

**REFLEXIMETRO COMPUTARIZADO PARA
CONSULTORIO ODONTOLÓGICO**

GARCIA MOREIRA C.‡ ANGELES MEDINA F.‡‡ GARCIA RUIZ J.‡
RODRIGUEZ ESPINOZA M.‡ DOMINGUEZ VELAZCO W.‡ NUNO LICONA A.‡‡
LLANOS RIVAS R.‡ GALICIA ARIAS A.‡‡

‡ LAB.BIOFISICA - DPTO.FISICA - FAC.CIENCIAS
‡‡ DIV.ESTUDIOS DE POSGRADO - FAC.ODONTOLOGIA
U.N.A.M.

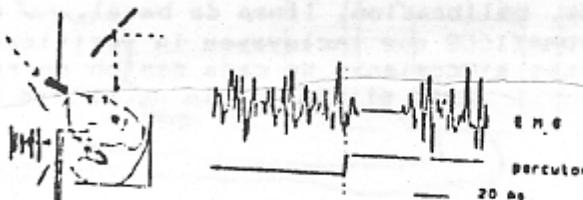
Proyecto CONACYT (clave CCOT 894290)

RESUMEN

Se describe un instrumento para provocar y evaluar de manera automática el reflejo que produce modulación de la actividad maseterica luego de un ligero golpe en el menton. El mismo incluye una micro y una nano-computadora que trabajan en paralelo, independientemente de la captura de muestras (efectuada por un tercer modulo digital). Además, consta de dos canales de adquisición y acondicionamiento analógico, así como de un modulo electro-neumo-magnético para aplicar percusión. Por último, se presentan los primeros resultados de su ensayo en la clínica.

La utilidad del reflejo mandibular modulador de la actividad motora de los músculos elevadores de la mandíbula (4) (14) para evaluar la funcionalidad del control neuro-muscular de la articulación craneo-mandibular ha sido demostrada previamente por nosotros (1) (7), y también la posibilidad de explorar dicho control de manera indirecta, por medio de otros reflejos asociados con aquel (10).

Al cabo de registrar este reflejo mentoniano en un gran número de pacientes, pudimos elaborar un esquema interpretativo de su morfología (7), que constituye el marco conceptual desde el punto de vista clínico para el desarrollo tecnológico objeto del presente artículo.



Pero, no obstante lo prometedor de los resultados clínicos, la

utilización de esta metodología aparecía limitada a los ámbitos de investigación que contasen con laboratorios bien equipados, ya que su realización demandaba emplear un polígrafo, una computadora y dos osciloscopios (2), además de los aparatos específicos para bio-retroalimentación y percusión, y las interfaces digitales de captura y comunicación (8).

Con el propósito de eliminar esta restricción al posible uso difundido por parte de consultorios odontológicos comunes que contasen con una micro-computadora para sus funciones administrativas y clínicas se puso en marcha (en agosto de 1989) un proyecto inter-institucional entre el CONACYT y la UNAM para diseñar y construir un instrumento que permitiera efectuar la técnica de la manera más sencilla posible, y se basase en explotar el recurso computacional de los consultorios.

El instrumento debería dispensar el uso de polígrafo y osciloscopios, con lo cual, aparte de una fundamental economía, se obtendría sustancial simplificación de manejo, ya que en la versión original de la técnica el operador debía observar dos pantallas: una con el EMG rectificado e integrado (bio-retroalimentación por el propio paciente), y otra para ver en directo los EMG de ambos lados (2); además, debía determinar de manera subjetiva el instante de aplicar el golpe, y entonces accionar un disparador de fotografía que liberaba el martillo.

De modo que un objetivo central de este Proyecto consistió en AUTOMATIZAR LA EVALUACION DEL ESFUERZO MUSCULAR HASTA DETERMINAR EL INSTANTE EN QUE SE DEBE DAR EL ESTIMULO, y en la APLICACION DEL MISMO.

Pero para efectuar de manera automática dicha EVALUACION, era preciso introducir una SEGUNDA COMPUTADORA que, de manera simultánea con la captura de datos, se dedicase exclusivamente al cálculo continuo de la TRAYECTORIA DEL ESFUERZO y le aplicase una serie de criterios de decisión para desencadenar el estímulo cuando correspondiese.

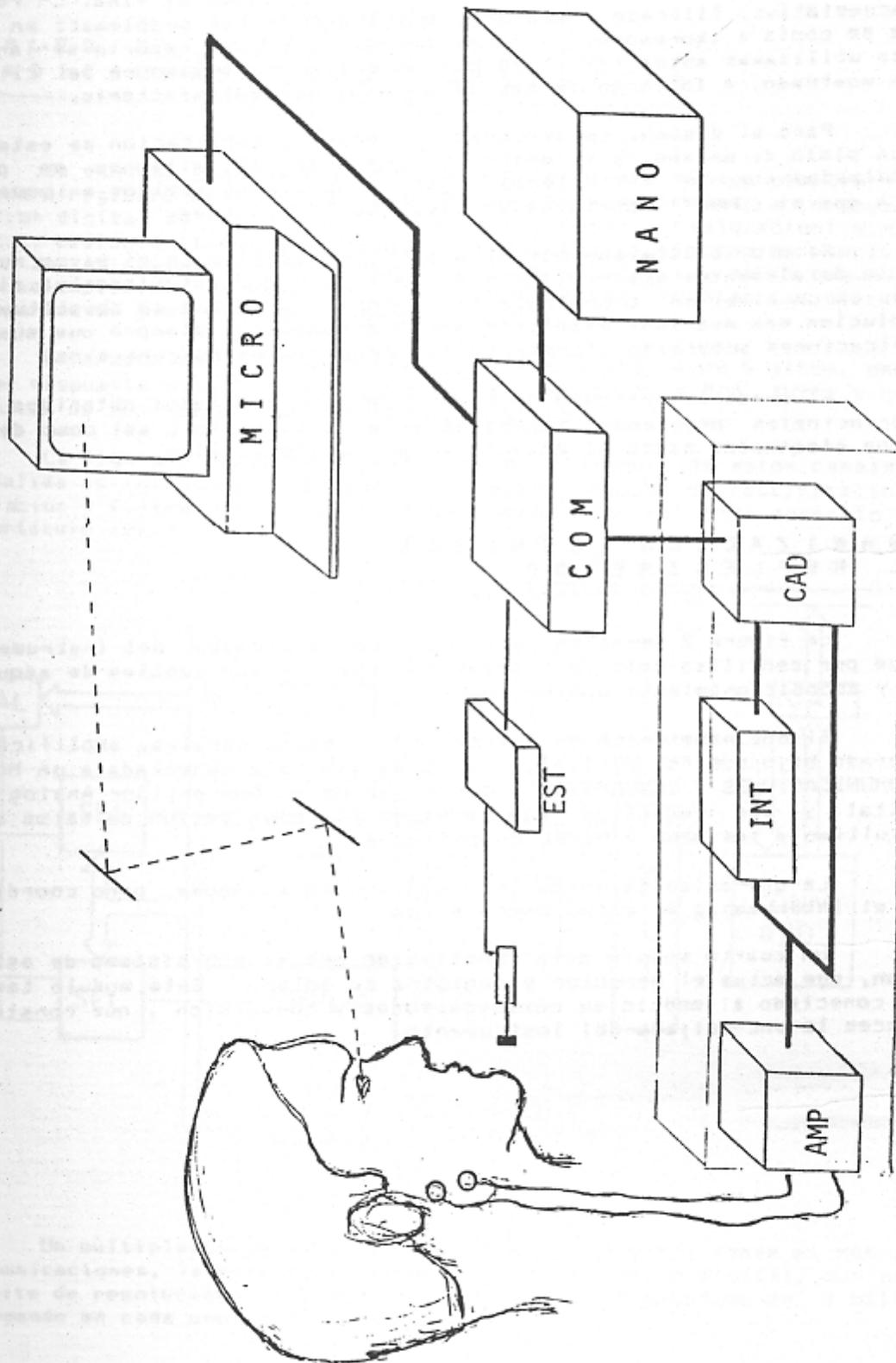
Establecer tales CRITERIOS DE DECISION constituyó otro de los objetivos centrales de este desarrollo, ya que los mismos solo habían sido aplicados de manera aproximada por el operador en los estudios previos (7) (8).

La aplicación automática del golpe exigía también desarrollar un dispositivo electro-mecánico capaz de hacerlo de manera controlable con suficiente precisión y sin producir ruido ni reotes.

Otro requisito previo consistía en la PROGRAMACION REDEFINIBLE, de modo que el instrumento admitiera con facilidad mejoras y expansiones a diferencia de lo que ocurre con la mayoría de los instrumentos médicos computarizados.

Adicionalmente, una OPERACION MUY SENCILLA era condición indispensable para que la técnica pudiese aplicarse en un consultorio sin distraer tiempo y esfuerzo. De aquí que se eliminarían por completo los controles habituales de un registro analógico (selección, ganancia, filtros, calibración, línea de base), y se podrían en operación CONTROLES AUTOMATICOS que incluyesen la verificación de la totalidad de los componentes al comienzo de cada sesión de registro.

Esto eliminaría la necesidad de usar un osciloscopio para moni-



torear la entrada y ajustar los niveles. Lo mismo que la necesidad de otro osciloscopio para que el paciente observase su señal y efectuase bio-retroalimentación, ya que para este fin se usaría un despliegue luminoso económico o bien la propia pantalla de la computadora.

Se mantendría el esquema del estudio clínico (3) (7), con 30 determinaciones sucesivas en cada sesión, generándose al final un registro acumulativo, filtrado y medido, que luego de ser desplegado en pantalla se copia a impresora. Las normas para este reporte serían las mismas utilizadas antes (7), ya que su empleo cotidiano en la clínica había mostrado, a lo largo de más de un año, ser satisfactorio.

Para el diseño, construcción, ensayo y replicación se estableció un plazo de un año, y se estimó un costo de 50 millones de pesos (aproximadamente 10 mil dólares USA), incluyendo sueldos e impuestos de los que el CONACYT aportaría en efectivo 24 millones.

Se acordó asimismo que el desarrollo utilizaría el mayor número posible de elementos desarrollados en México, y que estuviesen ya disponibles en un nivel de tecnología bien probada, aunque no constituyesen la solución más avanzada existente en la actualidad, siempre que sus especificaciones superasen claramente los requerimientos concretos.

El presente artículo da cuenta de los resultados obtenidos y de los principales problemas superados en el desarrollo, así como de los ensayos efectuados hasta el momento en el ámbito clínico.

ORGANIZACION GENERAL DEL REFLEXIMETRO

La figura 2 muestra la estructura a bloques del instrumento, aunque por sencillez solo se representa uno de los canales de adquisición y acondicionamiento analógico.

El EMG maseterico es introducido a estos canales, amplificado y calibrado bajo control digital. La salida está conectada a un MODULO DE COMUNICACIONES Y CONVERSION, donde reside el Convertidor Analógico-Digital y los registros que permiten la comunicación de datos entre este último y las NANO y MICRO computadoras.

La operación de estos tres módulos es autónoma, pero coordinada para el intercambio de datos entre ellos.

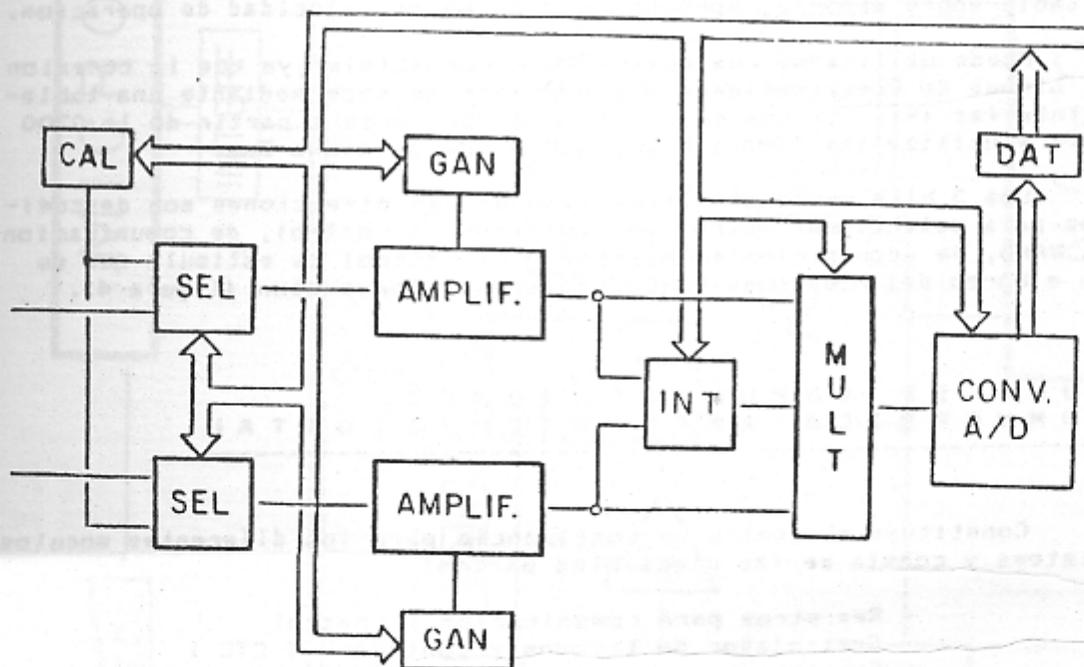
Un cuarto módulo está constituido por el sub-sistema de estimulación, que actúa el percutor y registra su golpe. Este módulo también está conectado al módulo de comunicaciones y conversión, que constituye entonces la encajeada del instrumento.

CANALES DE ADQUISICION Y ACONDICIONAMIENTO ANALOGICOS

Su esquema general corresponde a otros instrumentos computarizados para registro descritos en esta misma Revista 9: (12), e incluye selección digital de entrada (corto-circuito, señal de calibración) y de ganancia mediante llaves analógicas. La entrada se efectúa por amplificador de instrumentación de 3 operacionales (6) (13), y en la segunda etapa de amplificación simple es donde se conmutan resistencias de retroalimentación para cambiar la ganancia.

Se añaden dos etapas de filtro activo, pasa bajos o altos, para obtener respuesta plana dentro de la banda desde 10 a 500 (Hz), y una atenuación de 20 (dB/octava) fuera de la misma.

La figura 3 muestra la estructura a bloques de estos canales, cuya salida es introducida, en paralelo, a un circuito de rectificación, integración y filtrado para retro-alimentación que ya ha sido descrito en otro artículo (2).



Un multiplexor selecciona, bajo control digital desde el Módulo de Comunicaciones, la entrada al Convertidor Analógico-a-Digital, que es de 8 bits de resolución y trabaja con frecuencia de muestreo de 3 mil por segundo en cada uno de 3 canales.

NANO - COMPUTADORA

Para la función básica de seguir y evaluar la trayectoria del esfuerzo muscular voluntario del paciente y aplicar el golpe cuando se satisfacen los criterios de decisión, se incluye una computadora mínima (NANO-computadora) basada en el microprocesador 'Z-80'.

El diseño de esta computadora es muy similar al ya descrito en otros artículos de esta Revista (11) (12), y contiene 2 KB de ROM, junto a 2 KB de RAM. Opera con reloj de 1 (Mhz).

Su bus de periféricos se conecta con registros pertenecientes al Módulo de Comunicaciones y Conversión, a través de los que puede comunicarse bi-direccionalmente con la MICRO (figura 4). También se conecta con los registros internos de un chip Controlador de Tiempos y Contador (CTC), sobre los cuales la NANO escribe los parámetros para la Adquisición de muestras de las señales.

MICRO - COMPUTADORA

Efectúa la supervisión del sistema y los programas de análisis una vez terminada la captura de datos, durante esta, va corrigiendo los datos según la calibración a medida que van llegando y luego los almacena en tabla sobre memoria, aprovechando su mayor velocidad de operación.

Puede utilizarse cualquier 'PC - compatible', ya que la conexión con el bloque de Comunicaciones y Conversión se hace mediante una tableta de Interfaz (9) (10) que descodifica direcciones a partir de la 0200 (hexad.) y utiliza las líneas R/W, ALE e IRQ de dicho Bus.

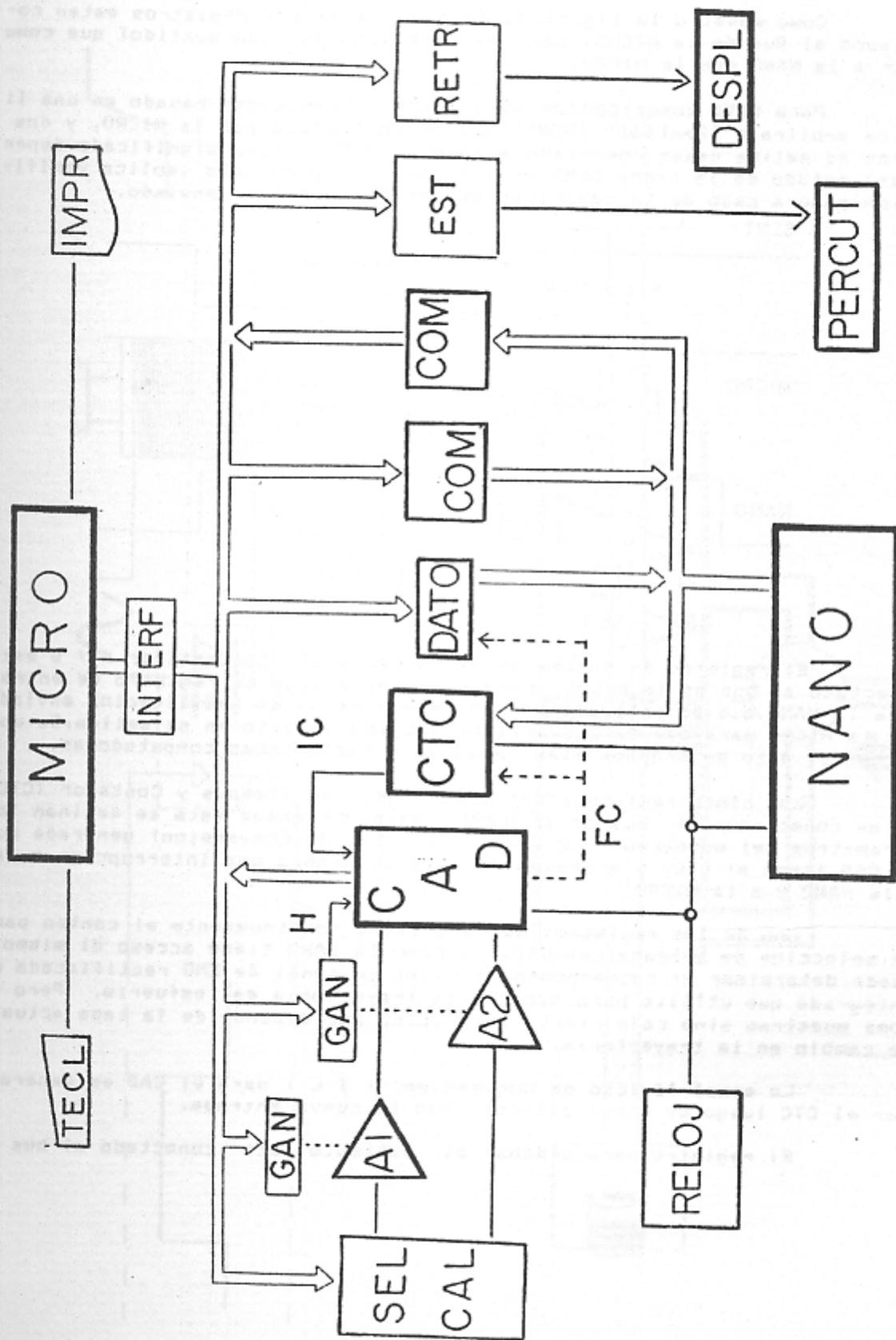
Los 3 bits menos significativos de las direcciones son descodificados para seleccionar entre los registros de control, de comunicación con la NANO, de adquisición de muestra y de control de estímulo que se hallan a bordo del Módulo de Comunicaciones y Conversión (figura 4).

MODULO DE COMUNICACIONES Y CONVERSION ANALOGICO/DIGITAL

Constituye el centro de confluencia para los diferentes módulos del sistema y consta de las siguientes partes:

- Registros para comunicación y control
- Controlador de tiempos y contador (CTC)
- Convertidor analógico-a-digital (CAD)

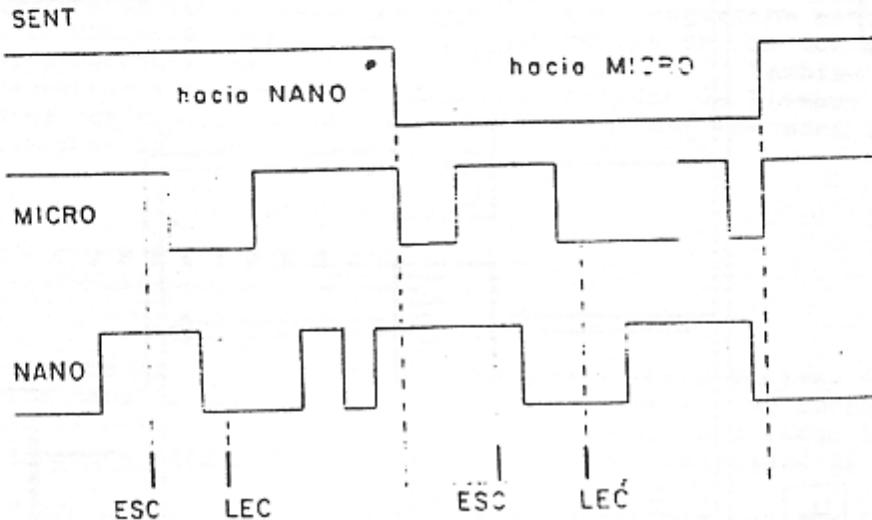
Físicamente está construido en una tarjeta de circuito impreso



conectada mediante cables multiples a los otros cuatro Modulos del Sistema (NANO , MICRO , Canales de Adquisicion Analogica, y Estimulador).

Como muestra la figura 4, la mayoria de sus registros estan conectados al Bus de la MICRO, pero hay dos (uno en cada sentido) que comunican a la NANO con la MICRO.

Para esta comunicacion se utiliza un protocolo basado en una linea de arbitraje 'Sentido' (SENT) que es controlada por la MICRO, y dos lineas de salida desde computadora (NANO y MICRO) cuyo significado depende del estado de la linea SENT (figura 5). El protocolo implica verificacion paso-a-paso de la comunicacion con eco del dato enviado.



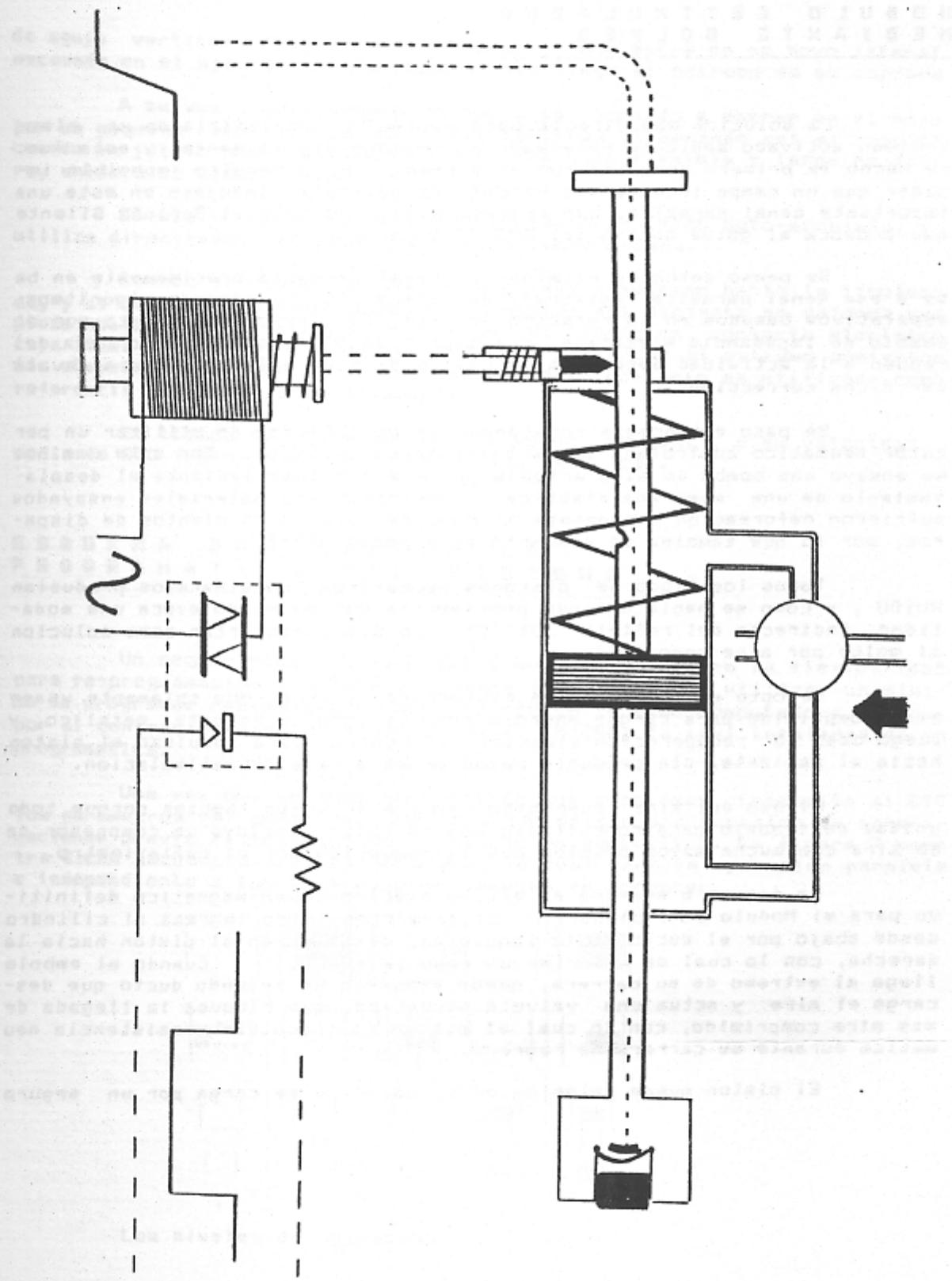
El registro de salida de datos desde el Convertidor A / D esta conectado al bus de la MICRO, pero a la vez existe un registro de entrada a la NANO que es activado por la misma senal de habilitacion enviada por la MICRO para que el Convertidor escriba un dato en su salida. De modo que el dato se propaga simultaneamente hacia ambas computadoras.

Los cinco registros del Controlador de Tiempos y Contador (CTC) estan conectados al bus de la NANO, para que desde esta se definan los parametros del muestreo. La senal 'FC' (Fin de Conversion) generada por el CAD llega al CTC, y a traves de este se genera una interrupcion a la NANO y a la MICRO.

Uno de los registros del CTC lleva continuamente el conteo para la seleccion de entradas al CAD, y como la NANO tiene acceso al mismo, puede determinar si corresponde al canal de senal de EMG rectificadas e integrada que utiliza para evaluar la trayectoria del esfuerzo. Pero no toma muestras sino cada cierto intervalo, que depende de la tasa actual de cambio en la trayectoria.

La senal 'Inicio de Conversion' (I C) para el CAD es generada por el CTC luego de haber seleccionado la nueva entrada.

El registro para ordenar el estimulo esta conectado al bus de



la MICRO porque, cuando la NANO determina que corresponde estimular, primero debe avisar a la MICRO.

MODULO ESTIMULADOR MEDIANTE GOLPEO

La solución más directa para estimular consistiría en un electroimán activado mediante relevador controlado digitalmente, y esta fue, de hecho la primera aproximación al diseño. Pero resultó imposible impedir que un campo intenso tan cercano al paciente indujese en este una importante señal parasita, que aparece nitida durante el Periodo Silente que provoca el golpe dentro del EMG (figura 1).

Se pensó entonces eliminar la señal parasita precisamente en base a esa señal parasita registrada durante el PS, utilizando algoritmos adaptativos basados en la relación de fase (15), pero se constató que el cambio de impedancia eléctrica que ocurre en el músculo cuando pasa del reposo a la actividad determina un cambio de fase suficiente para invalidar dicha corrección.

Se pasó entonces a considerar la posibilidad de utilizar un percutor neumático controlado y/o actuado eléctricamente. Por este camino, se ensayó una bomba de aire actuada por electro-imán mediante el desplazamiento de una membrana elástica, pero todos los materiales ensayados sufrieron deformación permanente al cabo de unos pocos cientos de disparos, por lo que también se descartó esta posibilidad.

Todos los tipos de pistones neumáticos considerados producían RUIDO, y como se había hallado previamente que el ruido evoca una modalidad indirecta del reflejo (3) (5), se debió descartar como solución al golpe por aire comprimido.

Se optó entonces por un sistema de pistón que solamente usase aire comprimido para cargar energía comprimiendo un resorte metálico, y luego usar la recuperación elástica del resorte para impulsar al pistón hacia el paciente, sin producir ruido en esta fase de estimulación.

El uso del aire comprimido resulta indicado también porque toda unidad de trabajo para consultorio odontológico incluye un compresor de aire con mucha mayor presión que la requerida por el reflexímetro.

La figura 6 muestra el diseño electro-neumo-magnético definitivo para el Módulo Estimulador. El aire comprimido ingresa al cilindro desde abajo por el ducto de la izquierda, desplazando al pistón hacia la derecha, con lo cual se comprime un resorte fuerte. Cuando el embolo llega al extremo de su carrera, queda expuesto un segundo ducto que descarga el aire y actúa una válvula neumática que bloquea la llegada de más aire comprimido, con lo cual el pistón no encontrará resistencia neumática durante su carrera de regreso.

El pistón queda retenida en su posición de carga por un seguro

de aguja vertical (negro en el esquema) que entra en un hoyo lateral excavado en el eje del embolo cuando este llega al extremo de su carrera

A su vez, este seguro de aguja es forzado a entrar en el hoyo por un pequeno resorte, pero puede ser retirado (liberando asi al embolo) cuando es jalado hacia arriba mediante una guia flexible y larga de acero, unida a un electro-iman.

El electro-iman es activado mediante un TRIAC opto-acoplado, y utiliza directamente alimentacion de la linea urbana.

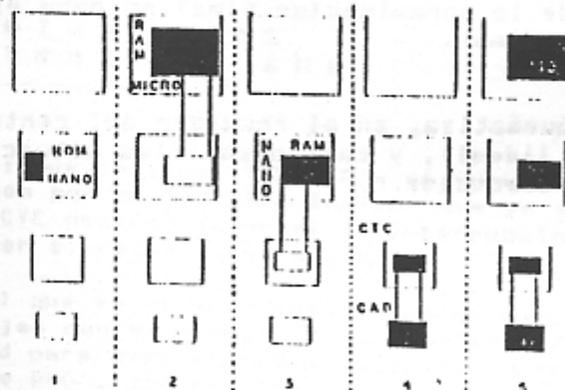
Cuando el piston es liberado, sale disparado hacia la izquierda, y al chocar su extremo contra el menton del paciente se deforma una pieza ahulada de su extremo, con lo que se cierra un contacto electrico cuya linea recorre el eje del piston para salir por el extremo posterior mas alejado del paciente. La senal de este contacto es utilizada como referencia de tiempo de estimulacion.

El tiempo de viaje del piston es de 10 (ms), y su velocidad media de 300 (cm/s) durante el recorrido de 3 (cm).

ESQUEMA GENERAL DE LA PROGRAMATICA DEL SISTEMA

Un requerimiento previo del diseno consistio en la flexibilidad para re-programacion, y para satisfacerlo se opto por utilizar un minimo de programas residentes en ROM a bordo de la Nano-computadora, y que por el contrario esta recibiese desde la MICRO la casi totalidad de su programatica.

Una vez que la NANO ha recibido sus programas, transmite al CTC los parametros del muestreo. De modo que existe una sucesion de comunicaciones previa al arranque de la operacion especifica. La figura 7 muestra dicha secuencia para el arranque, la cual permite operacion paralela e independiente a los tres niveles despues de arrancar.



Los niveles de operacion consisten en :

- 1 - Muestreo A / D
- 2 - Evaluacion del esfuerzo y retroalimentacion
- 3 - Correccion, almacenamiento y despliegue

Dentro de una sesion de registro existen periodos diferentes de operacion:

- 1 - Durante la realizacion de un esfuerzo, hasta que la evaluacion de este amerita el golpe, y 300 (ms) despues de este estimulo.
- 2 - Despues de la captura de un registro como el descrito, mientras es evaluado y se decide semi-automaticamente si se acumula con los registros previos.
- 3 - Al cabo de 30 repeticiones, cuando se efectua el proceso final y se genera el reporte del estudio.

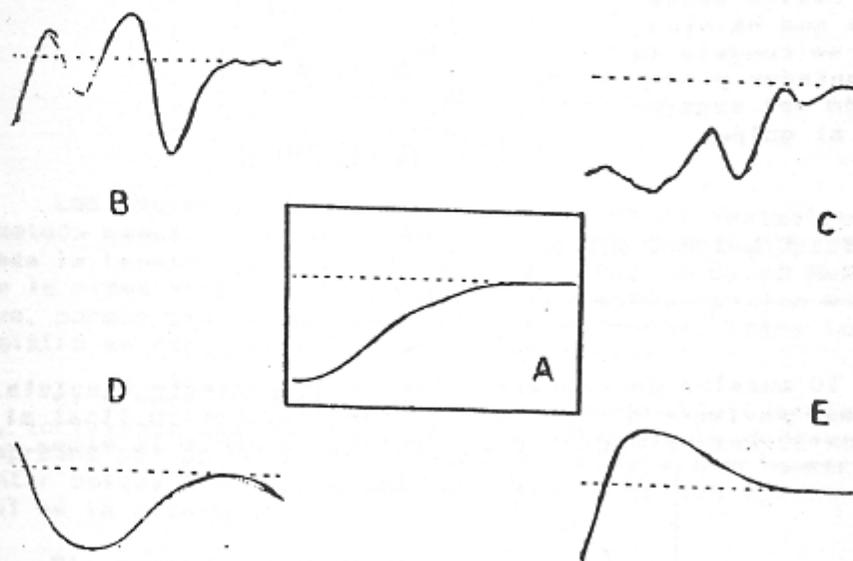
EVALUACION AUTOMATICA DEL ESFUERZO MUSCULAR

En trabajos previos hemos justificado el uso del EMG en lugar del registro de Fuerza para la bio-retroalimentacion (2) (8), y tambien las pautas por las que resulta imprescindible aplicar el golpe bajo condiciones comparables de esfuerzo muscular.

En base al analisis de mas de mil registros, efectuados de manera manual, hallamos que es conveniente establecer los siguientes CRITERIOS DE DECISION PARA ESTIMULAR:

- 1 - La Senal de EMG rectificadora, integrada y filtrada (SEMGRIF) debe permanecer en el nivel de referencia, de 40 % del maximo durante mas de 20 (ms) antes de ser aplicado el golpe.
- 2 - La SEMGRIF debe arribar a dicho nivel de referencia siguiendo una trayectoria ascendente (contraccion y no relajacion).
- 3 - La SEMGRIF no debe exhibir oscilaciones de amplitud mayor al 20 % del nivel de referencia, durante su fase de aproximacion hacia el mismo.
- 4 - La pendiente de la aproximacion final no debe exceder de 20 (% del maximo / ms).

La figura 8 esquematiza, en el recuadro del centro, una aproximacion suave en ascenso (ideal), y cuatro posibles situaciones en que se rechaza la aproximacion efectuada.



Para el calculo de la trayectoria el programa de la NANO debe tomar muestras de la SEMGRIF (canal 3 del modulo de adquisicion y acondicionamiento analogico) a intervalos variables segun la situacion. Pero por lo general bastante mas espaciadas entre si que las muestras del EMG que paralelamente se incorporan al archivo en la MICRO.

Si han transcurrido mas de 20 segundos desde el comienzo del esfuerzo sin que se haya podido aplicar el golpe (por no satisfacerse los criterios para esto), la NANO genera una senal para dar por finalizada la actual determinacion, que ha resultado fallida. Entonces tambien la MICRO interrumpe su programa, y da la senal para que el paciente descanse durante un intervalo controlado. Las muestras de EMG capturadas hasta ese momento son descartadas.

El despliegue para que el paciente regule su esfuerzo es efectuado en base a la SEMGRIF, enviando los valores de su trayectoria al despliegue.

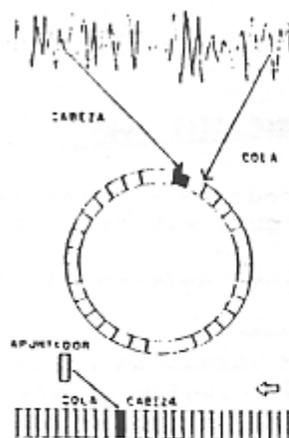
ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS DE EMG

Cada vez que la linea 'FC' (Fin de Conversion) exhibe un flanco de bajada generado por el CAD para indicar que ya esta listo el valor de una muestra, el CTC genera una senal de interrupcion que es captada por la MICRO para leer el registro de salida.

Al igual que en el programa evaluador que corre en la NANO, las muestras se manejan con el esquema de un "buffer circular" (ver figura 9) con capacidad para almacenar las muestras correspondientes a 450 (milisegundos) de EMG, 150 previos y 300 posteriores al golpe.

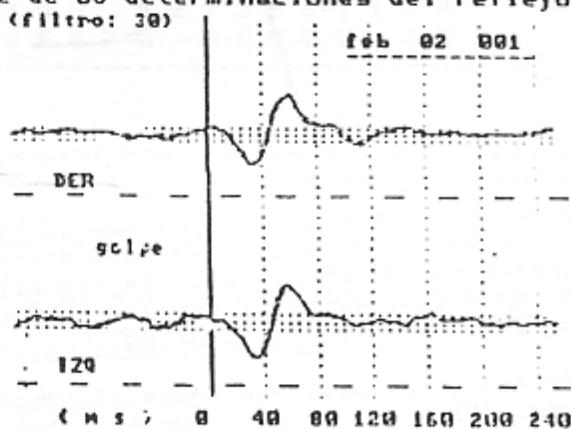
Mediante un apuntador a memoria se va actualizando la dirección adonde reside la cabeza del segmento (época) de EMG.

Cuando se recibe desde la NANO la señal de que ha sido aplicado el golpe, se congela la dirección en el apuntador y se retiene el contenido del segmento de EMG en torno al golpe.

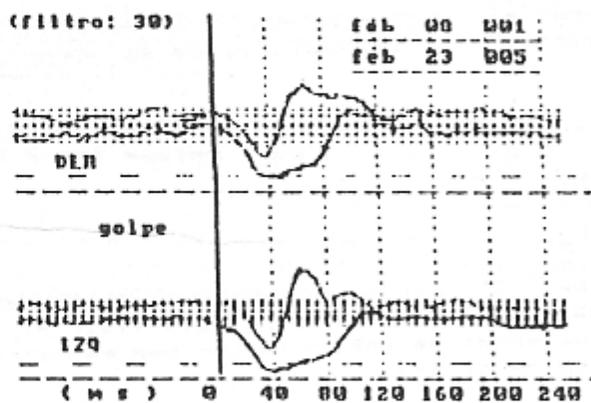


RESULTADOS CLINICOS PRELIMINARES

La figura 10 muestra un registro típico de paciente bruxista, que ha sido efectuado enviando a impresora el reporte gráfico final al cabo de una serie de 30 determinaciones del reflejo durante la misma sesión.



La figura 11 muestra la superposición de los registros obtenidos de una misma paciente joven que padecía importante bruxismo, que había repercutido en disfunción de la articulación craneo-mandibular, antes y dos semanas después de ser tratada mediante eliminación de interferencias y uso permanente de una férula oclusal.



D I S C U S I O N

Los registros obtenidos empleando el reflexímetro computarizado y el método manual original coinciden para un mismo paciente, una vez ajustada la tensión del resorte principal del percutor para que el golpe sea de la misma intensidad. Pero la operación resulta mucho más simple y breve, porque una vez colocados los electrodos, todos los ajustes para el registro se realizan de manera automática.

El tiempo resumido para este desarrollo tecnológico fue de 16 meses, incluyendo una demora de casi 2 meses en la entrega de los circuitos impresos por parte de la fábrica, gracias a que la metodología e instrumentación estaba bien definida e incluso se estaba aplicando en paralelo a nivel de la clínica.

El costo global del desarrollo fue de aproximadamente 32 mil dólares USA, incluyendo sueldos e impuestos, pero solamente una fracción (menos del 40 %) del tiempo de los académicos pudo ser dedicada al mismo, y se adquirieron 2 micro-computadoras tipo 'AT'. De modo que la inversión neta para el desarrollo fue sustancialmente menor.

Además, se construyeron 4 réplicas del Sistema, cada una de estas con su juego completo de tarjetas, incluyendo Nano-computadoras.

Pero debe tenerse presente que, solamente en el desarrollo de la comunicación entre computadoras y de un programa editor para lenguaje de ensamblador fue preciso dedicar más de 120 horas efectivas de trabajo de un programador experimentado; lo cual hubiese tenido un costo aproximado a los 3 y medio millones de pesos, a precio de mercado.

Una característica fundamental de este desarrollo ha sido que en paralelo con el diseño del equipo físico se estuvo aplicando el método en forma COTIDIANA en la propia clínica, utilizando la versión preliminar del Sistema.

Esto marcaría una diferencia sustancial con muchos otros desarrollos en Ingeniería Biomedica, donde, o bien se parte de un método ya bien establecido para instrumentarlo, o bien se desarrolla un instrumento todavía carente de un ámbito clínico donde explotarlo.

Otro aspecto sustancial ha sido el que se han construido de una vez CUATRO REPLICAS del equipo físico en su versión definitiva utilizando técnica constructiva con vistas a su producción comercial.

La disponibilidad de 4 réplicas permite utilizar el Sistema en dos consultorios, dejar uno como emergente para que una eventual falla no interrumpa la explotación, y retener un cuarto equipo para perfeccionamiento y soporte.

También se ha llevado una cuidadosa RELACION DE MATERIALES, COSTOS DE FABRICACION Y RETRIBUCIONES PERSONALES, a lo cual contribuyó en buena medida el control presupuestal exigido por el CONACYT y la UNAM

sobre los fondos asignados al Proyecto, en base a los reportes de avance y financieros.

Un aspecto desfavorable a tener en cuenta consiste en que la prioridad otorgada al desarrollo tecnologico en el Proyecto relego y pos tergo la publicacion de articulos sobre la metodologia y resultados clinicos especificos. En este caso concreto, cabe anotar que un aspecto colateral: el reflejo de parpadeo, dio lugar a publicacion en la bibliografia extranjera (10) antes que el propio tema central del Proyecto.

Paradójicamente los criterios vigentes para la evaluacion de las tareas academicas privilegian a ese tipo de logros colaterales por sobre la actividad central, y esto posria llegar a poner en riesgo la posibilidad de realizar desarrollo en Tecnologia.

En el presente diseno se han incorporado en realidad una cantidad de desarrollos previos y publicados en esta misma Revista de la SOMIB, lo cual aporta evidencia de su utilidad permanente, y marca una fuerte diferencia con otros desarrollos, que no han tenido en cuenta los antecedentes que existian en la misma fuente.

Se ha evitado intencionalmente la tentacion de incorporar innovaciones tecnologicas de frontera pero ya disponibles, prefiriendose aprovechar a fondo una tecnologia nacional ya disponible y bien asentada a nivel de circuitos impresos, lo cual permitio materializar otro objetivo importante que ha consistido en ala contratacion de profesionistas especializados para desarrollar bajo contrato por obra terminada tareas bien definidas de diseno y montaje.

La factibilidad de obtener alguna patente y de proceder a la comercializacion de sus derechos por parte de la UNAM y el CONACYT esta siendo sometida al analisis, aunque ya se cuenta con dos empresas que han expresado su interes en los mismos.

R E F E R E N C I A S

- 1 AMERICAN ACADEMY OF CRANIOMANDIBULAR DISORDERS "Guidelines for Evaluation, Diagnosis and Management".ed.Quintessence (Chicago), 1990 .
- 2 ANGELES MEDINA F. Analisis electromiografico de los musculos mase-teros para mejorar la reproducibilidad del periodo silente con fines de diagnostico clinico. Rev.Fac.Odontol. (Mex) 2 : 4 ; 1987 .
- 3 ANGELES F., GARCIA-MOREIRA C., ALATORRE E., LLANOS R.,GARCIA-RUIZ J. y BONILLA M. Click and tap-evoked complete masseteric EMG responses. J.Dental Res.68 : 226 ; 1989.

- 4 BESSETTE R., BISHOP B. y MOHL N. Duration of Masseteric Silent Period in patients with TMJ syndrome. *J. Appl. Physiol.* 30:864; 1971
 - 5 BONILLA M., ANGELES F., GUEMBERENA L., GARCIA C., ALATORRE E., GARCIA J., GONZALEZ C. y LLANOS R. Inducción auditiva de periodo silente en la electromiografía del masetero. *Rev.Mex.Ingen. Biomed.* 8: 303 ; 1987 .
 - 6 CARDIEL E. y CARBAJAL C. Preamplificador para Electroencefalografía *Rev.Mex.Ing.Biomed.* 6: T 94 ; 1985.
 - 7 GARCIA MOREIRA C., ANGELES MEDINA F., GARCIA RUIZ J., NUNO LICONA A. LLANOS RIVAS R. Primeros resultados clinicos de reflexometría masticatoria. *Rev.Mex.Ingen.Biomedica* 10 : 35 ; 1989.
 - 8 GARCIA MOREIRA C., GARCIA RUIZ J., ANGELES MEDINA F., LLANOS RIVAS R., BONILLA MARIN M., ALATORRE MIGUEL E. y ORTIZ CERECEDO B. Normalización del estudio de micro-reflejos en electromiografía masticatoria. *Rev. Mex. Ingen.Biomedica* 9 : 113 ; 1988.
 - 9 GOMEZ DIAZ S., AZPIROZ LEEHAN J., MEDINA BANUELOS V., PENSADO ROBLES A. y SANCHEZ NAVARRETE E. Sistema de adquisición de senales biomedicas.
 - 10 NUNO LICONA A., CAVAZOS E., ANGELES MEDINA F. y GARCIA MOREIRA C. Effect of occlusal splint therapy on blink reflex time in TMJ dysfunction patients. *Am.J.Dent.* 3 : 161 ; 1990.
 - 11 RODRIGUEZ ESPINOZA M., RODRIGUEZ ROSSINI y ROJAS VILLANUEVA M. Prototipo de una microcomputadora basica de desarrollo (MIC-DZ). *Rev.Mex.Ing.Biomed.* 7 : 147 ; 1986.
 - 12 ROJAS VILLANUEVA M., RODRIGUEZ ROSSINI G., RODRIGUEZ ESPINOSA M., MONDRAGON SOLIS J., SUAREZ CORTES M. y GARCIA MOREIRA C. Electrocardiografo multicanal computarizado. *Rev.Mex. Ing.Biomed.* 5 : 101 ; 1984.
 - 13 SANCHEZ NAVARRETE E., PENSADO ROBLES A., AZPIROZ LEEHAN J. Amplificador para potenciales evocados auditivos (controlado por computadora). *Rev.Mex.Ing.Biomed.* 8 : 39 ; 1987.
 - 14 TURKER K. A method for standardization of silent period measurement in human masseter muscle. *J.Oral Rehabil.* 15: 91; 1988.
 - 15 ZARZOSA A., GONZALEZ C. y MONDRAGON J. Filtro adaptativo para la eliminación de la interferencia de la línea en registros fisiológicos. *Rev.Mex.Ing.Biomed.* 10: 167 ; 1989.
-

