

ARTÍCULO ORIGINAL

DISEÑO DE UN SISTEMA PARA MEDIR LOS MOVIMIENTOS MANDIBULARES SAMM-III (Tercera etapa)*

Alex Wilson Hoyos¹, Alejandro Peláez², Víctor Baena³, Iván Darío Jiménez⁴

RESUMEN

El propósito del estudio fue continuar con el desarrollo del Sistema de Análisis de Movimiento Mandibular SAMM-II y patronar su nueva versión SAMM-III. Se utilizaron dos soportes intraorales en alambre, un sistema emisor de luz conformado por 4 diodos emisores de luz (Leds), dos cámaras de vídeo, un aplicativo software en Labview 5.1 para la adquisición de la imagen y otro en Matlab 5.3 para su procesamiento. Se construyó un simulador de movimiento mandibular a partir del cual se realizó el patronamiento del SAMM-III, de manera estática y dinámica. En ambos tipos de patronamiento se evaluaron la velocidad de muestreo (cuadros/s), la distancia Leds- cámara, distancia entre los leds y el número de partículas (4 leds). Con el software desarrollado en Matlab 5.1 se obtuvieron trazados de las trayectorias realizadas por el simulador, curvas de la velocidad y un modelo matemático para predecir las curvas de desplazamiento vs tiempo del movimiento mandibular. El análisis estadístico se realizó de manera estática utilizando estadística descriptiva y dinámica utilizando el coeficiente de correlación para comparar los vectores representativos de las curvas de desplazamientos vs tiempo adquiridas en 2 días distintos. El SAMM-III se encuentra disponible para comenzar estudios clínicos en dos dimensiones.

Palabras Claves: Movimiento mandibular, Instrumentación, Trayectoria mandibular

ABSTRACT

The aim of this study was to continue the developing of the mandibular movements analysis system SAMM-II (version 2) and calibrating its new version SAMM-III. For this purpose the following elements were used: two wire intraoral supports, a light emitting system made up of four light emitting diodes (leds), two video cameras, a software applicative on Labview 5.1 for image acquisition, and another software applicative for image processing. It was built a jaw movement electromechanical simulator on which the calibration procedures was done in a static and a dynamic manner. For both types of calibration it was evaluated the sampling rate (frames/second), leds - camera distance, distance between leds, and the number of particles (4 leds) calculated by the system. With the developed software on Matlab 5.1 it was obtained electromechanical simulator trajectories lines, velocity curves and a mathematical model formulation for predicting the displacement vs time curves of jaw movement. The statistic analysis was done in a static manner using descriptive statistics and in a dynamic manner using a correlation coefficient to compare the displacement vs time curves acquired on 2 different days. SAMM-III system is available to start clinical studies in two dimensions.

Key Words: Mandibular movement, Leds, mandibular movement line.

INTRODUCCION

Antecedentes del SAMM-III

El Grupo de Investigación CES-LPH viene trabajando con su Línea de Fisiología Oral desde 1986 y en 1993 comenzó a trabajar en un sistema para cuantificar el movimiento mandibular con el fin de obtener una herramienta para investigación y diagnóstico ya que en nuestro medio no existe

una técnica que permita analizar cuantitativamente los movimientos mandibulares. En 1995 Calle y Morales diseñaron un sistema de medición de movimientos mandibulares que consistía en un dispositivo intraoral de alambre, del cual iba unido un diodo emisor de luz en su parte más anterior, proyectándose extraoralmente, (uno por arcada) conectado a unos alambres que suministraban la corriente eléctrica. Se utilizaba un espejo para

* Proyecto para optar por el título de Especialista en el programa de Especialización en Prótesis Periodontal, CES. Estudio cofinanciado por el Grupo CES-LPH, el Instituto Ciencias de la Salud, CES y la Compañía Colgate Palmolive.

¹ Odontólogo, CES.

² Odontólogo, CES. Especialista en Ingeniería Biomédica, U.P.B. Coordinador Área de Fisiología Oral. Grupo CES-LPH.

³ Ingeniero Electrónico, Asesor en Bioinstrumentación. Grupo CES-LPH.

⁴ Odontólogo, Especialista en Ortodoncia, M.Sc., Director Grupo CES-LPH.

obtener imágenes simultáneas del movimiento frontal y lateral. Las imágenes eran procesadas por computador utilizando una Tarjeta Global Lab. Por dificultades técnicas, en este estudio piloto con un paciente bruxómano no se pudo adquirir la secuencia completa del movimiento. En 1996 Alvarez, Espinal y Jiménez continuaron trabajando en el sistema ahora conocido como SAMM-II, en esta fase se adicionó al sistema emisor otro LED por arcada para un total de cuatro, se utilizaron 2 cámaras de vídeo para adquirir independientemente las imágenes del plano frontal y el plano sagital y se desarrolló un software específico para el análisis de las señales obtenidas con el sistema de adquisición de imágenes. Se realizaron mediciones en un adulto joven durante la masticación de diferentes alimentos y se obtuvieron gráficas del movimiento mandibular. En el SAMM-II se encontraron algunos trazados del movimiento mandibular que no tienen una explicación fisiológica y que se atribuyen a la velocidad de muestreo (11 cuadros / s).

Con el SAMM-III se pretende patronar el sistema utilizando un simulador de movimiento mandibular para determinar la reproducibilidad y la exactitud del instrumento.

Las razones que justificaron la realización de este proyecto son la apropiación de tecnología, la cuantificación del movimiento mandibular en 3 dimensiones, para disponer de otra herramienta de investigación en nuestro medio y dotar el laboratorio de Fisiología Oral con los equipos necesarios para evaluar lo más importante en la función: fuerza oclusal, EMG y posición mandibular (SAMM).

MATERIALES Y METODOS

Sistema de Adquisición de imágenes

El SAMM-III está constituido por un dispositivo intraoral, un sistema emisor de luz, 2 cámaras de vídeo analógicas para captar el movimiento, una tarjeta de adquisición de vídeo IMAQ - PCI 1408, y una aplicación de software mixta que hace en una primera etapa la adquisición del movimiento mandibular y fue desarrollada en LabView 5.1 y en una segunda etapa donde se hace el análisis gráfico desarrollada en Matlab 5.3.

Utilizando modelos en yeso superior e inferior de una paciente, se realizaron 2 diseños de soporte intraoral, uno es el Expansor de Crozat modificado el cual presenta un arco de alambre palatino de 0.48 y uno vestibular de 0.40 siguiendo el contorno del arco dental desde los primeros molares derechos hasta los primeros molares izquierdos, unidos por alambre calibre 0.28 que pasan por 3 nichos oclusales. Sobre los primeros molares superiores se encuentra un apoyo en alambre calibre 0.28. Al arco vestibular del superior se le soldaron dos brazos en alambre calibre 0.40 separados 2.75 cm, de 7 cm de longitud el izquierdo y 5.5 cm el derecho, ambos con un doblaje de 90 grados hacia arriba luego de sobrepasar los labios para lograr separación entre los leds superiores e inferiores en cierre. El soporte inferior tiene 2 brazos de igual calibre e igual longitud que los superiores, con dobleces de 90 grados hacia arriba en sus brazos para no interferir la función normal del labio. Este dispositivo intraoral fue el utilizado sobre los modelos del simulador de movimiento mandibular para patronar el SAMM-III.

El diseño de brackets modificados consiste en la utilización de las rejillas de 4 brackets, sobre los cuales son soldados alambres calibre 0.40 que se extienden extraoralmente y que poseen iguales características que los del diseño expansor de Crozat.

El sistema emisor de luz consistió en un diodo emisor de luz difuso (LED) de color amarillo de 2.7 mm de diámetro conectado a dos pilas de 1.55V referencia GP379 y una resistencia de 470 ohmios. Los componentes del sistema son ensamblados sobre el brazo de alambre y mantenidos en posición con resina acrílica autopolimerizable para crear un sistema emisor de luz desmontable del soporte intraoral. Se usaron dos cámaras Sony Handycam Vision Hi 8 referencia TRV66PK y una tarjeta de adquisición de vídeo IMAQ PCI/1408 con conversor análogo digital de 8 bits que convierte la señal de vídeo a formato digital en formato NTSC. Tiene una velocidad máxima 60 cuadros/s y capacidad para manejar 4 cámaras de vídeo simultáneamente. Se utilizó un computador pentium II 350 Mhz, 128 de RAM, 4.2 gigas, tarjeta de vídeo de 4MB.

Para el manejo del hardware se diseñó una rutina software que realiza la adquisición continua y simultánea de las dos cámaras analógicas. Las imágenes analógicas en escalas de grises pasan a través del conversor análogo digital de la tarjeta IMAQ PCI 1408, convirtiendo las imágenes iluminadas de los 4 LEDS del dispositivo en zonas oscuras y las zonas oscuras del vídeo en blanco. Luego el programa divide el vídeo en cuadros y los almacena. Al finalizar la adquisición, esta memoria temporal es retomada por una subrutina que localiza en cada cuadro la posición de los leds y los agrupa por proximidad en 4 partículas, a cada una de las cuales le busca el centro de masa y sus coordenadas para encontrar la distancia en pixels entre los LEDS superiores e inferiores, derechos e izquierdos.

Patronamiento SAMM-III

Para este se utilizó el simulador de movimiento mandibular construido a partir de un aparato realizado por Palacios y Peláez en 1995. Entiéndase como patronamiento los ajustes hechos al SAMM-III con la ayuda de un instrumento electromecánico (simulador de movimiento mandibular), para hacer que mida distancias reales en milímetros durante la captación de imágenes. El patronamiento estático tuvo como objetivos: Determinar la eficiencia de 2 tipos de dispositivos luminosos (LEDS y Bolas plásticas recubiertas con fósforo). Analizar cuál debe ser la distancia de las cámaras a los LEDS, para que el sistema logre discriminar cada uno de ellos. Definir las distancias que deben existir entre los LEDS izquierdos y derechos y determinar si el sistema de análisis era capaz de reconocer cuadro a cuadro los desplazamientos de los LEDS y medir los distancias de los superiores con respecto a los inferiores durante periodos estáticos del simulador. El patronamiento dinámico se realizó teniendo en cuenta los parámetros establecidos en el estático y evaluó la velocidad de respuesta del sistema a cambios de posición verticales y se determinó, que por limitaciones de Hardware se utilizarían 42 cuadros por segundo como frecuencia de muestreo. En este patronamiento como en el estático también se evaluaron la velocidad de muestreo, la distancia entre los leds y el cálculo del número de partículas (4 leds) por parte del sistema.

Simulador electromecánico del movimiento mandibular

El simulador de movimiento para el patronamiento del SAMM-III es una modificación al sistema

electromecánico utilizado por Palacios y Peláez en 1993 de manera que realiza desplazamientos verticales de un modelo de yeso que ocluye contra su antagonista; para los cuales se ha construido un soporte intraoral tipo Crozat modificado

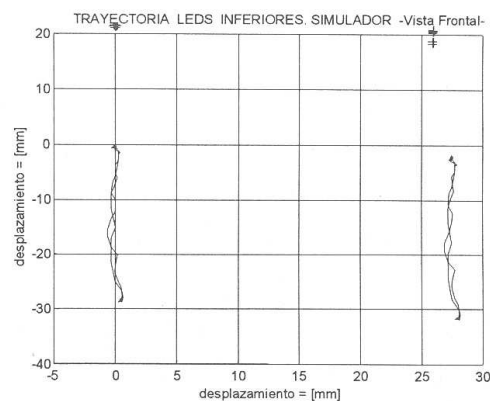
RESULTADOS

Sistema de adquisición digital de imágenes

Se realizaron 2 diseños de soporte intraoral, el expansor de Crozat modificado y el de brackets modificados con un peso de 11g y 2g respectivamente, el peso en el dispositivo SAMM-II es 74.6 g; Se obtienen cuatro sistemas emisores de luz livianos, desmontables e individuales; Las cámaras no requieren una distancia focal determinada, ya que el computador calcula las distancias entre los cuatro LEDS utilizando la distancia entre los LEDS superiores; Se obtiene un software versátil y amigable construido sobre las plataformas Labview 5.1 y Matlab 5.3. En las gráficas 1 y 2 se observan algunos de los trazados realizados por el SAMM-III.

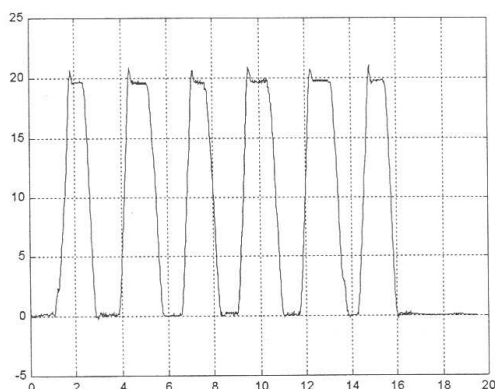
En la gráfica 3 se observa la predicción de la curva de desplazamiento vs tiempo del simulador de movimiento mediante un modelo matemático calculado por el SAMM-III

Gráfica 1. Trayectoria de los LEDS inferiores en el simulador de movimiento. Vista frontal



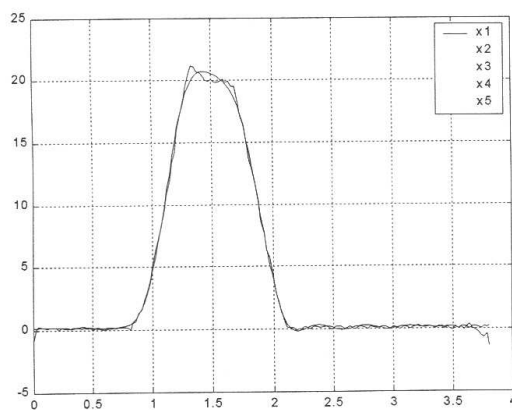
En la gráfica se muestra la trayectoria de los LEDS inferiores durante un ciclo de apertura y cierre en el simulador de movimiento.

Gráfica 2. Curva de desplazamiento vs tiempo para los LEDS inferiores en el simulador de movimiento durante múltiples ciclos frontales



Grafica de desplazamiento vs tiempo para varios ciclos realizados con el simulador de movimiento. Nótese las mesetas al final de la apertura y del cierre las cuales corresponderían a los períodos de pausa en los ciclos masticatorios.

Gráfica 3. Modelo matemático para la curva de desplazamiento vs tiempo de los LEDS inferiores en el simulador de movimiento



Predicción mediante un modelo matemático de la gráfica de desplazamiento vs tiempo (apertura y cierre) que produce un LED inferior montado en el simulador de movimiento. Descrito por un polinomio de orden 30.

Análisis estadístico

Se hizo un análisis estático y un análisis dinámico según Latman y Lanier en 1999.

Para realizar el análisis estático se realizaron 20 tomas de frente y de lado, en apertura máxima y en cierre durante 2 días distintos, del simulador de movimiento con los leds encendidos y en posición. El análisis estático del SAMM III se realiza utilizando estadística descriptiva. (Ver tablas 1y 2)

Tabla 1. Datos obtenidos a partir del sistema SAMM-III adquiriendo la imagen del simulador con los LEDS en posición de cierre. Se hicieron adquisiciones en dos días distintos tanto frontales como laterales. Evaluación estática del SAMM-III. Datos en mm.

	CERRADO FRONTAL1	CERRADO FRONTAL2	CERRADO LATERAL1	CERRADO LATERAL2
n	20	20	20	20
Promedio	0.6052	0.5241	0.7368	0.8167
Mínimo	0.2905	0.4804	0.4805	0.7279
Máximo	0.8988	0.5701	0.9748	0.9167
Rango	0.6084	0.0896	0.4943	0.1888
Varianza	0.0403	0.0016	0.0094	0.0031
Desviación	0.2007	0.0399	0.0972	0.0556
Estandar	0.0449	0.0089	0.0217	0.0124

CERRADO FRONTAL. Análisis descriptivo de los datos en la posición cerrada estática del simulador en el día 1 ó 2 Vista frontal

CERRADO LATERAL. Análisis descriptivo de los datos en la posición cerrada estática del simulador en el día 1 ó 2 Vista lateral

Los valores del error estandar muestran la reproducibilidad del SAMM-III

Tabla 2. Datos obtenidos a partir del sistema SAMM-III adquiriendo la imagen del simulador con los LEDS en máxima apertura. Se hicieron adquisiciones en dos días distintos tanto de frente como de lado. Evaluación estática del SAMM-III. Datos en mm

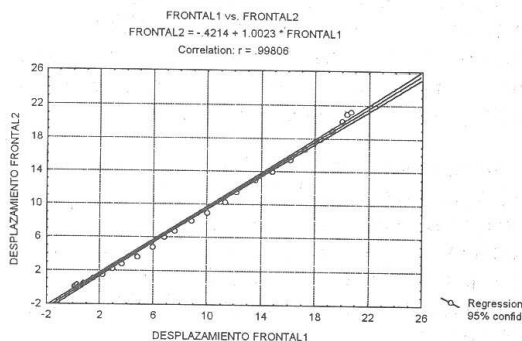
	APERTURA FRONTAL1	APERTURA FRONTAL2	APERTURA LATERAL1	APERTURA LATERAL2
n	20	20	20	20
PromedioMean	2.134.481	2.078.249	2.160.798	2.302.407
Mínimo	2.058.070	2.046.180	2.129.470	2.237.640
Máximo	2.175.020	2.111.160	2.202.840	2.392.680
Rango	116.950	0.64980	0.73370	155.040
Varianza	0.06132	0.04225	0.03724	0.08165
Desv. Est.	0.24763	0.20555	0.19297	0.28574
Error Estandar	0.05537	0.04596	0.04315	0.06389

APERTURA FRONTAL. Análisis descriptivo de los datos del día 1 ó 2 en máxima apertura. Vista frontal

APERTURA LATERAL. Análisis descriptivo de los datos del día 1 ó 2 en máxima apertura Vista lateral

Para el análisis dinámico fue necesario realizar un diezmado de los datos de los veinte vectores de desplazamiento de las pruebas realizadas durante cada día, luego fueron ensamblados en fase y se obtuvo un vector de la mediana de los datos para el día 1 y el día 2 de las adquisiciones en la vista frontal y lateral, ambos vectores fueron correlacionados para observar su diferencia. (ver gráfica 4)

Gráfico 4. Correlación de los vectores representativos de la curva de desplazamiento vs tiempo de 20 ciclos de apertura y cierre para los días 1 y 2 vista frontal



Correlación de los vectores clásicos adquiridos durante el día 1 y el día 2 en la vista frontal. La gráfica muestra el coeficiente de correlación $[r = .998]$ entre los datos del día 1 y el día 2 adquiridos en la vista frontal. Análisis dinámico

DISCUSIÓN

En los últimos años los sistemas que utilizan campos magnéticos y los sistemas optoelectrónicos han sido los más utilizados para estudiar el movimiento mandibular, de los primeros encontramos el SIROGNATOGRAFO y el KINESIOGRAFO, actualmente el modelo K6I con más de 25 años de evolución 47, de los segundos tenemos el sistema SELSPOT y JAWS 3D con 15 años de desarrollo. Los requerimientos básicos para los transductores utilizados son: ser incruentos, no invasivos y que produzcan una mínima interferencia sobre el proceso en estudio. Todos los sistemas utilizados para medir el movimiento mandibular de alguna manera alteran el entorno normal del paciente. Este aspecto ha sido el más difícil de superar en todos los sistemas, sin embargo, los sistemas magnéticos han logrado suprimir grandemente los artefactos intraorales

utilizando simplemente un magneto6 para adquirir el movimiento. Los transductores unidos a los arcos dentales alteran el movimiento mandibular durante la masticación. Una alternativa para este problema es la utilización de transductores en piel, sin embargo existe gran variación entre el movimiento de la estructura ósea mandibular y su entorno de tejidos blandos. Esta es la razón por la cual el SAMM-III mantiene un diseño unido a la dentición. Evitando el error que se pueda producir al apoyar el plano de referencia sobre piel10 El SAMM-III utiliza una modificación del aparato de expansión de Crozat como soporte intraoral con extensiones extraorales en alambre que pasan tocando las comisuras labiales de manera que no se interfiera con la oclusión y mínimamente con la función muscular. El diseño es muy similar al utilizado por Gibbs y Lundeen para el replicador gnático en 1982, con 60 gramos de peso, el del SAMM-III tiene un peso total de 11 gramos, este diseño es muy versátil y no requiere de una unidad dental para utilizarse. El diseño de brackets modificados es mucho más fisiológico en cuanto a peso se refiere (2 gramos) y a comodidad para el paciente. Los sistemas de campos magnéticos utilizan un led como transductor intraoral.5,6

Los LEDs han sido ampliamente utilizados en este tipo de sistemas, Karlsson en 1977 utilizó 2 LEDS para adquirir el movimiento con el sistema SELSPOT7, 1 LED de 1mm de diámetro de luz infrarroja capaz de pasar a través de la piel fue colocado en los incisivos inferiores y un segundo LED de referencia sobre la frente como referencia. En este estudio se hicieron pruebas estadísticas para el patronamiento con un simulador de movimiento que producía una trayectoria circular con una velocidad establecida. Además se realizaron las primeras pruebas con un paciente. Se encontró que utilizando solamente 2 LEDS no era posible restar a las trayectorias adquiridas, los movimientos de la cabeza7.

La efectividad del LED con luz infrarroja colocados intraoralmente se podría ver afectada por el espesor de los tejidos, lo cual no permitiría una adecuada adquisición de la imagen del LED por parte de la cámara.

En 1982 Jemt y Karlsson utilizaron un LED intraoral en incisivos inferiores y 3 LEDS montados sobre un marco de gafas como plano de referencia, de esta manera fue posible sustraer los movimientos de la cabeza de los de la mandíbula.

El SAMM-III utiliza 4 LEDs con los siguientes objetivos: 1) Dos LEDs superiores para registrar los movimientos de la cabeza durante la masticación y separarlos de los movimientos de la mandíbula, 2) Dos inferiores para registrar los movimientos rotacionales de la mandíbula en el plano frontal y poder hacer transposición de movimiento a los cóndilos en el futuro a partir de una radiografía cefálica lateral de cada paciente.

El JAWS-3D utiliza 6 LEDs montados en dos soportes triangulares de 4.8 gramos cada uno unido a los arcos dentales los cuales permiten una reconstrucción tridimensional del movimiento a partir de 3 cámaras y el procesamiento en el computador. Este sistema es bastante preciso para calcular ángulos y presenta un error de 3mm/s al calcular la velocidad de movimiento mandibular y como otros sistemas presenta mayor error al aumentar la apertura mandibular⁸.

El sistema K6l es la versión actual del Kinesiógrafo de Myo-tronics INC utiliza un magneto adherido a los incisivos centrales inferiores y 8 detectores de campo magnético en un soporte fijado a la cabeza del paciente⁶. Este sistema resulta muy cómodo al paciente, pero podría distorsionar la adquisición del movimiento mandibular por el movimiento del soporte sobre los tejidos blandos de la cabeza durante la masticación. Así mismo se hace imposible realizar simultáneamente un análisis de los movimientos de la cabeza durante la masticación debido a que el soporte de la cabeza que actúa como marco de referencia se mueve con ella. La rotación de la mandíbula en una vista frontal tampoco es posible detectarla debido a que es un solo magneto.

El SIROGNATOGRAFO es otro sistema que utiliza campos magnéticos para captar el movimiento mandibular utilizando el mismo principio que el KINESIOGRAFO^{5,6}.

Michler, Bakke y Moller en 1987 compararon la distorsión que se produce en la adquisición del movimiento a diferentes distancias entre los magnetómetros y el magneto para lo cual presentó menos distorsión el Sirognatógrafo que el Kinesiógrafo cuando las distancias eran mayores a 20 mm.

Para el patronamiento del SAMM III se utilizó un simulador de movimiento, como patrón estático y

dinámico, que es una modificación del sistema electromecánico utilizado por Palacios y Peláez en 1995³.

Otros sistemas han utilizado métodos similares al del SAMM-III^{7,8,14}

Michler, Bakke y Moller emplearon un método similar con el fin de identificar la precisión del Sironatógrafo y del Kinesiógrafo (versión K5R).¹⁴

Se encontró mayor distorsión en el KINESIOGRAFO en los planos frontal y sagital, la cual aumentaba cuando era mayor la distancia entre los magnetómetros y los magnetos. Por debajo de 20 mm de separación la distorsión fue mínima, 53 en desplazamientos entre 20 y 25 mm el error estuvo por debajo del 7%.¹⁴

Karlsson en un estudio piloto en 1977⁷ evalúa la capacidad del SELSPOT para repetir una misma medida en varios registros iguales, así como la capacidad para registrar el movimiento circular a distintas velocidades utilizando un simulador con dos leds. Este sistema alcanzó una resolución de 0.09mm.

Aroldi, Gallo y Pallas en 1994⁸ evaluaron la posición del JAWS 3D utilizando patrones mecánicos y dinámicos evaluaron este sistema y encontraron que el error para estimar la longitud de las trayectorias estaba entre 0.11% y 1.33%. El ruido en condiciones estáticas fue de 0.01 a 0.04mm y dinámicas entre 0.17 y 0.05mm.

En el SAMM-III se presentan errores standard promedio entre 0.0089 y 0.06389 durante la evaluación estática del sistema, para la cual presentó con el simulador en posición de cierre valores consistentemente mayores al real (valor real 0mm) y para la posición de máxima apertura en el simulador valores consistentemente menores en una vista frontal (valor real 21.8mm), por lo tanto es necesario en un futuro aplicar una factor de corrección que disminuya dicha variación.

Dos estudios muestran como varia el error según la posición de los transductores, siendo mayores a mayor distancia de la máxima intercuspidad, esto tanto en un sistema magnético como en uno optoelectrónico.^{8,14}

El SAMM-III presenta errores promedio mayores al calcular el valor de máxima apertura en el simulador y menores en posición de cierre. Para ambos tipos de mediciones encontramos errores promedio por debajo de 0.06389 mm lo cual hace del SAMM-III un instrumento con buena exactitud.

La reproducibilidad para el SAMM-III es muy buena cuando se observan las mediciones para un mismo día y para días diferentes (ver tablas 1 y 2) teniendo en cuenta que el sistema no requiere de una técnica estandarizada de adquisición en cuanto a distancia de cámaras a LEDs, enfoque, luz del medio y angulación de la cámara. Esto hace muy ventajoso el sistema debido a que permite libertad de movimiento a la cabeza del paciente sin agregar error.

El rango, el patrón, la posición, la velocidad, la aceleración y los períodos de pausa, son parámetros cuantificables del movimiento mandibular los cuales pueden servir como indicadores de salud o de enfermedad. El SAMM-III permite analizar cada una de dichas variables de forma gráfica y cuantitativa además es capaz de realizar transposiciones a línea media de las trayectorias mandibulares dictadas por los leds inferiores, de manera que hace sus trazados comparables con los realizados por otros sistemas. El SAMM-III introduce en su sistema, la modelación matemática la cual a través del orden de un polinomio agrega otra característica a ser estudiada en el movimiento mandibular. El orden del polinomio del modelo matemático que es capaz de predecir el desplazamiento en el tiempo de la mandíbula durante la masticación, puede quizás ser diferente para pacientes con y sin disfunción temporomandibular.

REFERENCIAS

- 1 CALLE J., MORALES L.M. Diseño y análisis de un sistema para medir los movimientos mandibulares. Tesis, CES. Medellín, 1995.
- 2 ALVAREZ C.P., ESPINAL L.M., JIMENEZ I.D. Diseño y análisis de un sistema para medir los movimientos mandibulares. Rev Fed Odont Col. 1999; 28-39.
- 3 PALACIOS J.C., PELAEZ A. Comparación de la reproducibilidad de dos materiales de hidrocoloide irreversible. Rev CES Odont 1995; 8:29-36
- 4 LATMAN N.S., LANIER R. Expressions of accuracy in the evaluation of biomedical instrumentation. Biomed Instrum Technol. 1998; 32:282-288
- 5 THROCKMORTON G.S., TEENIER T.J., ELLIS E. Reproducibility of mandibular motion and muscle activity levels using a commercial computer recording system. J Prosthet Dent 1992; 68: 348-354
- 6 NEILL D.J., HOWELL P.G. Kinesiograph studies of jaw movement using the Commodore pet Microcomputer for data storage and analysis. Journal of Dentistry 1984; 12: 53 - 61
- 7 KARLSSON S. Recording of mandibular movements by intraorally placed light emitting diodes. Acta Odont Scand 1977; 35: 111 - 117
- 8 AIROLDI, R.L., GALLO L.M., PALLA S. Precision of the Jaw Tracking System JAWS-3D. J Orofac Pain 1994; 8: 155 - 164
- 9 WEBSTER J.G. Medical Instrumentation: Application and Design. Boston: Houghton Mifflin, 1978:8
- 10 HAGGMAN-HENRIKSON B., ERIKSSON P.O., NORDH E., ZAFAR H. Evaluation of skin-versus teeth attached markers in wireleess optoelectronic recordings of chewing movements in man. J Oral Rehab 1998; 25:527-534
- 10 GIBBS Ch.H., LUNDEEN H.C. Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance En: Lundeen H.C., Gibbs Ch.H. Advances in occlusion. Boston J. Wrigth PSG Inc. 1982: 2-32
- 11 JEMT T., KARLSSON S. Computer-analysed movements in three dimensions recorded by light-emitting diodes. J Oral Rehabil 1982; 9:317-326
- 12 AKAMATSU Y., MINAGI S., SATO. A new method for recording mandibular position during nocturnal bruxism. J Oral Rehabil 1996; 23: 622 - 626
- 13 MICHLER L., BAKKE M., MOLLER E. Graphic assessment of natural mandibular movements. J Craniomandib Disord. Fac Oral Pain 1987; 1: 97 - 114
- 14 MURPHY T R. The timing and mechanism of the human masticatory Stroke. Arch Oral Biol 1965; 10:981
- 15 PROSCHEL P., HOFMANN M. Frontal chewing patterns of the incisor point and their dependence on resistance of food and type of occlusion. J Prosthet Dent 1988; 59: 617-624
- 16 SZENTPETERY A. Clinical utility of mandibular movement ranges. J Orofacial Pain 1993; 7: 163 - 168
- 17 GILLINGS BRD., GRAHAM CH., DUCKAMONTON NA. Jaw movements in young adult men during chewing. J Prosthet Dent 1973; 29: 616-627.
- 18 CLARK GT., SELIGMAN D.A., SOLBERG W.K., PULLINGER A.G. Guidelines for the Examination and Diagnosis of Temporomandibular Disorders. J Cranio Dis Fac Oral Pain 1989; 3:7-14.
- 19 MONGINI F., TEMPIA-VALENTA G., CONSERVA E. Habitual Mastication in dysfunction: A Computer Based Analysis. J Prosthet Dent 1989; 61:484-494.
- 20 NIELSEN I.L., MARCEL T., CHUN D., MILLER A.J. Patterns of Mandibular Movements in Subjects with Craniomandibular Disorders. J Prosthet Dent 1990; 63:202-217

CORRESPONDENCIA.

Alejandro Peláez V. Odont. BME.
Carrera 43 A No. 52S-99
Sabaneta, Antioquia.
Colombia, S.A.
ceslph@ces.edu.co