

Sesión de instrumentación médico-biológica

Presidente: Ing. Guillermo González R.
Industrial Biomédica, S.A.

11

Desarrollo de un electrocardiógrafo con base en la infraestructura tecnológica nacional

Guillermo González Ruíz y Karl Heinz Günther. Industrial Biomédica, S.A. Miguel Lindig. Coordinador de la maestría en Informática, UPIICSA-IPN.

El desarrollo de tecnología en México, particularmente en el campo de los equipos médicos, ha seguido tradicionalmente el camino de la emulación de aparatos de origen extranjero. Este proceso se enfrenta a dificultades derivadas de las diferencias en infraestructura tecnológica entre el país de origen de la tecnología y el nuestro, con la consecuente disminución en calidad, confiabilidad y durabilidad del producto.

Este trabajo describe la experiencia obtenida en el desarrollo de un electrocardiógrafo portátil que se pretende adecuar a la realidad nacional, con base en los siguientes objetivos de diseño y fabricación:

1) Operación confiable en condiciones de trabajo adversas (fluctuaciones de voltaje de alimentación o ausencia de éste, altas temperaturas y humedades ambientes etcétera).

2) Acabados que garantizan durabilidad bajo condiciones objetivas de trabajo (acción de solventes químicos comunes en hospitales, alta salinidad de la humedad ambiente, etcétera).

3) Cambios de concepto en aquellos aspectos del equipo que, tradicionalmente, han sido fuente de fallas en este tipo de aparatos, y

4) Procesos de manufactura que conduzcan a un aprovechamiento pleno de la infraestructura tecnológica existente en el país, y no a la duplicación de procesos seguidos en el extranjero.

No se pretendió con este desarrollo generar un equipo de tecnología 100% mexicana. Creemos que un mejor aprovechamiento de los recursos tecnológicos disponibles constituyen una alternativa interesante para reducir la dependencia tecnológica.

12

Problemas administrativos y de control de una pequeña industria de ingeniería biomédica desde su inicio. Una solución: un despacho de contadores públicos

César Hugo Escobedo, Sección de Graduados, UPIICSA-IPN.

Desde el nacimiento, una pequeña industria trae consigo una serie de obligaciones a las que la sociedad constituida para tal efecto tiene que hacer frente. Debido a que los objetivos de estas pequeñas industrias son los de desarrollar el aspecto tecnológico y de producción, los aspectos administrativos, contables, fiscales y de control interno reciben una atención secundaria.

Cuando el momento de la fase de producción y de ventas llega (una vez que la de diseño y prueba ha pasado), el aspecto administrativo se ha vuelto un problema, pues empiezan a surgir interrogantes como éstas: ¿cuánto se ha gastado y en qué?, ¿dónde están los comprobantes?, ¿cuánto cuesta el producto?, ¿cuánto valen nuestros ac-

tivos?, ¿cuánto hay en bancos?, ¿quién tiene la chequera?, etcétera.

Entonces, se vuelve una solución muy común el que una persona improvisada (algún ingeniero o técnico en producción) empiece "a llevar las cuentas" o a pensar en contratar un contador de planta para la empresa. Sin embargo, por lo regular la experiencia demuestra que en la primera alternativa hay poca posibilidad de éxito y en la segunda no alcanza el dinero o el trabajo está tan atrasado que pasará seguramente bastante tiempo para estar al corriente.

Entonces ¿qué hacer?

Mediante esta ponencia, se trata de proponer el que se contraten los servicios profesionales de un despacho pequeño de contadores públicos, el cual por su constitución tiene profesionales especializados en las áreas administrativas, fiscales, contables y de procesamiento electrónico de datos. De esta forma se puede contar con los servicios necesarios, desde la planeación y arranque, desarrollando las labores correspondientes, hasta que la fase en que la producción y las ventas permitan tener su propia estructura administrativa; esta última, puede ser también creada y asesorada por el mismo despacho. Todo esto, mediante iguales de acuerdo con la envergadura de la empresa en cuestión.

13

Amplificador de las señales electrocardiográficas

Fernando Sánchez Torres, Depto. de Ingeniería UAM-Iztapalapa.

Se presenta un aparato desarrollado en la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa que tiene como finalidad el poder detectar y amplificar las señales eléctricas generadas por el corazón.

El aparato fue diseñado aprovechando la infraestructura tecnológica existente en México, de tal manera que los componentes utilizados son de fácil adquisición. El aparato es económico, portátil y cumple (en lo concerniente) con las recomendaciones de la American Heart Association.

Se pretende acoplarlo a cualquiera de los dos sistemas de registro más comunes: el registrador de papel y el tubo de rayos catódicos.

14

Funcionamiento y construcción de un cardiorespirógrafo

Angel González Alarcón, Depto. de Ingeniería, UAM-Iztapalapa, CONACYT.

Dos parámetros que proporcionan información vital sobre el estado de salud de un paciente —por ejemplo durante una intervención quirúrgica y en general durante muy distintos tipos de exámenes fisiológicos— son la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria. Tradicionalmente se han detectado estas dos variables en forma independiente y con aparatos distintos. La medición de la frecuencia cardíaca se lleva a cabo en general a través del registro del pulso periférico, o bien con la ayuda del electrocardiograma (ECG) mediante la detección de la onda R. La frecuencia respiratoria se registra muy a menudo por medio de mediciones espirométricas y pletismográficas. También se aplican el análisis continuo de los gases del aire respirado, los métodos termoeléctricos y los electromecánicos.

La medición de las frecuencias cardíaca y respiratoria con cualquier combinación de los métodos citados anteriormente requiere de dos aparatos distintos que no siempre son de fácil manejo y, en el caso de la frecuencia respiratoria, normalmente de la utilización de una mascarilla o de una pinza nasal que incomodan al paciente; éstos, cuando se trata de recién nacidos, complica considerablemente la medición.

Con el objeto de reducir a un mínimo las complicaciones anteriormente mencionadas, y sin mermar con ello la precisión de las mediciones, se diseñó y construyó un cardiorrespirógrafo. En este aparato se detecta la frecuencia cardíaca con la ayuda del ECG y la frecuencia respiratoria a través de las variaciones de la impedancia del tórax, como consecuencia de la respiración. Para ambas mediciones el equipo utiliza sólo tres electrodos, dos de los cuales se colocan en el tórax y el tercero en la pierna derecha.

Dedicando especial cuidado a la facilidad de manejo del aparato, se eliminó el control de sensibilidad del cardiógrafo y se redujeron a un mínimo los ajustes externos del respirógrafo. Para el caso del cardiógrafo fue necesario diseñar un dispositivo automático que regulara la sensibilidad

del equipo de acuerdo con la amplitud de la onda R del electrocardiograma que se detectara. Con el dispositivo diseñado se logró una regulación automática bajo la restricción de que la amplitud de la onda R detectada en el tórax se encuentre entre 0.1-10 mV; es decir, en un rango de 2 décadas de amplitud.

Para facilitar la utilización del equipo en pruebas con animales de laboratorio, es posible detectar frecuencias cardiacas de 30-400 pulsaciones por minuto. En el caso del respirógrafo, las variaciones de la impedancia del tórax se registran con la ayuda de una señal senoidal de 80 kHz, teniendo un flujo de corriente máximo menor a 50 μ A.

En pruebas realizadas con varias personas adultas, bebés y animales de laboratorio, se observó un funcionamiento aceptable.

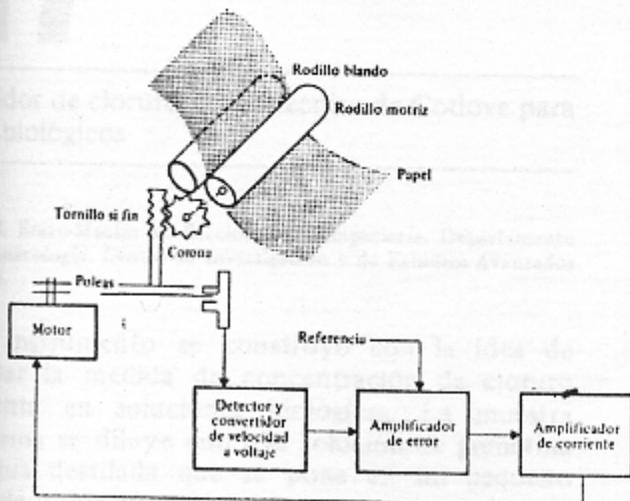
La medición de las frecuencias cardiaca y respiratoria se realizó con la ayuda de contadores digitales, y tanto el ECG como la curva de la respiración se observaron con un osciloscopio de 2 canales.

15

Dispositivo para transporte de papel en un electrocardiógrafo

Eduardo Salmán Alvarez. Sección de Bioelectrónica, Depto. de Farmacología, CIEA-IPN.

Este dispositivo trabaja con fuentes de alimentación variadas (60 Hz de la red de distribución,



o bien baterías). Se ha escogido un motor de corriente directa para realizar el trabajo de arrastrar el papel. A este motor se le ha reducido su velocidad por medio de dos poleas y una banda: una polea está acoplada al motor y la otra a un tornillo sin fin que a su vez actúa sobre una corona montada en el eje del rodillo motriz sólido sobre el cual hace presión un segundo rodillo blando. Entre estos dos rodillos se efectúa el arrastre del papel.

El motor está provisto de un control automático de velocidad que, en combinación con el mecanismo antes descrito, permite efectuar el arrastre del papel a una velocidad constante (25 mm/seg ó 50 mm/seg).

El circuito de control automático de velocidad consta de las siguientes partes. 1) Detector y convertidor de velocidad a voltaje. 2) Amplificador de error. 3) Amplificador de corriente.

16

Termómetro electrónico digital para uso clínico

Enrique Hernández Matos, Depto. de Ingeniería, UAM-Iztapalapa.

La medición de la temperatura corporal es uno de los métodos más comunes para obtener información sobre el estado fisiológico general de un paciente. Además de esta necesidad, existen en la práctica médica muchos más campos en los cuales se requiere de una medición precisa y exacta de la temperatura.

Puesto que esta medición implica una interacción con el paciente, conviene señalar las características deseables de operación de tal tipo de instrumentos.

La higiene y la seguridad son quizás las más importantes, puesto que el peligro de contagio infeccioso y autocontagio debiera ser en todos los casos mínimo. Asimismo, todas las partes que estén en contacto directo con el paciente deberán garantizar una no invasividad tanto mecánica como química.

La duración del ciclo de lectura no es muy crítica si se mide en forma individual; sin embargo, cuando se trata de lecturas de rutina a varias

decenas de pacientes, la rapidez de lectura se convierte en un factor primordial.

El factor económico suele ser considerado por autoridades hospitalarias como el más significativo. Las diferencias de costo por lectura son apreciables de un tipo a otro.

Actualmente se ofrecen varios métodos alternativos para la medición de la temperatura. Desde el termómetro de capilar de uso común, pasando por los diferentes tipos de termómetros electrónicos, hasta los más novedosos termómetros químicos.

En la exposición se analizan comparativamente las ventajas y desventajas de cada uno de ellos.

El diseño propuesto por el autor corresponde a un termómetro electrónico digital con base en una punta sensora consistente en un arreglo lineal de termistores (semiconductores sensibles a la temperatura).

En el trabajo se hace énfasis en los puntos críticos del diseño electrónico, tales como: la linealización de la curva característica resistencia contra temperatura y el procedimiento de calibración.

Se exponen además algunos aspectos interesantes del diseño mecánico del aparato, así como algunas dificultades tecnológicas encontradas durante su producción en serie.

Por último, se analizan otros posibles campos de aplicación y algunas modificaciones futuras de diseño.

17

Medidor de cloruro por la técnica de Cotlove para usos biológicos

José H. Erazo-Macías M. Sección de Bioingeniería. Departamento de Farmacología. Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN.

Este instrumento se construyó con la idea de facilitar la medida de concentración de cloruro existente en soluciones biológicas. La muestra problema se diluye con una solución de grenetina en agua destilada que se pone en un pequeño vaso de titulación. Ahí se somete a la acción de un agitador y de dos pares de electrodos de plata (pureza de 99%). El primer par de electrodos

tiene por objeto seguir la técnica de Cotlove: agregar iones de plata a la solución a velocidad constante, mediante el paso de una corriente eléctrica fija. El segundo par de electrodos sometidos a una pequeña diferencia de potencial eléctrico permite notar los cambios de conductividad eléctrica de la solución. Al iniciar el ciclo de medida se pone en marcha un reloj digital, y se establece la corriente de inyección de iones de plata, mismos que al reaccionar con el cloruro de la muestra forman cloruro de plata insoluble; este último precipita en cuanto han desaparecido por esta reacción todos los iones cloruro presentes. El consiguiente aumento de concentración de iones de plata se refleja por una elevación considerable de la conductividad de la solución. Este cambio se aprovecha para activar un circuito que detiene la marcha del reloj. Puesto que la liberación de iones de plata se hace a velocidad constante, el tiempo necesario para fijar el total de iones cloruro de la muestra guarda una relación directa con su concentración en la solución.

El resultado de la medida en forma digital es expresado directamente en unidades de concentración. El alcance de la escala, que va de 0 a 199.9 miliequivalentes de ion cloruro por litro, es adecuado para la mayoría de las medidas en líquidos biológicos.

18

Sistema de medición y control de oxígeno disuelto para fermentaciones aeróbicas

M. Alvarez I. y A. Macías L. Centro de Instrumentos, UNAM.

El conocimiento y el control de la cantidad de oxígeno disuelto es esencial en los procesos de fermentación aeróbica, ya que esto determina su metabolismo en unos casos y la vida de los microorganismos en otros.

Para resolver este problema se diseñó y construyó el presente sistema, que consta de las siguientes partes: a) un electrodo, b) un medidor, y c) un controlador de oxígeno disuelto.

Además, para disolver oxígeno se optó por utilizar agitación, ya que es el medio más eficiente¹. Para esto fue necesario diseñar y construir un

sistema de agitación variable de 0 a 1700 R.P.M. compatible con la salida del controlador.

Las características principales de estos componentes son:

Electrodos

Plomo-plata, con electrolito de ácido acético y acetato de sodio² en vidrio y recubierto de acero inoxidable. Con membrana de teflón de 1 milésima intercambiable y tiempo de respuesta de 45 seg a 30°C.

Medidor

Ajuste de 0 y 100%. Voltaje de "offset" de 0.4 mV. Bajo corrimiento en el tiempo.

Controlador

Control proporcional con compensación analógica del tiempo de respuesta del electrodo. Incertidumbre en el control $\pm 2\%$ para un cultivo de levadura y sobretiro reducido.

Sistema de agitación

Motor de C.D. de imán permanente de 1/4 HP. Velocidad de agitación de 0 a 1700 RPM $\pm 2\%$. Control de velocidad en gaza cerrada sin utilizar tacómetro.

1. Rhodes, A. y D.F. Fletcher. *Principios de microbiología industrial*, Acribia, Zaragoza, 1979.

2. Johnson, M.J. et al. "Steam Sterilizable Probes for Dissolved Oxygen Measurement." *Biotechnol. Bioeng.*, 6, 457-468 (1964).

torio son particularmente sensibles al paso de corriente a través de ellas. Por esta razón, hubo necesidad de implementar un sistema que aunque aplica a la membrana pulsos de corriente breves (5 mseg o menos, dependiendo de la constante de tiempo de los electrodos) permite el registro de la evolución del experimento con un graficador lento.

En el presente trabajo describimos el arreglo experimental que empleamos para medir la resistencia de las membranas en distintas condiciones. Básicamente, el arreglo consiste en un generador de pulsos que a través de electrodos reversibles de plata-cloruro de plata-agar KCL se aplican a una membrana de 2 mm de diámetro; la membrana juega el papel de impedancia de entrada a un amplificador inversor que tiene una batería de resistencias de retroalimentación. La salida del amplificador, proporcional a la conductancia de la membrana, se alimenta a un circuito muestreador-retenedor de donde la señal sale al graficador. Existe también un circuito lógico que controla la ganancia del amplificador a través de la selección de la resistencia de retroalimentación de manera que la salida del amplificador no exceda ciertos valores.

19

Arreglo experimental para el estudio de la resistencia de membranas artificiales

Rosalía Ridaura Sanz, Matilde Moreno Bello y César González Beltrán. Laboratorio de Biofísica, Facultad de Ciencias, UNAM.

Generalmente, la resistencia eléctrica de membranas se mide aplicando pulsos de corriente y registrando el potencial que aparece a través de la membrana. Los pulsos aplicados suelen ser de uno o más segundos, para dar oportunidad de que se establezca la plumilla del registrador lento que normalmente se emplea. En muchas preparaciones experimentales el dispositivo descrito anteriormente da resultados satisfactorios, pero también hay preparaciones que se deterioran rápidamente por el paso de la corriente eléctrica.

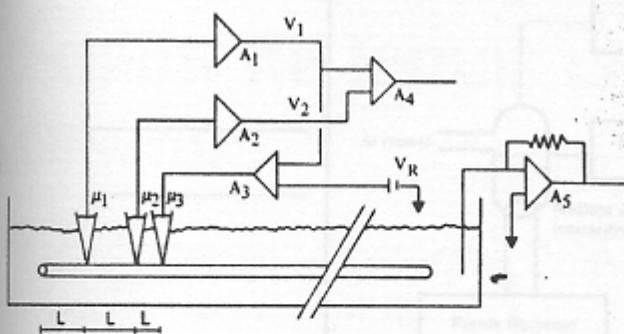
Las membranas de colesterol oxidado tratadas con nistatina que se investigan en este Labora-

20

Fijador de voltaje para el estudio de las propiedades eléctricas de fibras musculares y nerviosas utilizando el método de fijación con tres microelectrodos

David Elías Viñas. Sección de Bioelectrónica, Departamento de Farmacología, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN.

En el presente trabajo se describe y analiza el equipo electrónico diseñado y construido en el CIEA-IPN. Fue empleado por los investigadores Jorge A. Sánchez y E. Stefani, de los departamentos de Fisiología y Biofísica del mismo centro, en el estudio del comportamiento eléctrico del músculo esquelético de la rana.¹ Se emplea en este caso la técnica llamada de "fijación de voltaje con tres microelectrodos", desarrollada por Adrian, Chandler y Hodgkin 1970.² Esta técnica



(ver figura) permite calcular la densidad media de corriente a través de la membrana en función de la diferencia de potencial que existe entre el microelectrodo intracelular μ_1 (colocado a una distancia l del extremo de la fibra) y el microelectrodo intracelular μ_2 (situado en una distancia $2l$ de dicho extremo). Mientras, a través del microelectrodo intracelular μ_3 (situado a $2l + l'$ del extremo de la fibra) se inyecta la corriente necesaria para obligar a la membrana a mantener el voltaje deseado a nivel de μ_1 o μ_2 . Para ello se usa la malla de retroalimentación constituida por el amplificador A_3 , controlado por el voltaje de referencia VR .

Los autores del método² demostraron que la densidad de corriente a través de la membrana celular en el extremo de una fibra es aproximadamente:

$$I_m = a (V_2 - V_1) / 3 R_i$$

En donde:

I_m = Densidad de corriente a través de la membrana, en mA/cm^2 .

a = radio de la fibra, en cm .

V_2 = Voltaje medido en el microelectrodo μ_2 , en mV .

V_1 = Voltaje medido en el microelectrodo μ_1 , en mV .

R_i = Resistencia específica del mioplasma, en $\Omega \cdot \text{cm}^3$.

Los microelectrodos μ_1 y μ_2 , con resistencia interna de 4 a 20 $\text{M}\Omega$ hacen necesario el empleo de los amplificadores A_1 y A_2 , con factor de amplificación igual a uno y alta impedancia de entrada.

El amplificador de retroalimentación A_3 debe ser capaz de entregar corrientes de hasta $10\mu\text{A}$ a través del microelectrodo μ_3 , cuya resistencia interna es de $10\text{M}\Omega$ aproximadamente.

El amplificador diferencial con salida única A_4 , con factor de amplificación de uno, delata la diferencia $V_1 - V_2$.

El líquido en que está contenida la fibra queda

referido al neutro de la fuente de alimentación y a tierra a través del sistema de baja impedancia para medición de intensidad de corriente constituido por el amplificador A_5 .

¹ Sánchez, J.A. y Stefani, E. (1978). "Inward calcium current in twitch muscle fibres of the frog." *J. Physiol.*, 283, 197-209.

² Adrián, R.H., Chandler, W.K. y Hodgkin, A.L. (1970a). "Voltage clamp experiments in striated muscle fibres." *J. Physiol.*, 208, 607-644.

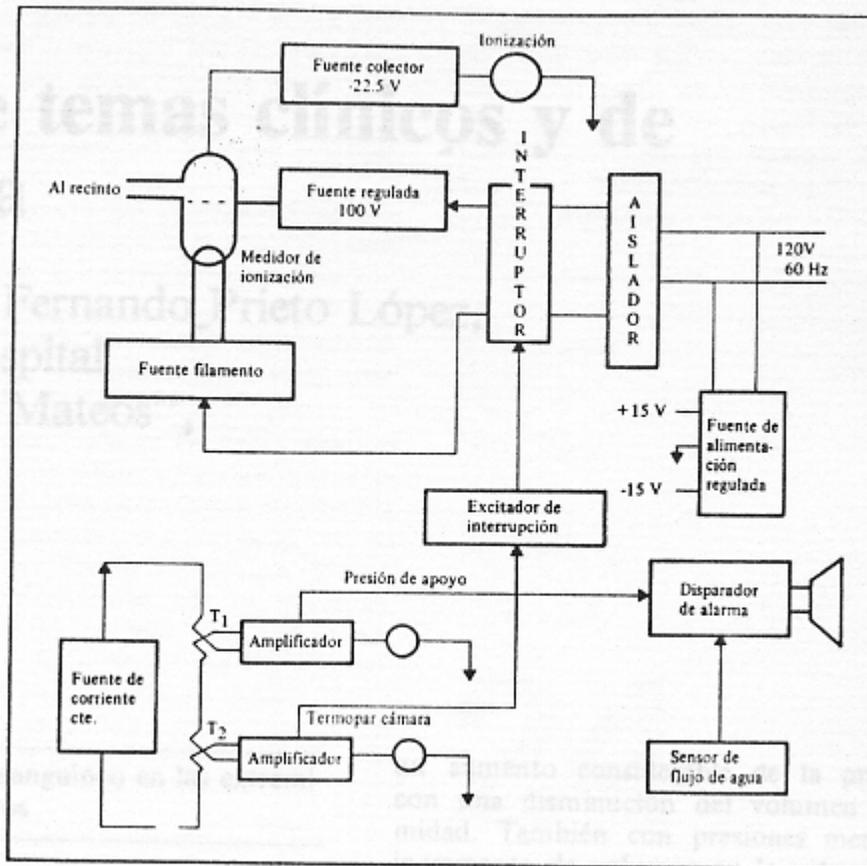
21

Sistema para medida de vacío

Ernesto Suaste Gómez. Depto. de Farmacología, Sección Bioelectrónica. Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN.

El manómetro electrónico para vacío se desarrolló frente a la necesidad de contar en nuestro laboratorio con un sistema evaporador al alto vacío para metales como el aluminio, la plata, el nichrome y otros. Una vez terminado el sistema completo, nos fue posible utilizarlo en la elaboración de un transductor para medidas de presión sanguínea y en la metalización que sirve para la interconexión de dispositivos semiconductores. El sistema completo consta principalmente de tres partes fundamentales: a) la generadora de vacío, que incluye a la bomba rotatoria de aceite para vacíos moderados del orden de 10^{-2} mmHg y la bomba de difusión de aceite para altos vacíos con rango hasta 10^{-7} mmHg ; b) el sistema evaporador y el de limpieza iónica, y c) el objeto de este trabajo: el sistema de medida electrónica con los dispositivos de seguridad.

El diagrama esquemático que se anexa ilustra los dispositivos que forman el sistema propuesto. Se puede resumir en tres estaciones de medida compuestas por los transductores tipo termopar T1 y T2 asociados con su fuente de corriente constante, y los amplificadores diferenciales de las señales proporcionales al vacío correspondiente. T1 está en el interior de la bomba de difusión con el fin de verificar su presión de apoyo y evitar así la operación prematura de dicha bomba. En el recinto a evacuar se encuentra T2, termopar cámara; éste detecta los vacíos moderados y por medio de su amplificador entrega una orden de excitación que permite al medidor de



alto vacío entrar en operación una vez que se ha alcanzado un vacío moderado y evitar con esto el daño en el sensor de tipo ionización. La forma en

que actúa la señal de excitación es activando y desactivando las fuentes de alimentación que polarizan al sensor.

PREMIO AL MEJOR TRABAJO PRESENTADO

III Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica

México, D.F., del 25 al 29 de noviembre de 1980.

Bases:

La Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica ofrece un premio de \$ 10 000.00 (Diez mil pesos, Moneda Nacional) en efectivo al mejor trabajo, según fallo inapelable del Jurado Calificador designado por la Sociedad.

Serán elegibles para el premio aquellos trabajos inéditos, originales y aceptados para su presentación en el Congreso, cuya versión completa sea entregada antes del 14 de noviembre de 1980 y cuyo autor haya residido en el país durante el año comprendido entre el 4 de septiembre de 1979 y al 4 de septiembre de 1980, y haya cubierto su cuota de inscripción al Congreso.