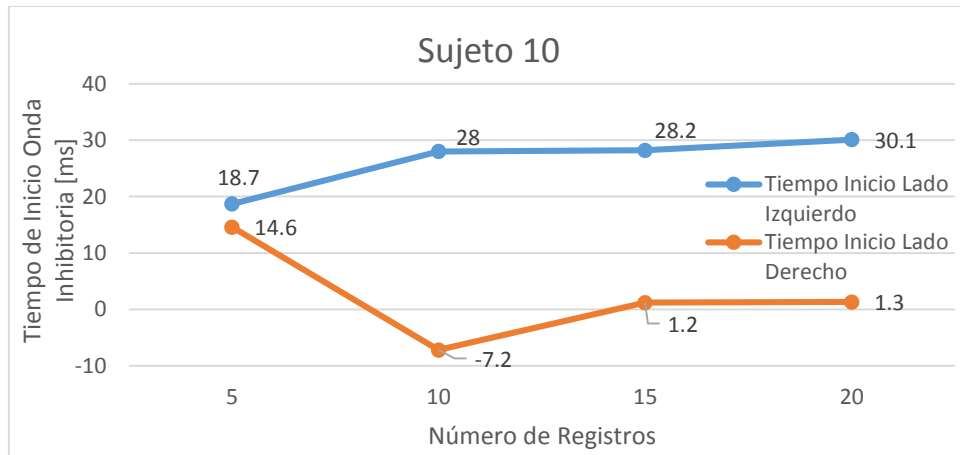


Fig. 68 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 10.

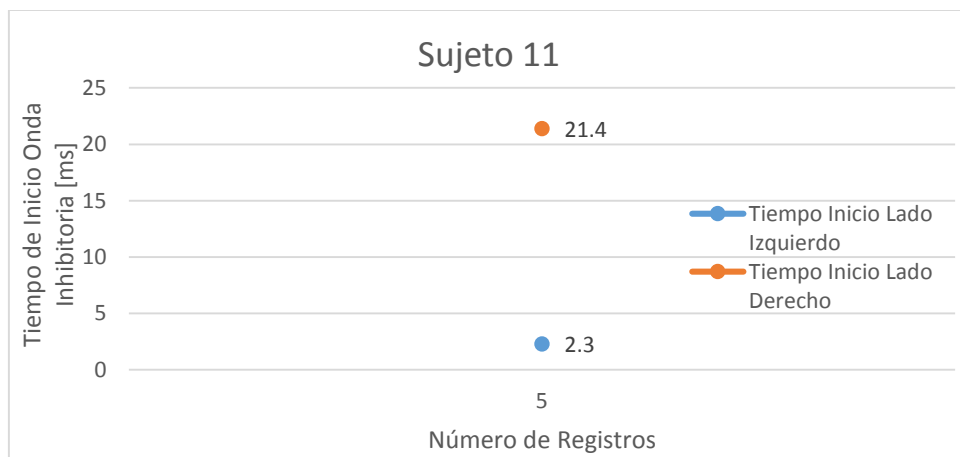


Fig. 69 Variación del tiempo de inicio de la onda inhibitoria del sujeto de prueba 11.

De las Fig. 59 a la Fig. 69 se calculó el promedio y la desviación estándar entre los tiempos de inicio de la onda inhibitoria de ambos lados al cabo del total de registros realizados por cada sujeto de prueba. La Tabla 5 muestra los resultados.

Tabla 5

Sujeto	Tiempo promedio entre lados	Desviación estándar σ
1	27.05	2.8991378
2	28.95	0.6363961
3	18.2	19.3747258
4	20.35	14.6371104
5	4.9	1.69705627
6	1.6	15.2735065
7	11.6	24.3244733
8	21.2	14.9906638
9	28.9	0.42426407
10	15.7	20.3646753
11	11.85	13.5057395

Los tiempos mostrados en la Tabla 5 abarcan un rango amplio de valores y no es posible determinar un patrón a simple vista, sin embargo al observar la desviación estándar de cada sujeto sobresale que solo en 3 sujetos se mantiene por debajo de 3, el tiempo promedio de inicio de la onda inhibitoria entre estos sujetos se encuentra entre 27 y 29 s.

Se sabe que a menor desviación estándar existe menor variación entre los elementos promediados. Cuando la desviación estándar es baja y sus respectivos tiempos promedio se asemejan entre sí, se puede inducir un elemento que permita diferenciar reflexigramas con características típicas de aquellos que no las posean.

7 DISCUSIÓN

En este capítulo se analizaron los resultados obtenidos de las pruebas realizadas.

Es importante señalar que los resultados mostrados en el capítulo anterior no constituyen elementos que permitan categorizar el estado de salud estomatológico de los sujetos de prueba analizados, únicamente dan información acerca de la forma en la que el sistema de refleximetría trabaja.

Sin embargo, se relacionaron parámetros (amplitud y duración de la onda inhibitoria y potenciadora, así como el tiempo de inicio de la onda inhibitoria) de los reflexigramas obtenidos al cabo de los primeros 5, 10, 15 y 20 registros, consiguiendo elementos auxiliares que junto al coeficiente de correlación pueden determinar diferencias cuantificables entre los reflexigramas del lado izquierdo y derecho.

El análisis de resultados se describe en el mismo orden que en el capítulo anterior. En el Apéndice CApéndice se muestran los reflexigramas de cada sujeto de pruebas al cabo del número máximo de registros realizados por este..

7.1 TIEMPO DE RESPUESTA PARA LA GENERACIÓN DEL ESTÍMULO

Los resultados obtenidos en la observación de este parámetro indican, que 6 de 8 sujetos (75%) logran el tiempo de respuesta máximo durante los primeros 5 registros. En estos casos al cabo de 20 registros el tiempo promedio de respuesta tiende a bajar aproximadamente 30 % respecto al tiempo de respuesta al cabo de 5 registros (excepto en un caso donde únicamente se realizaron 10 registros).

De igual forma, 6 de 8 sujetos (75%) logran un tiempo de respuesta mínimo durante los primeros 6 a 10 registros.

Se puede deducir que tiempos de respuesta máximos dentro de los primeros 5 registros indican falta de familiarización con el sistema de refleximetría, poco autocontrol en la contracción mandibular, incomodidad en la postura para realizar la prueba, etc.

Similarmente, tiempos de respuesta mínimos entre 6 y 10 registros sugieren la habituación al sistema de refleximetría o el dominio de la contracción mandibular.

En ninguna de las dos situaciones mencionadas en los párrafos anteriores, se puede argumentar que el sujeto sufra de problemas estomatológicos por el solo hecho de presentar un tiempo de respuesta máximo al cabo de 5 registros o un tiempo de respuesta mínimo después de 5 registros.

En aquellos casos (sujeto 1 y 3) donde el tiempo máximo de respuesta se encuentra en los últimos 10 registros, se presume como causa, la fatiga en la contracción mandibular. En estos casos, como es de esperarse, el tiempo promedio se incrementa en lo que resta de la prueba (aproximadamente 23 %).

En el caso de los sujetos 7, 8 y 11 (5, 5 y 6 registros respectivamente) no se dispone de información suficiente para observar la tendencia del tiempo de respuesta, sin embargo, fue en estos casos donde se presentaron los tiempos máximos (57.4, 71.3 y 75 segundos respectivamente) y mínimos (24.4, 19.5 y 17.9 segundos respectivamente) de respuesta de mayor duración comparados con el resto de los sujetos analizados.

La realización de las pruebas en estos 3 sujetos (7, 8 y 11) resulto particularmente difícil, debido a las condiciones asociadas a la prueba (inquietud, molestia en la posición del collarín, ansiedad asociada al golpe sobre la mandíbula, etc.). Esto sin considerar que el control de la contracción mandibular fue especialmente complicado en cada caso.

Finalmente, es importante señalar, que el análisis del tiempo de respuesta para la generación del estímulo, no requiere de la generación de reflexigramas.

7.2 COEFICIENTES DE CORRELACIÓN

Las variaciones en el coeficiente de correlación a lo largo de 20 registros indican que 5 de 8 sujetos (62%) obtienen el coeficiente de correlación mínimo al cabo de los primero 5 registros. Estos resultados corresponden al tiempo de respuesta máximo

para la generación del estímulo, donde se obtuvieron los mayores tiempos durante los primeros 5 registros.

Esta relación sugiere que se requieren más de 5 registros para que el análisis de las pruebas se sustente sobre resultados que aporten mayor significado cuantitativo.

Por otra parte 4 de 8 sujetos (50%) alcanzan el coeficiente de correlación máximo después de 6 y antes de 11 registros, decrementando aproximadamente 10% dicho valor al realizar 20 registros. 2 de 8 sujetos (25%) logran el coeficiente de correlación máximo al realizar los 20 registros.

Un coeficiente de correlación máximo dentro de los primeros 6 a 10 registros no equivale a un reflexigrama bien definido (onda inhibitoria de mayor amplitud y duración al resto de la señal, seguida de la onda potenciadora con área menor a la de la onda inhibitoria), el valor del coeficiente de correlación puede ser muy bajo y aun así aparecer en esta región (por ejemplo el sujeto 3).

Al cabo de 20 registros, cuando la desviación estándar de los coeficientes de correlación se encuentra entre $\sigma = 0.02$ a 0.05 , los reflexigramas presentan una mejor relación de aspecto entre lados (sujetos 1 y 2), sin embargo esto tampoco puede corresponder a un reflexigrama típico (sujeto 9).

Los coeficientes de correlación obtenidos no pueden ser considerados como único elemento para relacionar o diferenciar los reflexigramas de cada lado, por esta razón es necesario utilizar elementos auxiliares que permitan una mejor identificación de la forma característica del reflexigrama. En este caso se propuso relacionar las amplitudes y duraciones de la onda inhibitoria y potenciadora de cada lado (lado derecho / lado izquierdo), así como el tiempo de inicio de la onda inhibitoria en cada lado.

7.3 AMPLITUDES Y DURACIONES

Los resultados de esta sección relacionan la amplitud y duración de las curvas características del reflexigrama (onda inhibitoria y potenciadora) entre ambos reflexigramas. En este caso el lado derecho sobre el lado izquierdo, sin embargo no

existe impedimento para relacionar de forma inversa (lado izquierdo sobre lado derecho).

En este apartado se registró el comportamiento de la Relación de Amplitudes de la Onda Inhibitoria, Relación de Amplitudes de la Onda Potenciadora, Relación de Duraciones de la Onda Inhibitoria y Relación de Duraciones de la Onda Potenciadora después de los primeros 5, 10, 15 y 20 registros, buscando un indicador que señale el grado de similitud o diferencia entre las ondas inhibitoria y potenciadora de ambos lados, así como un elemento auxiliar al coeficiente de correlación que permita determinar el grado de similitud entre dichas curvas.

Cuando el valor de la relación de amplitud o duración es menor a 1, equivale a un valor de amplitud o duración del lado izquierdo mayor que su respectivo valor del lado derecho. Dicho valor multiplicado por 100 corresponde al porcentaje de amplitud o duración del lado derecho respecto a su equivalente del lado izquierdo.

Si el valor de la relación de amplitud o duración es igual a 1 significa que la amplitud y/o duración de ambos lados es igual. Este caso es improbable, debido a que difícilmente se pueden lograr amplitudes y/o duraciones iguales, sin embargo valores por arriba o por debajo cercanos a 1 indican mayor similitud entre sí.

Cuando el valor de la relación de amplitud o duración es mayor a 1, equivale a un valor de amplitud y/o duración del lado derecho mayor a que su respectivo valor del lado izquierdo. El inverso de dicho valor multiplicado por 100 corresponde al porcentaje de amplitud y/o duración del lado izquierdo respecto a su equivalente del lado derecho.

Los resultados obtenidos determinan cuantitativamente el porcentaje de relación entre magnitudes de ambos lados, sin embargo no permiten identificar la diferencia entre un reflexigrama típico y un reflexigrama que no posee características reconocibles.

Por ejemplo, considerando como elemento discriminante un coeficiente de correlación mayor a 0.5 después de 20 registros, se tiene a los sujetos 1, 2 y 9 (0.78, 0.52 y 0.57 respectivamente). Si deseamos utilizar los valores de las relaciones de amplitud y duración como elementos auxiliares en la identificación de un reflexigrama tradicional (onda inhibitoria de mayor amplitud y duración al resto de la señal, seguida de una

onda potenciadora de menor área a la de la onda inhibitoria), estos no representan un componente que facilite dicha tarea, al menos no por simple inspección. En la Tabla 6 se muestran los valores de la relación de amplitud y duración para cada sujeto.

Tabla 6

Sujeto	Onda Inhibitoria		Onda Potenciadora	
	Relación de Amplitudes	Relación de Duraciones	Relación de Amplitudes	Relación de Duraciones
1	1.282051282	1.83050847	0.30932203	0.60606061
2	1.088139282	0.39694656	3.07942238	3.21428571
9	0.317919075	0.34859675	0.5	0.48484848

En este caso es necesario visualizar los reflexigramas de cada sujeto para identificar si poseen una relación de aspecto típica, arrojando el reflexigrama del sujeto 9 una forma de onda desconocida. Es importante señalar que en el caso del sujeto 9 no se ajustaron correctamente los niveles de offset de la línea base en el EMG al realizar los registros, generando un reflexigrama invertido (onda inhibitoria positiva y onda potenciadora negativa).

7.4 TIEMPO DE INICIO DE LA ONDA INHIBITORIA

El análisis del tiempo de inicio de la onda inhibitoria resulto de particular interés al realizar las pruebas debido a que el sistema de refleximetría propuesto sincroniza a través de un sensor de presión colocado sobre la masa que golpea la mandíbula, el momento justo del impacto con la señal EMG del sujeto de pruebas.

En las referencias bibliográficas consultadas [3], [7], [9], [10], [11], [12], [15], [16], [17] los sistemas de refleximetría utilizados no especifican las consideraciones técnicas (desfase de tiempo entre la señal de disparo del percutor y el instante en el que se efectuó el golpe) al sincronizar del estímulo sobre la mandíbula y la señal EMG.

Retomando el ejemplo del apartado anterior, donde seleccionamos los reflexigramas con coeficiente de correlación mayor a 0.5 y en este caso utilizamos el tiempo de inicio de la onda inhibitoria como parámetro para identificar un reflexigrama típico, tenemos que los tiempos de inicio en cada lado ofrecen mayor información que los valores de

las relaciones de amplitud y duración. La Tabla 7 muestra los tiempos de inicio de la onda inhibitoria de los sujetos con reflexigramas con coeficiente de correlación mayor a 0.5.

Tabla 7

Sujeto	Tiempo de Inicio de Onda Inhibitoria [s]	
	Lado Izquierdo	Lado Derecho
1	29.1	25
2	28.5	29.4
9	29.2	28.6

En este caso los tiempos de lado izquierdo y derecho son semejantes y existe relación directa con los tiempos de los otros sujetos, sin embargo no es posible determinar con esta información que reflexigramas poseen relación de aspecto típica y cuáles no. Nuevamente es necesario visualizar cada reflexigrama para identificar el reflexigrama anormal (sujeto 9).

Dejando a un lado el ejemplo. Si consideramos a los sujetos que realizaron 20 reflexigramas de la Tabla 5 en el capítulo Resultados y observamos el tiempo promedio y la desviación estándar entre ambos obtenemos la Tabla 8.

Tabla 8

Sujeto	Tiempo promedio entre lados	Desviación estándar σ
1	27.05	2.8991378
2	28.95	0.6363961
3	18.2	19.3747258
4	20.35	14.6371104
6	1.6	15.2735065
9	28.9	0.42426407
10	15.7	20.3646753

De esta tabla se puede identificar sin necesidad del coeficiente de correlación aquellos sujetos que poseen tiempos promedio de inicio de onda inhibitoria entre 27 y 30 segundos y desviación estándar entre 0.5 y 3 son los mismos que aquellos que sus respectivos reflexigramas entregan coeficientes de correlación mayores a 0.5.

En este caso si es posible utilizar el tiempo de inicio de onda inhibitoria como elemento auxiliar al coeficiente de correlación para la identificación de reflexigramas que presentan mejor relación de aspecto.

Finalmente, los resultados muestran únicamente dos sujetos de prueba cuyos reflexigramas poseen características conocidas, sin embargo no se puede afirmar que el resto de los reflexigramas carezcan de información relevante para un especialista. Los sujetos cuyos reflexigramas no poseen forma conocida pudieran presentar en el peor de los casos alguna deficiencia estomatológica. Otro factor que afecta la forma del reflexigrama es la toma de registros, en caso de no realizarse en condiciones adecuadas (ajuste de la ganancia, offset y filtrado de la señal EMG en el programa de registro, sin distracciones ni movimientos repentinos del paciente al momento de realizar la prueba).

8 CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

La estructura de este proyecto permite generar conclusiones a partir de los diferentes elementos que lo integran (solución propuesta, desarrollo del sistema y resultados obtenidos).

El sistema mecánico que integra al reflexímetro permite el golpe de una masa cilíndrica sobre la mandíbula como medio para evocar el reflejo inhibitorio masetérico. Este sistema es la solución que produjo la generación del MIR con mayores consecuencias observables (disminución de la actividad eléctrica en el EMG a consecuencia del estímulo aplicado), en comparación con otros métodos evaluados para evocar el MIR. Durante el desarrollo de este proyecto las propuestas que no lograron evocar satisfactoriamente dicho reflejo fueron: vibración provocada por un pequeño contrapeso sujeto al eje de un motor de DC colocado sobre la barbilla del sujeto de pruebas, estímulos eléctricos de corriente controlada sobre diferentes puntos en el rostro del sujeto de pruebas y estímulos auditivos a diferentes frecuencias audibles y diferentes intensidades.

Además de la forma en la que se evoca el MIR, la sincronización del estímulo con la señal EMG resulta un aspecto fundamental en la generación de reflexigramas que ofrezcan información cuantitativa. Al igual que la implementación de diferentes técnicas para la evocación del MIR, se probaron distintos métodos para sincronizar el golpe con el EMG:

Por software, a través de la Interface de Usuario 1 indicando sobre la señal EMG el momento en el que el sujeto de pruebas mantuvo la contracción dentro de los umbrales y durante el tiempo establecido. Este método resultó ineficaz debido a la diferencia entre la velocidad de adquisición de la señal EMG y la velocidad de trabajo del programa.

A través de un sensor óptico reflectante colocado sobre el motor de DC que acciona la masa cilíndrica que ejerce el golpe sobre la mandíbula. La sincronización se realizó al momento en el que la masa intersecta la posición del sensor, considerando

que este cruce equivale a un golpe sobre la mandíbula. Debido a que la posición del sensor respecto a la mandíbula del sujeto cambia durante la prueba (movimiento del sujeto de prueba) y que no es posible asegurar que el cruce de la masa por el sensor corresponde a un golpe certero sobre la mandíbula, este método no ofreció resultados congruentes al realizar las pruebas.

Utilizando un sensor de fuerza resistivo sobre la superficie de la masa cilíndrica que ejerce el golpe sobre la mandíbula se logró sincronizar correctamente dicho golpe con la señal EMG. Este método, comparado con los anteriores, permitió realizar pruebas más rápidas y con menos capturas en falso, debido a que no se genera retraso entre la señal de disparo generada por el sistema de registro y la respuesta del sensor al momento del golpe. Se observaron diferencias en el tiempo de inicio de la onda inhibitoria (tiempos menores), debidas aparentemente a que este sistema sincroniza el golpe con la señal EMG sin mayor retraso que el provocado durante la adquisición de la señal, sin embargo se requiere de más evidencia que sustente esta propuesta.

Se logró el desarrollo de un proyecto compuesto de un sistema electro-mecánico, encargado de evocar el Reflejo Inhibitorio Masetérico bajo condiciones previamente establecidas por una interface de usuario, que permite el ajuste de parámetros (ganancia, offset y filtrado de la señal ECG, umbrales de calibración, tiempo de contracción, etc.) para la realización de pruebas y el almacenamiento de los registros obtenidos en cada prueba. Finalmente se implementó una segunda interface de usuario para el análisis de los registros acumulados, extrayendo y comparando parámetros cuantitativos (tiempos, amplitudes, áreas, etc.) de los reflexigramas generados.

Mejoras al sistema:

Durante el desarrollo de las pruebas, las etapas que componen el sistema de refleximetría arrojaron elementos a mejorar en nuevas versiones del sistema.

El Sistema Mecánico al estar compuesto de piezas ligeras que ofrecen soporte para el motor que sujeta la masa que golpea la mandíbula, resulta lo suficientemente

liviano para cambiar de posición en el momento que el sujeto de pruebas recibe el golpe. En este caso se compromete el peso del dispositivo con la estabilidad del mismo para ejercer el golpe sobre la mandíbula. La solución propuesta consiste en realizar un soporte ergonómico que descansa sobre los hombros y el pecho del sujeto de prueba sin modificar significativamente el peso o dimensiones del mismo.

El sensor de presión utilizado que ocupa una tercera parte de la superficie de la masa cilíndrica (tipo circular), en algunos casos dejó de registrar el golpe sobre la mandíbula, a pesar de haberse generado exitosamente. En este caso se propone un sensor de las mismas características que el implementado, pero de tipo tira o faja que rodee la circunferencia de la masa cilíndrica, de esta forma la posición del sensor no impediría sincronizar adecuadamente el golpe sobre la mandíbula y la señal EMG.

El Sistema Electrónico también descubrió elementos a modificar en nuevas versiones del dispositivo, aunque el principal problema detectado fue el ruido electromagnético generado por los transformadores de las fuentes de alimentación de este sistema y del mecánico. Este inconveniente se resolvió alejando dichas fuentes del conector de electrodos y la placa encargada del registro de la señal EMG, dentro del gabinete de este sistema electrónico.

La etapa de procesamiento de la señal EMG y despliegue de los resultados fue donde se encontró la mayor cantidad de ajustes que pueden mejorar el desempeño del sistema. Existen dos aspectos importantes a considerar uno al momento de registrar la señal EMG y el otro al realizar el análisis de los reflexigramas.

Durante la captura de registros en la Interface de Usuario 1 el programa comienza a disminuir gradualmente la velocidad de despliegue de la señal EMG sobre la gráfica conforme aumenta el número de registros realizados al grado de detener el programa. Este problema se debe al manejo poco eficiente de la memoria RAM disponible para el programa, a pesar de ser un gran inconveniente en la realización de pruebas, (particularmente cuando al sujeto de pruebas se le dificulta lograr el estímulo mecánico) el sistema almacena la configuración de los parámetros modificados (ganancia, offset, filtro de 60 Hz, umbrales de calibración, valores de la

última calibración realizada por el sujeto de prueba, etc.) para facilitar al usuario volver a ejecutar el programa sin necesidad de ajustar dichos parámetros nuevamente.

La solución de este problema requiere el replanteamiento de la estructura del programa enfocándose en el manejo dinámico de memoria RAM.

En la Interface de Usuario 2 se presenta otro problema de menores consecuencias al descrito en los párrafos anteriores. En este caso en la Interface de Usuario 1 cuando la línea base de la señal EMG no fue ajustada correctamente a cero antes de realizar los registros, al momento de generar los respectivos reflexigramas en la Interface de Usuario 2, estos no acentuaran la onda inhibitoria por debajo de la línea basal, por el contrario realzaran la curva por arriba de dicha línea. Debido a que el sistema no ofrece una forma de compensar dicha omisión, los registros almacenados no son de utilidad (a pesar de haber realizado la prueba satisfactoriamente).

Para resolver esta situación, basta con agregar al programa controles que permitan al usuario modificar el desbalance de la línea basal del EMG en los registros previamente almacenados.

Existen otros aspectos que pueden ser mejorados o incluidos en esta etapa como el control de la posición, velocidad y fuerza del brazo que sujeta la masa cilíndrica que ejerce el golpe sobre la mandíbula. El análisis de los reflexigramas puede ser complementado con una gráfica que despliegue la diferencia que existe entre el reflexigrama derecho y el izquierdo o un apartado que permita la comparación selectiva de parámetros de distintos pacientes para facilitar la interpretación de cada reflexigrama.

Finalmente, en lo que respecta al análisis de los resultados obtenidos, se logró comprobar el funcionamiento del sistema de refleximetría (al menos desde el punto de vista técnico) al monitorear el comportamiento de los resultados, mientras se incrementó el número de registros a lo largo de la prueba.

Para validar integralmente el funcionamiento del sistema es necesaria la evaluación de los especialistas a los que está destinado este proyecto. Esta etapa no logró ser incorporada en el trabajo escrito debido al tiempo que requiere conformar un protocolo de pruebas clínicas y llevar el seguimiento de los pacientes, para la elaboración de reflexigramas que exhiban características de pacientes con o sin deficiencias del sistema masticatorio.

APÉNDICE A

Tipos de contracciones musculares

La contracción muscular es el proceso fisiológico en el que una fibra muscular genera tensión cuando es estimulada adecuadamente ya sea por el sistema nervioso o por impulsos eléctricos externos. Mientras se encuentra bajo tensión, el músculo puede alargarse, acortarse o permanecer a la misma longitud. A pesar de que el término contracción implica la reducción en longitud o tamaño, cuando se refiere al sistema nervioso simplemente significa: fibras musculares generando tensión; la cual puede o no ser lo suficientemente intensa para producir acortamiento del músculo.

Una contracción no producirá acortamiento cuando las caras laterales del músculo sean separadas una de la otra por cargas externas que sean mayores o iguales que la fuerza de tracción aplicada en la dirección opuesta.

La fuerza de la contracción es mayor cuando el músculo es alargado cerca del punto medio del rango de deslizamiento de sus filamentos. La fuerza se pierde cuando existe poca o total superposición entre las fibras de actina y miosina. Por otra parte, la fuerza se encuentra en el rango medio cuando se pueden formar cierto número de puentes cruzados de miosina-actina.

Las fibras musculares se pueden dividir en tres amplias categorías basadas en apariencia, velocidad de la contracción y fatigabilidad.

- Músculos de contracción lenta: tardan más de 35 ms para completar un ciclo de despolarización/repolarización; son rojizos en apariencia. Estos músculos se contraen entre los 10 y 20 Hz. Se les denomina fibras de contracción Tipo I.
- Músculos de contracción rápida resistentes a la fatiga: son pálidos en apariencia, como los músculos de contracción lenta tienen habilidad para el metabolismo aeróbico. Se clasifican como fibras de contracción rápida Tipo IIa.
- Músculos de contracción rápida fatigables: tardan menos de 35 ms para completar un ciclo de contracción, típicamente entre los 30 y 50 Hz, son blancuzcos en apariencia y se les clasifica como fibras de Tipo II.

Las fibras de contracción lenta Tipo I están bien equipadas bioquímicamente para realizar trabajo de baja intensidad durante largos periodos de tiempo y su energía es aportada vía aeróbica, mediante la fosforilación oxidativa, con el oxígeno y sustratos energéticos (glucógeno, proteínas y grasas) que le llegan a través de la sangre; es la forma más lenta de transporte de energía.

Las fibras de contracción rápida Tipo II están diseñadas para realizar periodos de trabajo de alta intensidad que sólo puede ser mantenida poco tiempo, con contracciones más potentes, y su energía es obtenida de los depósitos musculares de glucosa, gracias a que ésta puede ser transformada en energía mecánica sin necesidad de oxígeno por vía anaeróbica, mediante la glucólisis anaeróbica o ciclo del ácido láctico, que es una forma más rápida de aporte de energía.

No solo los diferentes tipos de fibras realizan diferentes tipos de trabajo, sino que los mismos tipos de fibras musculares pueden trabajar de diferente manera. Existen tres tipos identificables de contracción muscular: isométricas, concéntricas y excéntricas. Los patrones observados en registros de SEMG durante protocolos dinámicos pueden diferir dependiendo del tipo de contracción que se esté estudiando.

- Contracción isométrica: son contracciones musculares en las cuales se mantiene una longitud muscular constante. Técnicamente la fuerza contráctil no excede la fuerza de resistencia y por ello no existe cambio en la longitud del músculo. Este tipo de contracciones se utilizan en el control postural y para la estabilización de partes axiales del cuerpo durante movimientos extremos (levantamiento de pesas, windsurf, permanecer en una postura sin moverse, etc.). Los registros de SEMG son comúnmente mayores bajo condiciones de prueba isométricas.
- Contracciones concéntricas: ocurren cuando el músculo se acorta durante la contracción. Técnicamente se definen como una contracción con suficiente fuerza para vencer la resistencia externa, por lo tanto, permite al músculo acortarse. Este tipo de contracción es la acción realizada por la fuerza motriz durante la fase activa del patrón de movimiento (actividad del bíceps durante la flexión del codo asociado al levantamiento de pesas). La cantidad de energía

muscular disponible es mayor durante una contracción isométrica en comparación con una contracción concéntrica, debido a que 20% de la eficiencia energética del movimiento se pierde durante la contracción concéntrica debido al acortamiento del músculo. Así, la mayor carga que una contracción muscular concéntrica puede soportar es únicamente el 80% de la carga realizada por una contracción isométrica máxima.

- Contracciones excéntricas: ocurren cuando el músculo se alarga durante la contracción. Técnicamente suceden en un músculo ya acortado, donde la fuerza externa es mayor que la tensión creada por la contracción muscular. Aquí el músculo actúa como freno mientras la carga es manipulada (actividad del bíceps al momento de extender lentamente el codo, sentarse, hacer cucullas, recostarse, entre otras). La cantidad de energía generada durante una contracción excéntrica es siempre menor a la observada en una contracción concéntrica para el mismo músculo. La cantidad de trabajo metabólico asociado con las contracciones excéntricas va de 1/3 a 1/13 del trabajo realizado por la contracción concéntrica. En un registro de SEMG, la amplitud (μV) de una contracción concéntrica es siempre mayor de lo que es para una contracción excéntrica; realizando la misma actividad.

Otra forma de contracción es la contracción isotónica, un subconjunto (subclase) de las contracciones concéntrica y excéntrica. Este tipo de contracción ocurre cuando se emplea fuerza muscular constante mientras el músculo se acorta o se alarga. Este tipo de fuerza es estudiado comúnmente en instrumentos en los cuales la fuerza es controlada sobre un rango de movimiento.

APÉNDICE B

Colocación de Electroodos

Músculo masetero

Tipo de colocación: Especifica.

Acción: Elevación y cierre de la mandíbula; molienda; masticación.

Usos clínicos: Disfunción de la articulación temporomandibular (TMJ) y desordenes oro-faciales.

Inserciones musculares: El músculo masetero surge del arco zigomático (hueso de la mejilla) y se inserta en la mitad superior de la superficie lateral de la rama de la mandíbula (en la esquina de la mandíbula).

Inervación: El músculo masetero está inervado por el nervio maseterino, rama colateral mandibular del quinto par craneal (nervio trigémino).

Localización de los electrodos: Dos electrodos de registro, aproximadamente a 2 cm de distancia, son colocados a lo largo de la dirección de las fibras del músculo masetero. Los electrodos se sitúan sobre el vientre del musculo. Si la simetría del registro SEMG tiene alteraciones, se debe tomar en cuenta que pequeñas diferencias en la colocación de los electrodos pueden alterar radicalmente dichos registros. Tomar en cuenta que una posición con la cabeza hacia el frente puede afectar el valor en reposo del registro.



Fig. 70 Colocación de electrodos sobre el músculo masetero. Cram's introduction to surface electromyography. Eleanor Criswell. 2 ed. Pag. 271.

Prueba de comportamiento: Apretar los dientes, deglutir, hablar.

Comentario de seguimiento: El musculo anterior temporal y el masetero presentan un comportamiento sinérgico en el registro de SEMG mientras se aprieta la mandíbula y se mastica.

Consideraciones clínicas: Generalmente, el musculo masetero y el temporal hacen sinergia y funcionan concurrentemente, mientras el temporal provee la base para el balance mandibular y el control postural, el masetero se utiliza para la molienda y la masticación. Mientras se mastica, el masetero responde antes que el temporal. A diferencia del temporal, se piensa que el masetero no es necesario para mantener la posición de descanso de la mandíbula.

Consideraciones de dolor mencionadas: Puntos de activación en la capa superficial del masetero pueden estar proyectados hacia las cejas, al maxilar superior, mandíbula y a los molares superiores e inferiores.

Artefactos: Deglutir, hablar.

APÉNDICE C

En las Fig. 71 a Fig. 81 se muestran los reflexigramas obtenidos del número máximo de registros realizados por cada paciente.

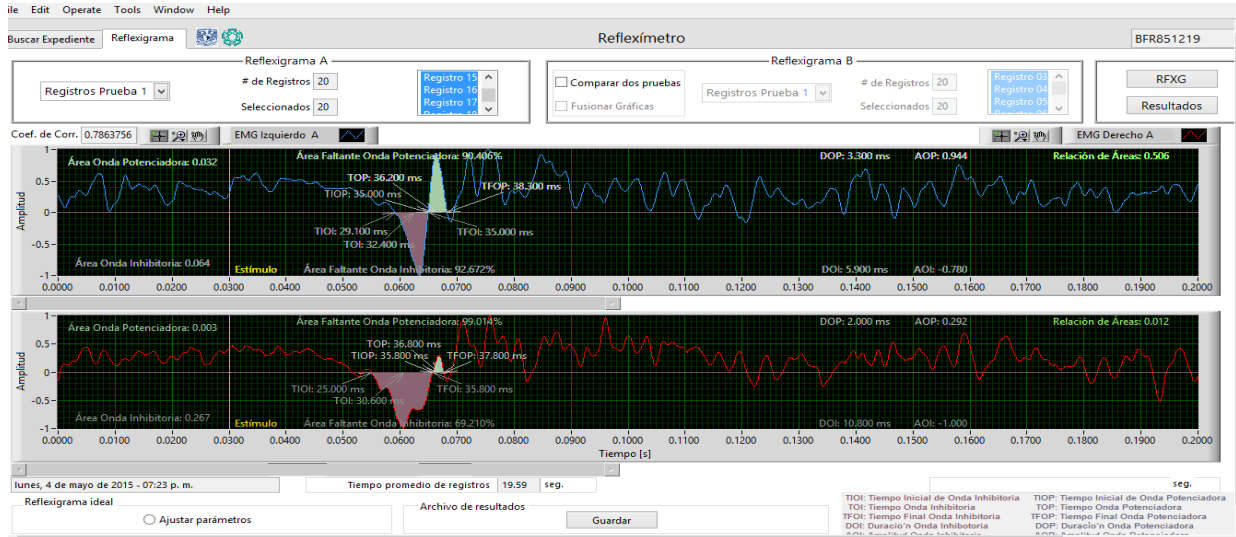


Fig. 71 Sujeto 1, 20 registros

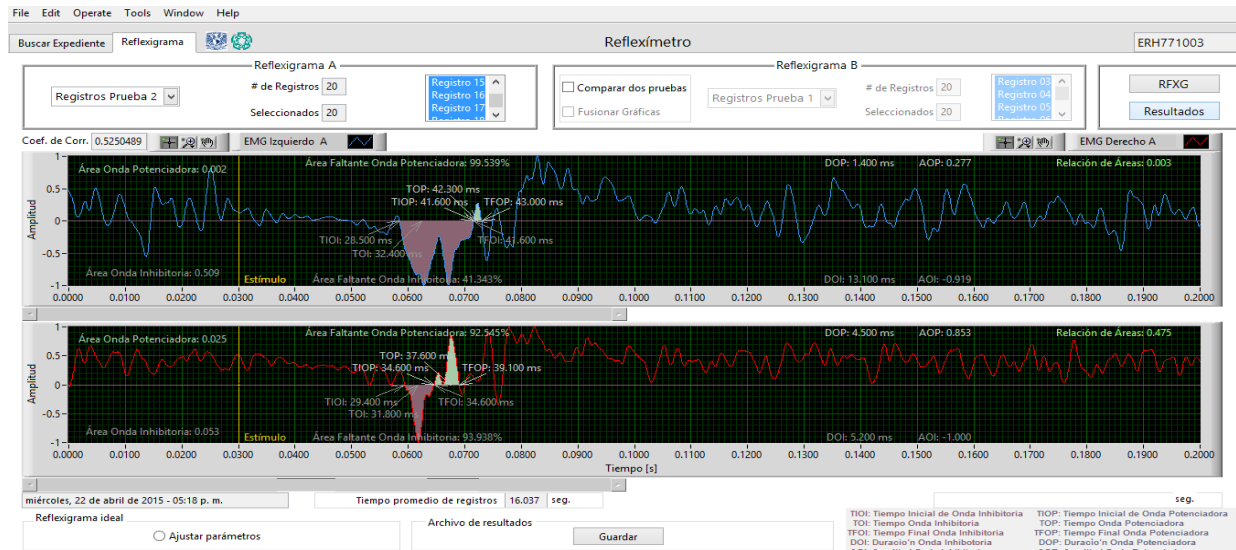


Fig. 72 Sujeto 2, 20 registros

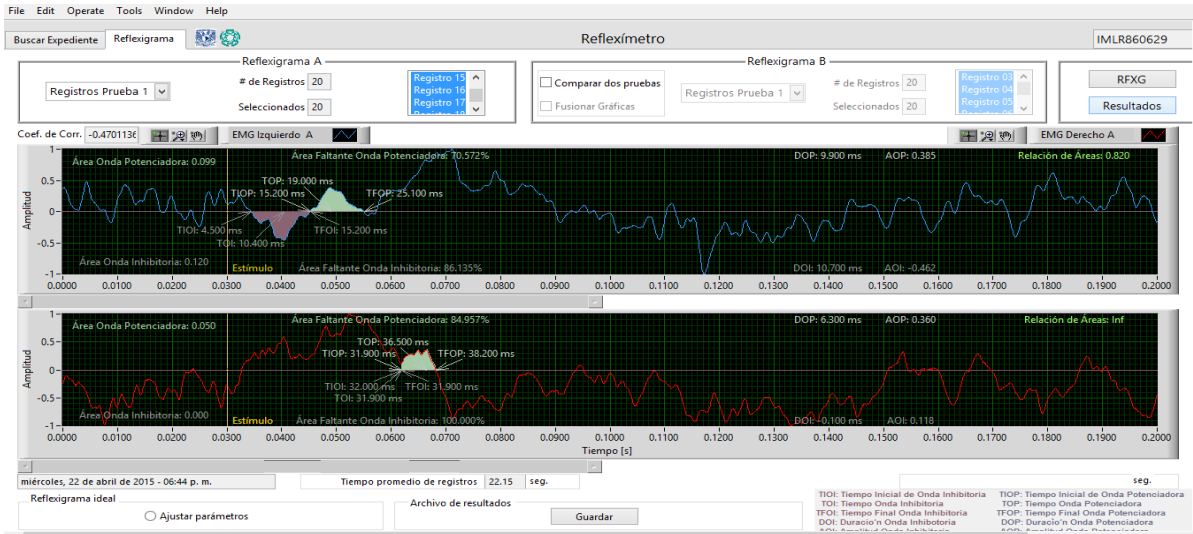


Fig. 73 Sujeto 3, 20 registros

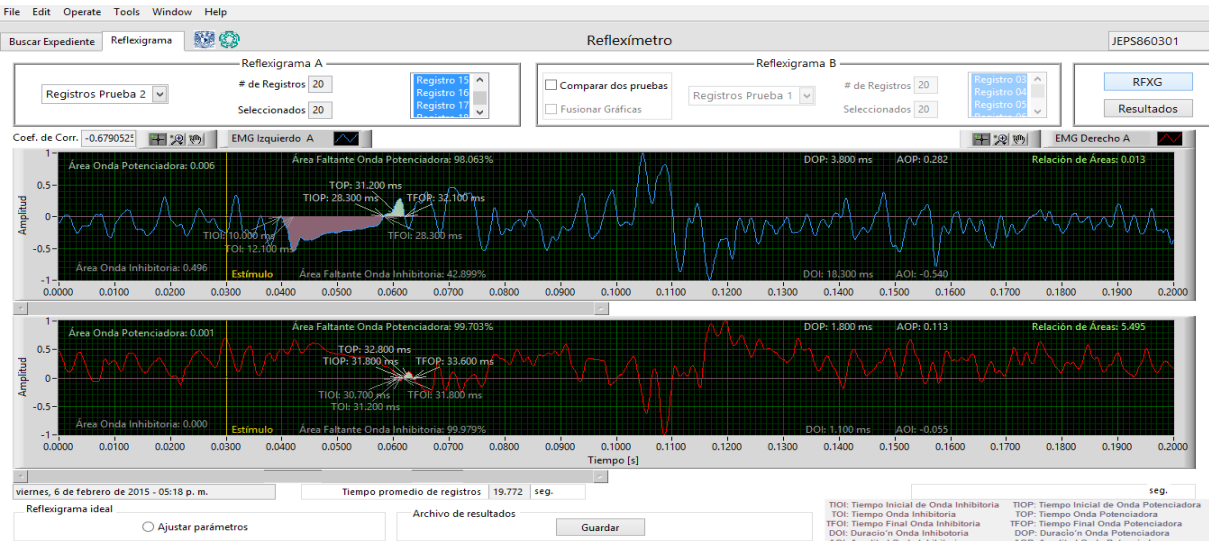


Fig. 74 Sujeto 4, 20 registros

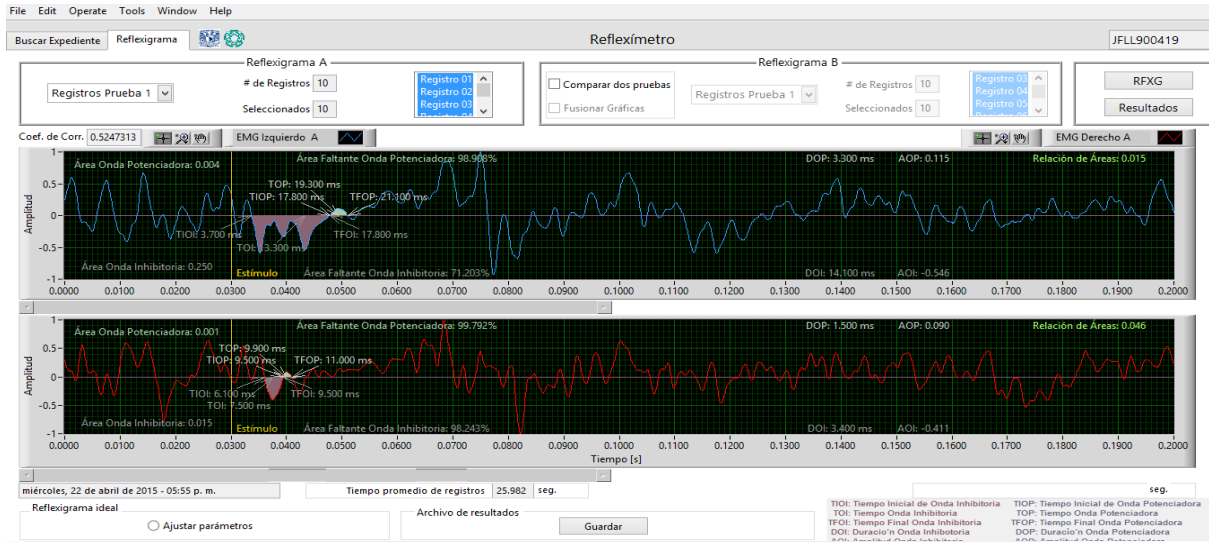


Fig. 75 Sujeto 5, 10 registros

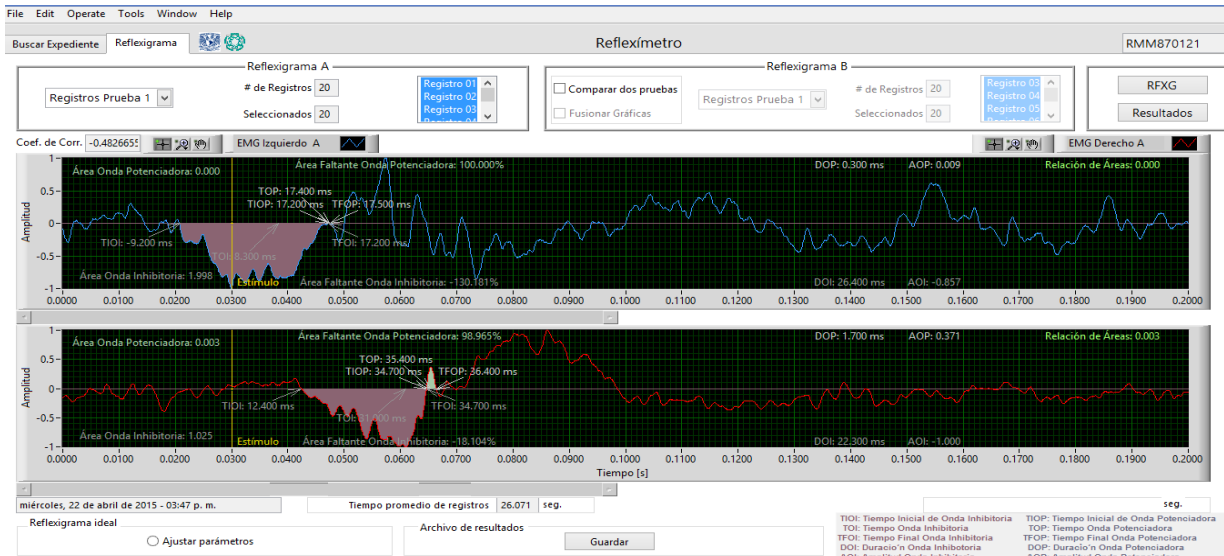


Fig. 76 Sujeto 6, 20 registros

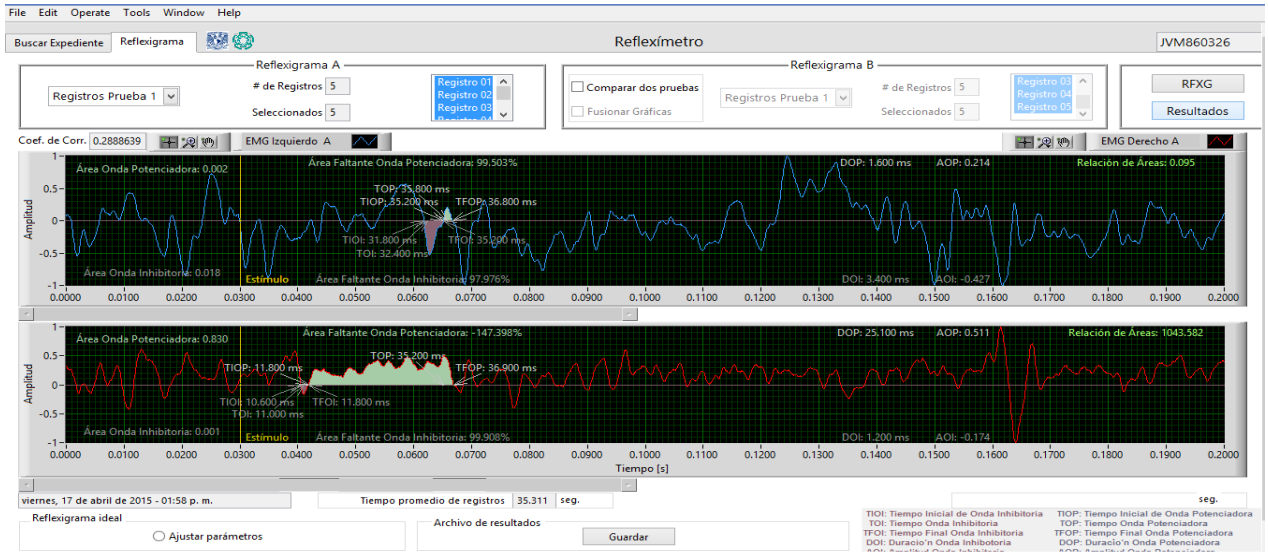


Fig. 77 Sujeto 7, 5 registros

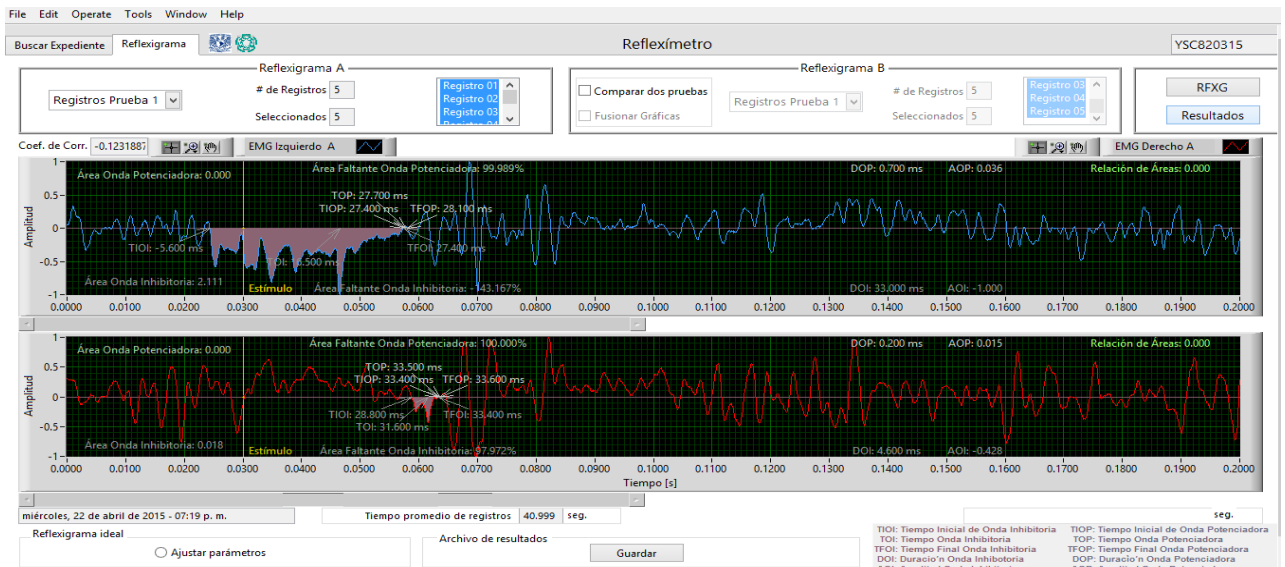


Fig. 78 Sujeto 8, 5 registros

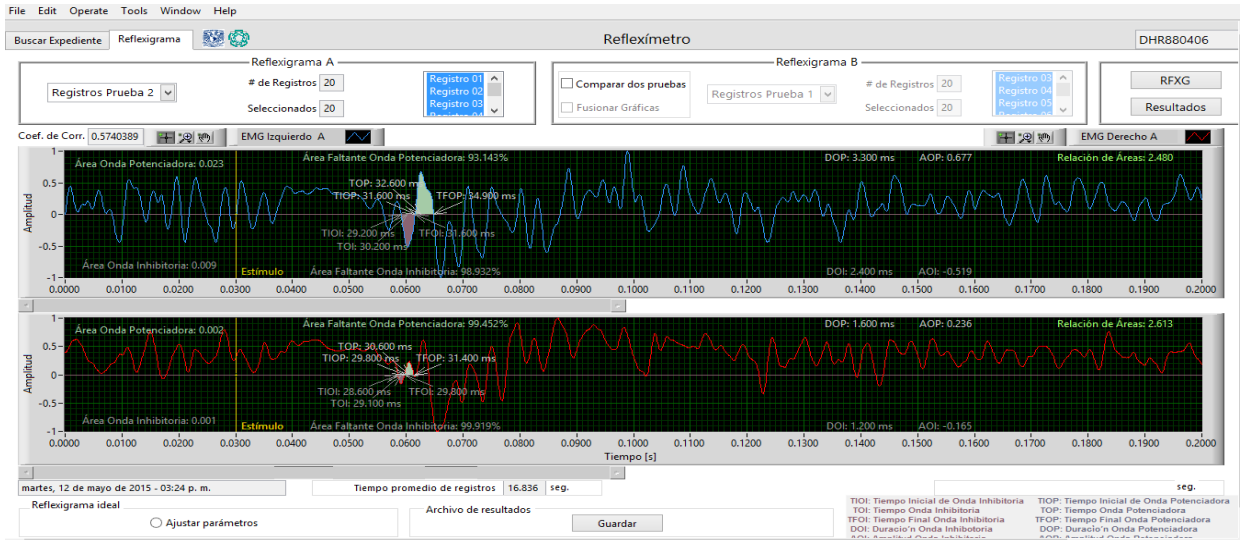


Fig. 79 Sujeto 9, 20 registros

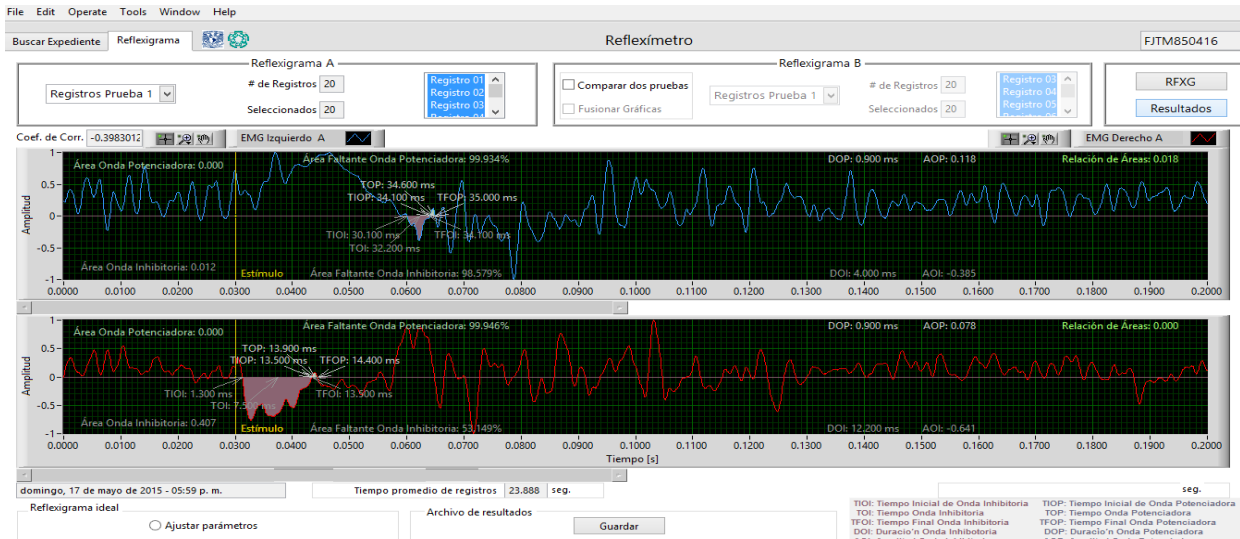


Fig. 80 Sujeto 10, 20 registros.

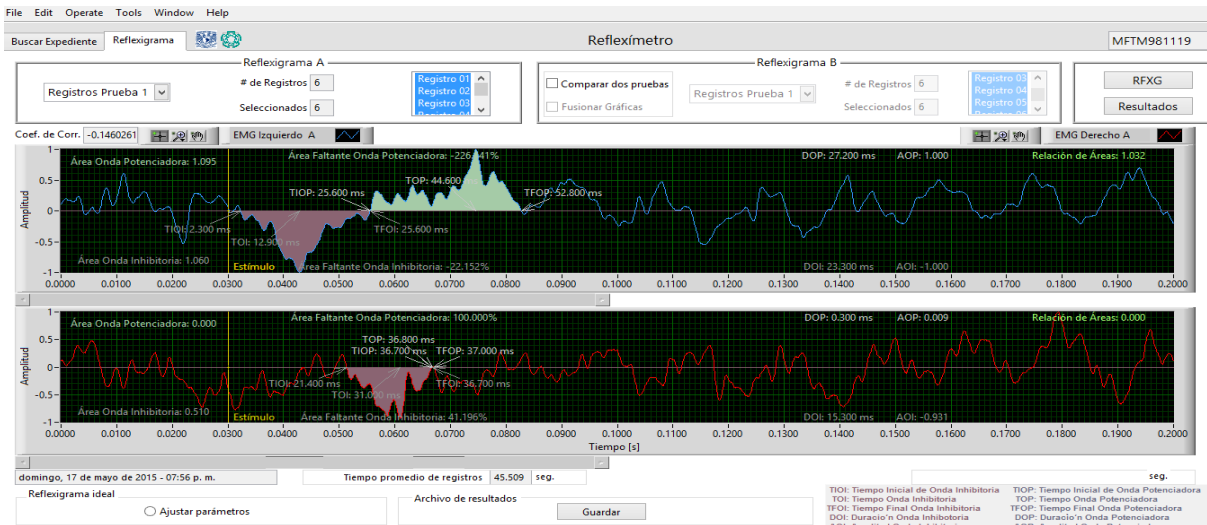


Fig. 81 Sujeto 11, 6 registros

APÉNDICE D

Tabla 9 Parámetros extraídos de 11 sujetos de prueba analizados

Sujeto	Piezas faltantes	Tratamientos u observaciones	Número de registros	Coeficiente de correlación	Tiempo promedio [s]	Tiempo máximo [s]	Tiempo mínimo [s]	Lado izquierdo																										
								Amp. Max. Prom. [V]	Onda Inhibitoria						Onda Potenciadora						Relación de Áreas													
									Área	TIOI [ms]	TOI [ms]	TFOI [ms]	Duración [ms]	Amplitud	Área	TIOF [ms]	TOF [ms]	TFOF [ms]	Duración [ms]	Amplitud														
1	Ninguna	No	20	0.78638	19.59	32.94	7.728	7.834089	0.064	29.1	32.4	35	5.9	-0.78	0.032	35	36.2	38.3	3.3	0.944	0.506													
			15	0.76259	20.371	32.94	8.056															0.105	25.9	32.4	35	9.1	-0.861	0.012	35	36.1	37.4	2.4	0.751	0.117
			10	0.73302	20.151	29.112	8.056															0.262	21.2	31.8	35.2	14	-1	0.01	35.2	36.2	37.3	2.1	0.829	0.04
			5	0.75139	16.824	28.041	8.056															0.527	9.3	31.9	35.2	25.9	-0.989	0.013	35.2	36.2	37.5	2.3	0.868	0.026
2	Ninguna	Suele masticar plastico, truena ATM derecha.	20	0.52505	16.037	57.708	6.454	5.24083	0.509	28.5	32.4	41.6	13.1	-0.919	0.002	41.6	42.3	43	1.4	0.277	0.003													
			15	0.47828	17.408	57.708	6.454															1.184	28.2	30.2	49.5	21.3	-0.634	1.364	49.5	53	72.2	22.7	1	1.152
			10	0.39369	19.251	57.708	6.454															0.714	28.3	30.5	45.7	17.4	-0.503	0	45.7	46.1	46.5	0.8	0.136	0
			5	0.4441	22.846	57.708	10.405															1.044	28.5	31.9	40.3	37.9	-0.751	0	40.3	40.5	40.8	0.5	0.052	0
3	Faltan cuatro premolares	No	20	-0.47011	22.15	64.798	7.63	3.839227	0.12	4.5	10.4	15.2	10.7	-0.462	0.099	15.2	19	25.1	9.9	0.385	0.82													
			15	-0.38806	21.259	51.57	7.63															0.254	3.4	10.5	17.3	13.9	-0.51	0.038	17.3	20.7	25.2	7.9	0.189	0.149
			10	-0.47625	19.758	47.522	7.63															0.244	3.6	10.7	17.5	13.9	-0.495	0.008	17.5	19	21.7	4.2	0.146	0.031
			5	-0.26681	15.19	24.149	7.674															0.008	9	10.9	12.9	3.9	-0.187	1.263	12.9	40.1	44.5	31.6	1	162.675
4	Ninguna	No	20	-0.67905	19.772	39.944	6.237	7.619917	0.496	10	12.1	28.3	18.3	-0.54	0.006	28.3	31.2	32.1	3.8	0.282	0.013													
			15	-0.6963	19.855	39.944	6.237															1.228	2.1	12.4	31	28.9	-0.477	0	31	31.4	31.8	0.8	0.018	0
			10	-0.67932	19.575	39.944	6.237															0.466	2.9	7.5	27.9	25	-0.343	0.104	27.9	34.1	38.7	10.8	0.386	0.222
			5	-0.49484	22.358	39.944	6.475															0.823	2.8	7.9	28.7	25.9	-0.564	0.004	28.7	31.5	32.4	3.7	0.189	0.005
5	Ninguna	No	10	0.52473	25.982	60.054	8.235	5.351718	0.25	3.7	13.3	17.8	14.1	-0.546	0.004	17.8	19.3	21.1	3.3	0.115	0.015													
			5	0.38862	23.399	40.501	13.055		0.053	11.8	13.4	17.3	5.5	-0.672	0.007	17.3	19.3	21	3.7	0.211	0.13													
6	Ninguna	Bruzismo en familiares. Usó brackets. Artritis reumatoide	20	-0.48267	26.071	65.285	6.116	0.955548	1.998	-9.2	8.3	17.2	26.4	-0.857	1.03E-06	17.2	17.4	17.5	0.3	0.009	5.16E-07													
			15	-0.50358	28.377	65.285	6.116															2.302	-8.3	7.7	20.3	28.6	-0.825	0.185	20.3	27.5	28.9	8.6	0.996	0.081
			10	-0.57399	34.133	65.285	6.116															2.136	-7.3	7.7	20.6	27.9	-0.732	0.198	20.6	23.2	29.7	9.1	0.912	0.093
			5	-0.25821	46.966	65.285	12.094															1.526	-0.4	18.7	24.6	25	-1	0.042	24.6	26.7	28.9	4.3	0.059	0.028
7	Si	Segundo molar	5	-0.12319	40.999	57.457	24.424	0.448588	2.111	-5.6	16.5	27.4	33	-1	3.81E-05	27.4	27.7	28.1	0.7	0.036	0.00001804													
8	Ninguna	No	5	0.28886	35.311	71.34	19.523	1.405207	0.018	31.8	32.4	35.2	3.4	-0.427	0.002	35.2	35.8	36.8	1.6	0.214	0.095													
9	Ninguna	No	20	0.57404	16.836	42.358	6.167	5.685754	0.009	29.2	30.2	31.6	2.4	-0.519	0.023	31.6	32.6	34.9	3.3	0.677	2.48													
			15	0.59465	18.855	42.358	6.326															0.006	29.4	30.2	31.5	2.1	-0.435	0.036	31.5	32.6	35	3.5	0.908	5.942
			10	0.58312	21.93	42.358	7.342															0.007	29.3	30.2	31.5	2.2	-0.496	0.032	31.5	32.6	35	3.5	0.825	4.498
			5	0.63974	27.31	42.358	14.278															0.008	29.4	30.3	31.6	2.2	-0.512	0.039	31.6	32.6	35.1	3.5	1	4.894
10	Ninguna	Usó brackets durante 2 años	20	-0.3983	23.888	73.767	6.785	3.168255	0.012	30.1	32.2	34.1	4	-0.385	0	34.1	34.6	35	0.9	0.118	0.018													
			15	-0.41076	21.18	73.767	6.785															0.021	28.2	32.3	33.9	5.7	-0.574	0.002	33.9	34.6	35.2	1.3	0.349	0.074
			10	-0.44673	21.868	73.767	6.785															0.036	28	32.4	33.7	5.7	-0.673	0.002	33.7	34.3	35	1.3	0.474	0.06
			5	-0.21999	31.677	73.767	10.756															0.23	18.7	32.2	33.8	15.1	-1	0.003	33.8	34.4	35	1.2	0.607	0.011
11	Ninguna	Canino superior	6	-0.14603	45.509	75.041	17.996	4.843571	1.06	2.3	12.9	25.6	23.3	-1	1.095	25.6	44.6	52.8	27.2	1	1.032													

Tabla 9 (Continuación) Parámetros extraídos de 11 sujetos de prueba analizados

Sujeto	Lado Derecho														Relación de Amplitudes Onda	Relación de Amplitudes Onda	Relación de Duraciones Onda	Relación de Duraciones Onda
	Amp. Max. Prom.	Onda Inhibitoria						Onda Potenciadora						Relación de Areas	Inhibitoria (der/izq)	Potenciadora (der/izq)	Inhibitoria (der/izq)	Potenciadora (der/izq)
		Área	TIOI [ms]	TOI [ms]	TFOI [ms]	Duración [ms]	Amplitud	Área	TIOI [ms]	TOI [ms]	TFOP [ms]	Duración [ms]	Amplitud					
1	4.769418	0.267	25	30.6	35.8	10.8	-1	0.003	35.8	36.8	28.5	2	0.292	0.012	1.28205128	0.309322034	1.83050847	0.606060606
		0.287	25.4	31.2	35.5	10.1	-1	0.001	35.5	36.4	37	1.5	0.227	0.005	1.16144019	0.302263648	1.10989011	0.625
		0.236	25.1	30.7	34.3	9.2	-1	0.009	34.3	36.4	37.1	2.8	0.41	0.039	1	0.494571773	0.65714286	1.333333333
		0.575	13.9	31.5	34.7	20.8	-1	0.017	34.7	36.5	37.9	3.2	0.699	0.03	1.01112235	0.805299539	0.8030888	1.391304348
2	3.678209	0.053	29.4	31.8	31.8	5.2	-1	0.025	34.6	37.6	39.1	4.5	0.853	0.475	1.08813928	3.079422383	0.39694656	3.214285714
		0.173	28.3	31.7	36.4	8.1	-0.921	0.016	36.4	37.6	38.9	2.5	0.875	0.091	1.45268139	0.875	0.38028169	0.110132159
		0.168	27.9	31.8	36.8	8.9	-0.956	0.004	36.8	37.8	38.7	1.9	0.353	0.025	1.90059642	2.595588235	0.51149425	2.375
		0.077	28.3	32.3	34.9	6.6	-1	0	34.9	35.2	35.5	0.6	0.032	0	1.33155792	0.615384615	0.17414248	1.2
3	1.112556	0	31.9	31.9	31.9	0	0	0.05	31.9	36.5	38.2	6.3	0.36	inf	0	0.935064935	0	0.636363636
		0	32	32	32	0	0	0.061	32	36.5	39	7	0.449	inf	0	2.375661376	0	0.886075949
		0	32	32	32	0	0	0.084	32	36.5	39.2	7.3	0.429	inf	0	2.938356164	0	1.738095238
		0	16	16	16	0	0	1.415	16	24.1	39.3	23.3	0.879	inf	0	0.879	0	0.737341772
4	5.549973	0.00018	30.7	31.2	31.8	1.1	-0.055	0.001	31.8	32.8	33.6	1.8	0.113	5.495	0.10185185	0.40070922	0.06010929	0.473684211
		7.042E-05	30.6	31.1	31.6	1	-0.025	0.000128	31.6	32.1	32.6	1	0.043	1.822	0.0524109	2.388888889	0.03460208	1.25
		0.379	28.2	31.1	46.2	18	-0.176	0.022	46.2	47	49.8	3.6	0.502	0.058	0.51311953	1.300518135	0.72	0.333333333
		0.188	27.8	30.3	42.9	15.1	-0.185	0.001	42.9	44.1	44.6	1.7	0.066	0.003	0.32801418	0.349206349	0.58301158	0.459459459
5	4.365507	0.015	6.1	7.5	9.5	3.4	-0.411	0.001	9.5	9.9	11	1.5	0.09	0.046	0.75274725	0.782608696	0.24113475	0.454545455
		0.206	5.7	8.4	16.6	10.9	-0.742	0.000485	16.6	17.3	18.1	1.5	0.075	0.002	1.10416667	0.355450237	1.98181818	0.405405405
6	0.978011	1.025	12.4	31	34.7	22.3	-1	0.003	34.7	35.4	36.4	1.7	0.371	0.003	1.16686114	41.22222222	0.84469697	5.666666667
		0.631	16.4	31.9	34.8	18.4	-1	0.002	34.8	35.4	36.4	1.6	0.308	0.004	1.21212121	0.309236948	0.64335664	0.186046512
		0.909	12.8	29.4	35.4	22.6	-1	6.39E-05	35.4	35.8	36.2	0.8	0.044	0.00007029	1.36612022	0.048245614	0.81003584	0.087912088
		1.671	19.4	27.3	42.8	23.4	-1	7.85E-05	42.8	43.3	43.6	0.8	0.635	0.00004697	1	10.76271186	0.936	0.186046512
7	1.818638	0.018	28.8	31.6	33.4	4.6	-0.428	5.31E-07	33.4	33.5	33.6	0.2	0.015	0.0000295	0.428	0.416666667	0.13939394	0.285714286
8	1.670248	0.001	10.6	11	11.8	1.2	-0.174	0.83	11.8	35.2	36.9	25.1	-0.174	1043.582	0.40749415	-0.813084112	0.35294118	15.6875
9	6.588646	0.001	28.6	29.1	29.8	1.2	-0.165	0.002	29.8	30.6	31.4	1.6	0.236	2.613	0.31791908	0.34859675	0.5	0.484848485
		0.001	28.5	29.1	29.8	1.3	-0.212	0.001	29.8	30.6	31.3	1.5	0.187	1.144	0.48735632	0.205947137	0.61904762	0.428571429
		0.001	28.6	29.1	29.8	1.2	-0.194	0.002	29.8	30.6	31.5	1.7	0.275	2.965	0.39112903	0.333333333	0.54545455	0.485714286
		0.001	28.6	29.1	29.9	1.3	-0.24	0.002	29.9	30.6	31.4	1.5	0.233	1.288	0.46875	0.233	0.59090909	0.428571429
10	3.494709	0.407	1.3	7.5	13.5	12.2	-0.641	0	13.5	13.9	14.4	0.9	0.078	0	1.66493506	0.661016949	3.05	1
		1.473	1.2	7.6	27.8	26.6	-0.556	0.082	27.8	29.9	34.7	6.9	0.597	0.055	0.96864111	1.710601719	4.66666667	5.307692308
		1.651	-7.2	7.5	23.6	30.8	-0.437	0.006	23.6	25.1	26.4	2.8	0.281	0.004	0.64933135	0.592827004	5.40350877	2.153846154
		0.015	14.6	16.1	20.1	5.5	-0.189	0	20.1	20.6	21.1	1	0.031	0.007	0.189	0.05107084	0.36423841	0.833333333
11	2.082663	0.51	21.4	31	36.7	15.3	-0.931	0	36.7	36.8	37	0.3	0.009	0	0.931	0.009	0.65665236	0.011029412

Referencias

- [1] Cram's introduction to surface electromyography. Eleanor Criswell. 2nd Ed.; Jones and Bartlett Publishers; 2011.
- [2] Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, 1 Ed.; Merletti R., Parke P. Editors, Wiley-IEEE Press; 2004.
- [3] Ángeles F, Alfaro P, Romero G, Osorno C. (2008) El reflexímetro como herramienta para la exploración muscular masticatoria; Rev. Mex. Odon. Clín.; 2(7): 4-7.
- [4] Lund, J.P., Olsson, K. A. (1983) The importance of reflexes and their control during jaw movement. Trends in Neurosciences; 6:458-463.
- [5] León Sarmiento Fidias E., Pabón Porras M. A., Granadillo Deluque E. D. Evaluación neurofuncional del tallo cerebral Parte II: Reflejo mandibular (2011), IATREIA; 24(3) : 299-307
- [6] Aramideh M1, Ongerboer de Visser BW. Brainstem reflexes: electrodiagnostic techniques, physiology, normative data, and clinical applications (2002); Muscle Nerve. 2002 Jul;26 (1):14-30.
- [7] Ángeles F, Nuño A, Alfaro P, Osorno C. (2000) 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; 31(2): 197-201.
- [8] Alfaro, M. P., Osorno, E. MC., Romero, E. G., Núñez, M. JM., Ángeles, M. F. (2011) Diferencia funcional entre los primeros y segundos molares en jóvenes adultos. Oral ; 12(38): 754-757
- [9] Ángeles F, García C, Alatorre E, Llanos R, García J, Bonillá, M. (1989) Click and tap-evoked complete masseter EMG responses. J Dental Res; 68: 226.

-
- [10] Ángeles F, Bonillá M, García C, Rey R, García J, Llanos R, Méndez J, Nuño A, Alatorre E. (1987) Análisis electromiográfico de los músculos maseteros para mejorar la reproducibilidad del periodo silente con fines de diagnóstico clínico. Rev. Fac. Odontología UNAM; 2: 4-14.
- [11] García C, Ángeles F, García J, Nuño A, Llanos R. (1989) Primeros resultados clínicos de reflexometría masticatoria. Rev. Mex. Ing. Biomédica; 10(1): 37-53.
- [12] Nuño A, Ángeles F, Pacheco ME, Sarabia A, García C. (1990) Actividad electromiográfica (EMG) de los músculos masetero y temporal en pacientes edéntulos antes y después del uso de prótesis completa. Práctica Odontológica; 11(8): 54-56.
- [13] Vázquez OVH, Sánchez NW, Rodríguez RJM, Macías PMÁ, Ledesma PDC, Solís DM, Flores PCV Estudio del reflexigrama masetérico en relación a la tensión emocional y estado bucal. En alumnos del 5o y 7o semestre de la carrera de cirujano dentista de la clínica Ecatepec (2009). Rev ADM; 66 (1).
- [14] Fernández, L, Zanotta, G., Kreiner, M. (2010) Estudio Comparativo del Complejo Electromiográfico Post-Estímulo del Músculo Masetero en Pacientes Rehabilitados con Prótesis Completa Bimaxilar Mediante Técnica Piezográfica y Técnica Convencional. Odontoestomatología; vol.12, n.14.
- [15] Ángeles, M. F., Nuño, L. A., Alfaro, M. P., Osorno, C. M. (2004) Reflexímetro Computarizado para Consultorio Dental, una Nueva Herramienta para Explorar la Función Masticatoria in *Proc. 1er Congreso de Biología Oral*, México, DF, pp. 61–80.
- [16] Ángeles, Alfaro, Romero, Osorno. (2008). The reflex meter, a tool for the masticator muscle exploration. *Oral Health and Dental Management*. 7(1); 66 – 76.
- [17] Garcia, C. Ángeles, F. González, G. Nuño, L. García, J. Galicia, A. Rodríguez, M. (1994) Improved automatized recording of masticatory reflexes through analysis of effort trajectory during biofeedback. *Medical Progress through Technology*. 20; 63 – 73.
- [18] LA, G. Espinosa, " Diseño y construcción de electromiógrafo para el registro de EMG superficial de músculos maseteros e implementación del análisis multifractal por

DFA” M en C. Departamento de Ingeniería Eléctrica Sección de Bioelectrónica, Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México D.F. 2011

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

[20] Leis, A. Arturo; Trapani, Vicente C., Atlas of Electromyography, 1 Ed; Oxford University Press Oxford University Press; 2000.

[21] Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, 1 Ed.; Merletti R., Parke P. Editors, Wiley-IEEE Press; 2004.

[22] Barbero M., Merletti, R., Rainoldi A., Atlas of Muscle Innervation Zones, 1 Ed. Springer-Verlag Mailand; 2012.

[23] Scott B, Mason A, Cadden Samuel. (2012) Forces, movements and reflexes produced by pushing human teeth. Experimental Brain Research; 218(4): 629-637.

[24] Huang H, Song YH, Wang JJ, Guo Q, Liu WC. (2013) The masseter inhibitory reflex and the recovery of the reflex after magnetic stimulation in normal subjects. Chinese Journal of Stomatology; 48(1): 50-52.

[25] Osorno E. C., Díaz T. X., Alfaro M. P., Romero E. G., Ángeles M. F. Cruz V. A. (2006) Relación del reflejo masetérico con el dolor y la apertura mandibular. Oral. Año 7 num.22; 336-340.

[26] Travis J. Kring Jim. LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun. 3 Ed. Prentice Hall. 2006.