

INDUCCION AUDITIVA DE PERIODO SILENTE
EN LA ELECTROMIOGRAFIA DEL MASETERO.

Bonilla Marín M.*

Angeles Medina F.**

Guemberena L.***

García Moreira C.*

Alatorre Miguel E.*

García Ruiz J.*

González Beltrán C.*

Llanos Rivas R.*

* Lab. Biofísica - Dpto. Física - Fac. Ciencias - U.N.A.M.

** Lab. Fisiología - Div. Est. Posgrado - Fac. Odontología - U.N.A.M.

*** Dpto. Fisiología - Fac. Odontología - Montevideo - URUGUAY

RESUMEN

Haciendo escuchar a pacientes un pulso de tono acústico puro mientras realizan un esfuerzo masticatorio oclusivo, resulta posible inducir un silencio electromiográfico similar al producido por un golpe en el mentón, y ambos procedimientos podrían compartir buena parte de su significación clínica.

Se describen el equipo físico diseñado para este estudio, su protocolo, y los resultados preliminares obtenidos.

En artículos previos (1) (4) (9) hemos reportado la introducción en nuestros medios y el desarrollo de mejoras de la técnica para determinar el Período Silente (PS) que ocurre en el Electromiograma (EMG) del masetero al ser aplicado un golpe en el mentón durante la realización de esfuerzo isométrico oclusivo sostenido.

La medida de la duración del PS es aceptada actualmente como un valioso elemento para el diagnóstico y el seguimiento terapéutico de la Disfunción Articular Temporo-Maxilar

(DISARTERMA), la cual constituye un padecimiento bastante difundido y a menudo difícil de evaluar clínicamente (1) (7) (9) (10).

En nuestra aún relativamente corta experiencia, hemos podido observar casos en que la prolongación notable del PS (ver figura 1) desenmascara una DISERTAMA cuyo reconocimiento clínico directo resulta dudoso por el entorno síquico de los pacientes. Ello resalta la utilidad de un criterio objetivo para cuantificar la hiperactividad neuro-muscular que subyace a dicha patología.



Fig. 1 Prolongación del PS en paciente con DISARTEMA.

Arriba: registro en paciente de 19 años, con dolor muscular nocturno pero discretos signos clínicos.

Abajo: registro en paciente normal, de igual edad y similar talla.

Recientemente, DE LAAT (7), VAN DER GLAS et al. (14) y VAN STEENBERGHE (15) han propuesto reenfocar el estudio del fenómeno, señalando que debe considerarse a la totalidad del Complejo Electromiográfico Post-Estimulación (CEPE), ya que la respuesta inhibitoria suele estar seguida de varias fases facilitatorias e inhibitorias, que podrían sufrir alteración conjunta o aislada en presencia de DISARTEMA. De esta manera el estudio del reflejo inhibitorio mandibular pasaría a asemejarse mucho al de Potenciales Provocados, y de hecho

METODOLOGIA

ELECCION DEL ESTIMULO

La aplicación de un golpe a un diente da origen a vibraciones de frecuencia alrededor de 650 Hz, según DE LAAT (7), las que transmitidas por vía ósea generarían una respuesta inhibitoria motora mediada por el oído, que persiste en caso de anesthesiarse el entorno mandibular del diente.

MEIER-EWERT et al. (13) utilizaron "clicks" de 750 Hz, durante 40 ms, de alta intensidad (100 dB) para obtener inhibición motora difundida a varios músculos.

La ruptura de alimentos "crocantes" (galletas, cacahuates, almendras, zanahorias, etc.) genera chasquidos o crujidos con componentes dominantes en la banda de 500 a 2500 Hz, e intensidad que alcanza los 35 dB, según nuestras determinaciones externas.

A su vez, la máxima sensibilidad para la percepción de vibraciones transmitidas por vía ósea se halla entre 40 y 50 dB dentro de la banda en que se ubica el ruido masticatorio.

Atendiendo a estos elementos de juicio, se optó por usar un tren breve (5 ms) de sinusoides de 1000 Hz, con intensidad de 40 dB aproximadamente.

A efectos de obtener registros estrictamente comparables, el tren de ondas debe aplicarse siempre en la misma fase, e iniciarse a nivel de cero para evitar los transitorios de alta frecuencia debidos a los escalones de principio o fin del tren (este aspecto ha sido a menudo descuidado en el empleo de "clicks").

DISEÑO INSTRUMENTAL

La necesidad de sincronizar el estímulo con el muestreo del EMG por computadora excluye el uso de oscilador estacionario simple.

este fue el enfoque brindado por GODAUX y DESMEDT (8), así como por BICKFORD et al. (2), hace más de diez años, si bien el mismo no concitó el interés de los odontólogos, que permaneció centrado en la duración simple del PS.

Lo anterior resulta explicable considerando la apreciación de tiempo que es requerida para medir el PS y el costo relativamente alto de los dispositivos de visualización con memoria digital para uso clínico.

Paralelamente, se han propuesto técnicas más refinadas de estimulación mecánica (7), ya que la inducción del reflejo mediante un golpe implica estímulos difíciles de caracterizar y normalizar; pero todas éstas resultan de aplicación dificultosa en las condiciones de la clínica cotidiana, por lo que sería de mucha utilidad disponer de una forma sustitutiva de estimulación.

En el año 1981, VAN STEENBERGHE et al. (15) demostraron que es posible alterar la morfología del CEPE mediante la audición de ruido blanco, lo cual indicaría una participación del oído aún bajo condiciones menos agresivas que las empleadas por MEIER-EWERT et al. (14) para inducir respuestas motoras inhibitorias difundidas sobre muchos músculos.

En nuestro concepto, la percepción auditiva podría representar bastante más que una perturbación o modulación de la percepción mecánica oral, ya que el crujido o chasquido que precede a la ruptura de ciertos alimentos rígidos constituiría una alarma rápida capaz de "anticipar" la inhibición motora necesaria para frenar el movimiento mandibular desencadenado y romperse bruscamente aquellos.

Esto armoniza con la idea de "micro-reflejos" introducida por BICKFORD (3), y entonces el estímulo acústico inhibitorio normal estaría constituido por tal tipo de chasquidos crujidos.

Trabajando en esta dirección, una instancia obligada consiste en estudiar el efecto inhibitorio de estímulos acústicos simples de intensidad y duración sinilar a los ruidos de ruptura de alimentos rígidos; la presente comunicación da cuenta del desarrollo de un equipo para hacerlo, también de los resultados preliminares del estudio bajo condiciones fisiológicas.

Patrón de estímulo a ser aplicado.

Evita la ocurrencia de escalones como el que muestra el patrón inferior

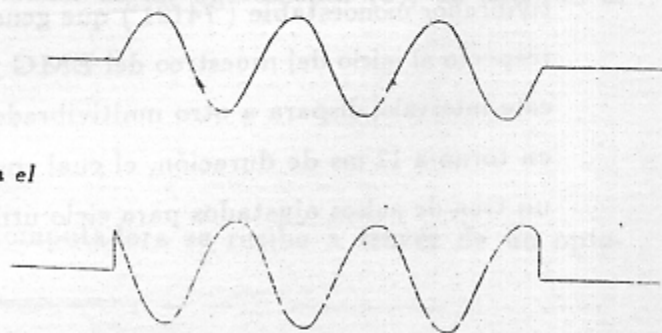


Fig. 4 Eliminación del transitorio introducido por el integrador.

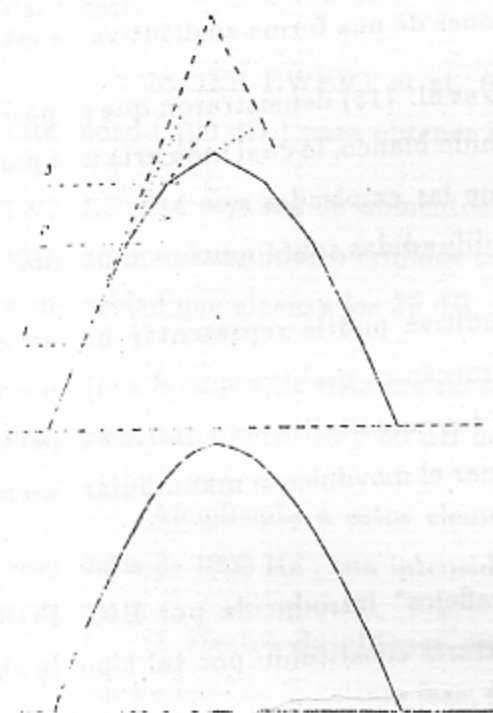
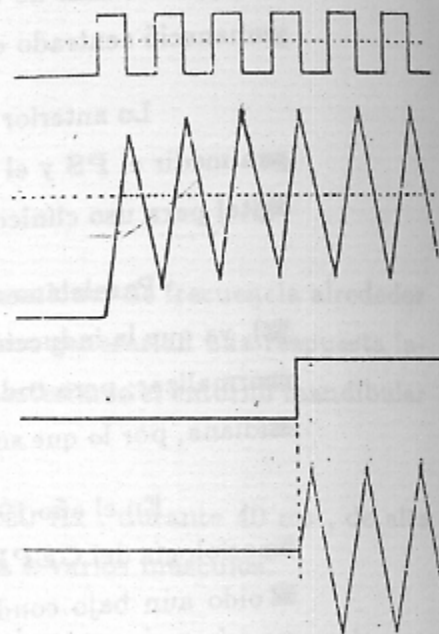


Fig. 5 Cambio de forma de onda de triangular a sinusoidal mediante cambio de la ganancia de un amplificador

acoplador ('TIL 111') y luego de amplificado por un operacional ('TL 081') dispara a un multivibrador monoestable ('74121') que genera al pulso de 300 ms para retardar al tren de ondas respecto al inicio del muestreo del EMG por la computadora. El flanco de subida al cabo de este intervalo, dispara a otro multivibrador monoestable ('555'), que genera un pulso ajustable en torno a 12 ms de duración, el cual controla a un multivibrador acstable ('555') que genera un tren de pulsos ajustados para ciclo útil igual a medio período (onda cuadrada).

El uso de un microprocesador dedicado resulta excesivo, por cuanto existe como aplicación preferencial para el mismo el atender la bio-retroalimentación en base al análisis del **EMG** en tiempo real (1) (11).

Accesoriamente, es necesario disparar al tren con retardo de 300 ms respecto al inicio del muestreo del **EMG**, y también se requiere aislar eléctricamente a la computadora del amplificador de potencia de audio.

Estas consideraciones, aunadas a la economía y sencillez, aconsejan el uso de un circuito analógico dedicado, el cual genera ondas sinusoidales a través de las etapas ilustradas en la figura 3 (onda cuadrada del multivibrador, onda triangular por integración y sinusoidal por formateo).

Como el circuito integrador, al recibir el tren de ondas cuadradas centradas en cero, produce un transitorio que decae exponencialmente (ver figura 4), se optó por eliminar esta parte de la señal mediante una llave analógica accionada por un pulso centrado respecto al tren.

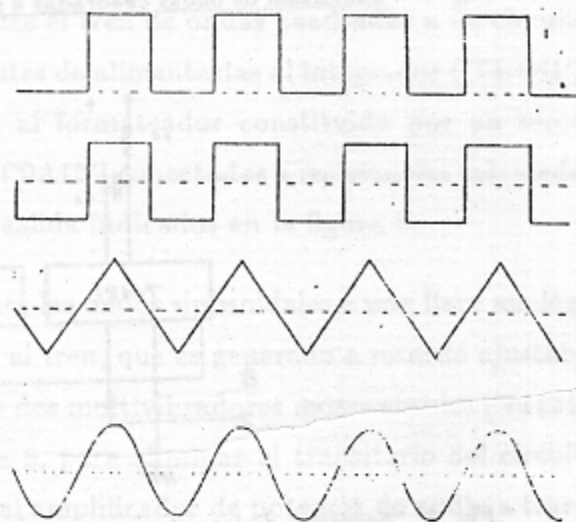


Fig. 3 Etapas sucesivas de la generación de las ondas

Para convertir las ondas triangulares en sinusoidales, no resulta aconsejable el empleo de filtros porque impediría el cambio de frecuencia, y entonces se optó por emplear un circuito formateador por conmutación en la retroalimentación de un operacional (5), de acuerdo al cálculo ilustrado en la figura 5.

DETALLE DE CIRCUITOS

El pulso de inicio enviado desde la computadora se recibe a través de un opto-

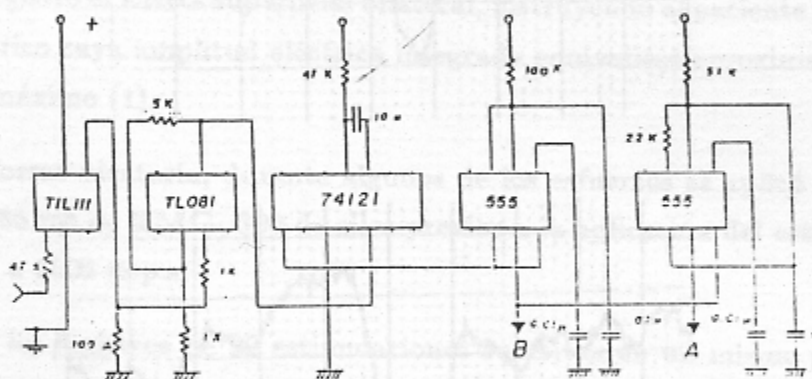


Fig. 6 Generación del tren de ondas cuadradas disparado ópticamente desde la computadora

La salida 'A' del circuito anterior introduce el tren de ondas cuadradas a un circuito sumador ('TL 081') para centrar las ondas en cero antes de alimentarlas al integrador ('TL 081'), que entrega ondas triangulares que se introducen al formateador constituido por un tercer operacional ('TL 081') y seis diodos de conmutación ('0A16') conectados a resistencias calculadas para que éstos entren en operación a los niveles de salida indicados en la figura 6.

La salida 'C' del circuito anterior introduce las ondas sinusoidales a una llave analógica ('TL 061') controlada mediante un pulso central al tren, que es generado a retardo ajustable para múltiplo exacto del período, por una cadena de dos multivibradores monoestables ('74121') disparada por la salida 'B' del circuito de la figura 5, para eliminar el transitorio del circuito integrador (ver figura 4). La salida de la llave pasa al amplificador de potencia de audio a través de un segundo opto-acoplador ('TIL 111').

MATERIAL COMPLEMENTARIO

Para la amplificación del EMG se utilizaron pre-amplificadores con ganancia de diez mil entre 10 y 300 Hz, con atenuación de 3(dB/octava) fuera de esta banda, y nivel de ruido inferior a 10μ volt pico-a-pico (1).

Para la captura y proceso de señales se utilizó una microcomputadora con procesador

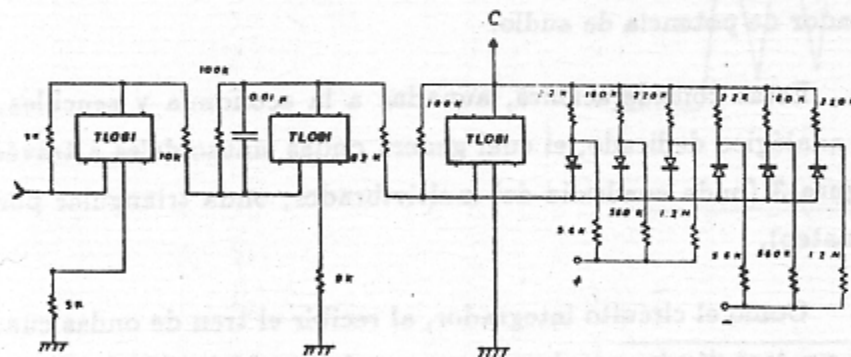


Fig. 7 Conversión de ondas cuadradas a sinusoidales

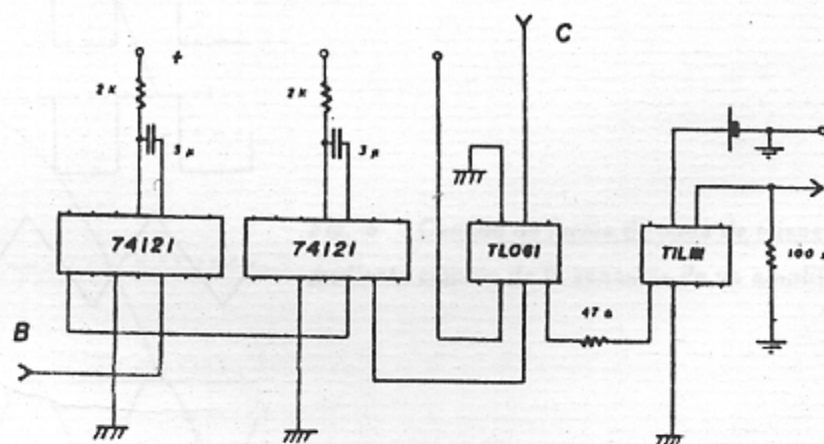


Fig. 8 Supresión de transitorios y acoplamiento óptico al amplificador de potencia de audio

'Z80', 64 kB de memoria y discos de 1.2 MB (marca 'Cromenco', modelo 'CS-3D'), conectada también a un osciloscopio (marca 'Hewlett-Packard' modelo '1806-A') y a un registrador rápido para papel (marca 'Gould', modelo '2400').

La medida del sonido masticatorio externo se efectuó dentro de una cámara anecoica utilizando un sonómetro con discriminación de bandas (marca 'General Radio', modelo '1933').

Como amplificador de potencia de audio se utilizó un equipo de hasta 40 Watts de salida (marca 'Philips', modelo 'M5D'), que se conectó a auriculares de 8 Ohms de impedancia.

Para la bio-retroalimentación se utilizó un equipo de diseño propio descrito en otro artículo (1).

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Se registró el EMG superficial bilateral, instruyendo al paciente para realizar esfuerzo oclusivo isométrico cuya amplitud eléctrica integrada equivaliese aproximadamente al cuarenta por ciento del máximo (1).

En forma aleatoria, durante algunos de los esfuerzos se aplicó el estímulo auditivo, capturándose 585 ms de EMG, 300 de ellos previos a la aplicación del estímulo. La conversión A/D se efectuó a 3500 m.p.s.

Con los registros de 20 estimulaciones sucesivas en un mismo paciente se formaron series cuyos valores se rectificaron y sumaron para generar un registro acumulativo (ver figura 10), el que finalmente fue filtrado mediante promediación simple en la mayoría de los casos con 21 puntos a ambos lados del actual ($\text{Frecuencia de Corte} = (3500)/(2)(21) = 83 \text{ Hz}$).

RESULTADOS

En forma constante fue posible inducir en los pacientes la ocurrencia de PS utilizando intensidades de estímulo iguales a 40 dB.

Como muestra la figura 9, el CEPE exhibe configuración perceptible claramente ya en simple registro acumulativo, con ondas que se prolongan durante más de 50 ms.

También es posible reconocer cambios en la morfología del CEPE durante la evolución clínica de pacientes de **DISARTEMA** durante el tratamiento con férulas (ver figura 10).

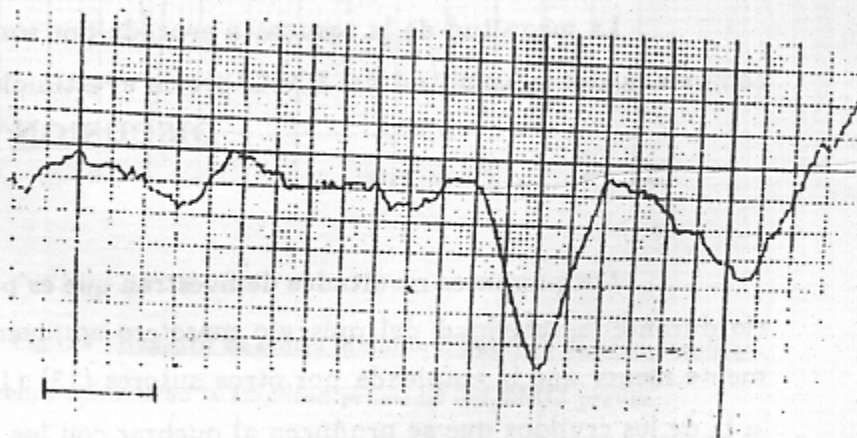


Fig. 9 Registro acumulativo para una serie.

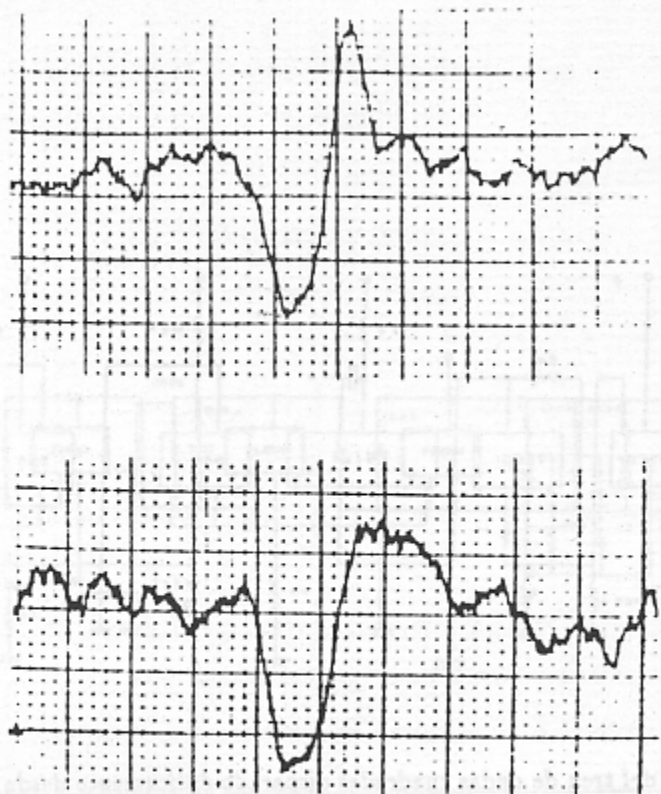


Fig. 10 Cambio del PS auditivo durante el tratamiento.

Paciente de 14 años de edad tratada conférula desde 3 semanas antes del primer registro (gráfica superior), el registro inferior fue obtenido la semana siguiente.

Los registros de PS por golpe en el mentón exhibieron en todos los casos una duración mayor que los evocados acústicamente (ver figura 11).

La magnitud de la respuesta evocada por sonido puede llegar a ser muy prominente comparada con la amplitud del EMG previo al estímulo.

DISCUSION

Los presentes resultados demuestran que es posible inducir un reflejo motor inhibitorio durante la actividad del músculo masetero empleando estimulación acústica significativamente menor que la empleada por otros autores (13) (15), y de configuración que se aproxima a la de los crujidos que se producen al quebrar con los dientes alimentos crocantes.

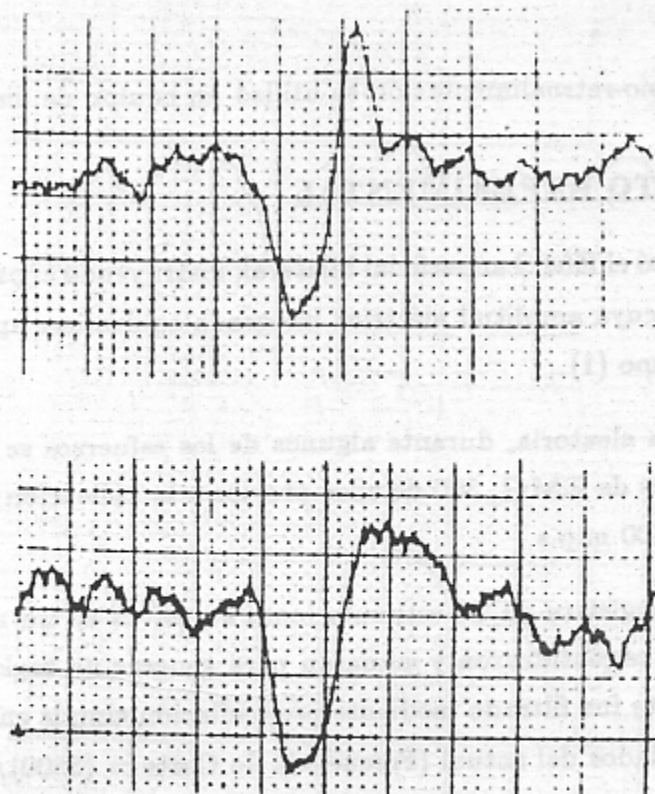


Fig. 10 Cambio del PS auditivo durante el tratamiento.

Paciente de 14 años de edad tratada conférula desde 3 semanas antes del primer registro (gráfica superior), el registro inferior fue obtenido la semana siguiente.

Los registros de PS por golpe en el mentón exhibieron en todos los casos una duración mayor que los evocados acústicamente (ver figura 11).

La magnitud de la respuesta evocada por sonido puede llegar a ser muy prominente comparada con la amplitud del EMG previo al estímulo.

DISCUSION

Los presentes resultados demuestran que es posible inducir un reflejo motor inhibitorio durante la actividad del músculo masetero empleando estimulación acústica significativamente menor que la empleada por otros autores (13) (15), y de configuración que se aproxima a la de los crujidos que se producen al quebrar con los dientes alimentos crocantes.

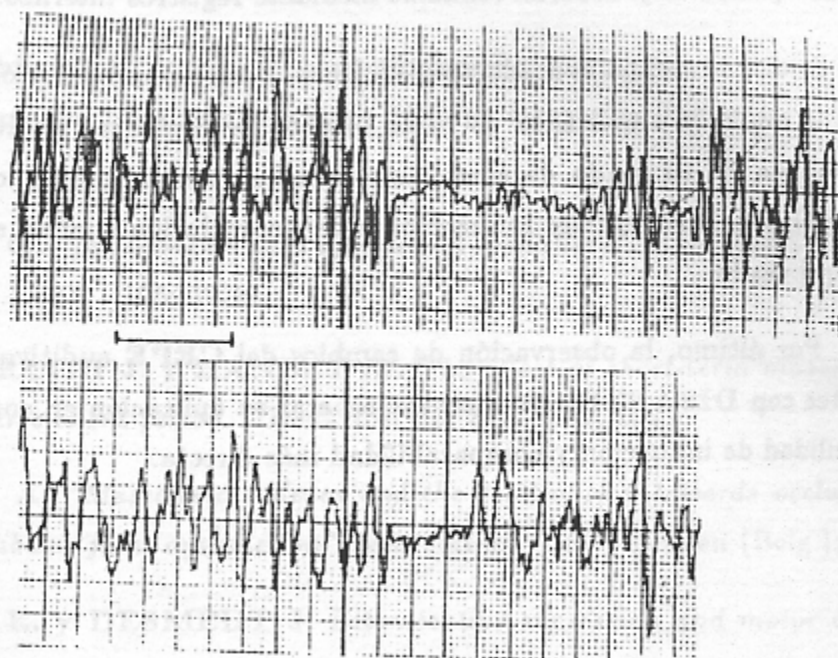


Fig. 11 Comparación de PS mecánico y auditivo

El registro superior corresponde al reflejo por golpe en el mentón.



Fig. 12 Registro de reflejo inhibitorio auditivo de gran amplitud.

Las ondas del CEPE exceden con mucho la amplitud promedio del EMG previo.

Sin embargo, debe señalarse que nuestras mediciones del ruido masticatorio son aún relativamente precarias y deberán refinarse mediante registros internos.

Si bien el reflejo evocado mecánicamente sufre una reducción en la amplitud de sus ondas por la audición simultánea de ruido blanco, los presentes resultados permiten sostener la existencia de cierto grado de sinergismo entre ambos estímulos, quedando para estudios posteriores el dilucidar posibles interacciones de potenciación cuando se trabaja con estímulos como el aquí usado.

Por último, la observación de cambios del CEPE auditivo durante el tratamiento de pacientes con **DISARTEMA**, permite esperar su aplicación en condiciones clínicas por su mayor facilidad de inducción y comparabilidad más directa.

REFERENCIAS

1. ANGELES F. ET AL. *Análisis electromiográfico de los músculos maseteros para mejorar la reproducibilidad del período silente con fines de diagnóstico clínico.* Rev.Fac.Odontología UNAM (Mexico) 2: 4-14; 1987.
2. BICKFORD R. , JACOBSON J. y CODY D. *Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man.* Ann. New York Acad.Sc. 112: 204 - 218; 1964.
3. BICKFORD R. *Physiological and clinical studies of micro-reflexes.* En "Recent contributions to Neurophysiology" - CORDEAU y GLOOR. Edit. Elsevier (Amsterdam, Hol.) :93-108; 1972.

4. BONILLA M. et al. *Análisis de electromiogramas del masetero para determinar su período silente con fines clínicos*. Mem. XXVIII Congr. Nac. Física (Mexico) :286; 1985.
5. CLAYTON G. *"Experiments with operational amplifiers"*. Edit. Mc Millan Press (Surrey, Inglat.) :100 - 105; 1978.
6. DALE R., RUGH J. y HANLEY M. *The effect of short-term muscle fatigue on the masseteric silent period*. J.Dent.Res. 62: 349 - 352; 1983.
7. DE LAAT A. *"Masseteric reflexes and the relationship towards occlusion and temporo-mandibular joint dysfunction"* Tesis Cathol. Univ. Leuven (Belg.); 1985.
8. GODAUX E. y DESMEDT J. *Exteroceptive supression and motor control of the masseter and temporalis muscles in normal man*. Brain Res. 85: 447 - 458; 1975.
9. GUEMBERENA L. et al. *Medición del período silente y calificación del EMG de los maseteros para el diagnóstico y la terapéutica odontológicos*. Rev. Mex. Ing. Biomed. 6 (2): R 3; 1985.
10. HUSSEIN S. y MC CALL W. *Masseteric silent periods electrically evokated in normal subjects and patients with temporo-mandibular joint dysfunction*. Exp.Neurol. 81: 64 - 76; 1983.
11. KOIDIS P., ZMUIDZINAS S. y BURCH J. *A standardrized system for evoking masseteric silent periods with decreased variancc*. J. Prosth. Dent. 58: 110 - 118; 1987.
12. LUJBIN C., LICUL F. y LUBJIN N. *Dependence of latency upon acoustic stimuli in the audiomotor reflex*. Electromyograph. clin. Neurophysiol. 21: 267 - 278; 1981.

13. MEIER-EWERT K., GLEITSMANN K. y REITER F. *Acoustic jaw reflex in man: its relationship to other brain-stem and micro-reflexes.* Electroenceph. clin. Neurophysiol. 36: 629 - 637; 1974.
 14. VAN DER GLAS H., DE LAAT A. y VAN STEENBERGHE D. *Oral pressure receptors mediated a series of inhibitory and excitatory periods in the masseteric post-stimulus EMG complex following a tapping on a tooth in man.* Brain Res. 337: 117 - 125; 1985.
 15. VAN STEENBERGHE D. et al. *The effect of acoustic masking on the silent period in the masseter electromyogram in man during sustained isometric contraction.* Electromyograph. clin. Neurophysiol. 21: 611 - 625; 1981.
-

UN FILTRO ADAPTATIVO PARA LA ELIMINACION DE LA INTERFERENCIA DE LA LINEA DE ALIMENTACION

TAVORA PEREZ A SONIALEZ DELTARRE C BONILLA MARTIN

Laboratorio de Biofísica, Departamento de Física, Facultad de Ciencias, UNAM.

Se describe un algoritmo computacional para el filtrado adaptativo en tiempo real de la interferencia producida por la línea de alimentación en registros de señales fisiológicas. El algoritmo usa un registro del voltaje de alimentación como fuente de la señal que se ha de eliminar de las señales de interés con el fin de eliminar la interferencia. Este sistema tiene un tiempo de adaptación de 100 milisegundos para el filtrado de la interferencia de la línea. Por una parte se requiere de sincronizar el muestreo de las señales de interés con el voltaje de alimentación y por otra no es afectado por variaciones en la frecuencia de este voltaje. El algoritmo es computacionalmente simple y puede usarse a frecuencias de muestreo hasta de 8000 Hz con un solo canal de registro en sistemas de procesamiento basados en microcomputadores compatibles con la PC de IBM. Se describe un esquema para poder trabajar con frecuencias de muestreo comparables en registro multicanal.

RESUMENES

Se describe un algoritmo computacional para el filtrado adaptativo en tiempo real de la interferencia producida por la línea de alimentación en registros de señales fisiológicas. El algoritmo usa un registro del voltaje de alimentación como fuente de la señal que se ha de eliminar de las señales de interés con el fin de eliminar la interferencia. Este sistema tiene un tiempo de adaptación de 100 milisegundos para el filtrado de la interferencia de la línea. Por una parte se requiere de sincronizar el muestreo de las señales de interés con el voltaje de alimentación y por otra no es afectado por variaciones en la frecuencia de este voltaje. El algoritmo es computacionalmente simple y puede usarse a frecuencias de muestreo hasta de 8000 Hz con un solo canal de registro en sistemas de procesamiento basados en microcomputadores compatibles con la PC de IBM. Se describe un esquema para poder trabajar con frecuencias de muestreo comparables en registro multicanal.