

Actividades del Congreso

MIERCOLES

17:00 a 17:45 CONFERENCIA MAGISTRAL 1
"ASPECTOS HUMANISTICOS DE LA
INSTRUMENTACION BIOMEDICA"

SESION 18:05 DR. CARLOS ALCOGER CUARON
PROFESOR E INVESTIGADOR
DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA,
FACULTAD DE MEDICINA. U.N.A.M.

PRESIDENTE Ing. Dipl. Enrique Hernández Matos
Coordinador de la Licenciatura en
Ingeniería Biomédica.
U.A.M. - Iztapalapa

TRABAJOS LIBRES SALON "A"

18:05 COMPORTAMIENTO DE VALVULAS DE CO-
RAZON Y ARTERIAS PROTETICAS.
Lozada, J.P. y A.B. Thornton-Trump. Univer-
sidad de las Américas, Cholula.

18:25 ESTUDIO DE VOLUMENES Y CINETICA VEN-
TRICULAR MEDIANTE COMPUTADORA:
CORRELACION CON DATOS HEMODINAMI-
COS Y ANATOMICOS:
Gil, M. y F. Grande. Unidad de Informática y
Departamento de Cirugía. Instituto Nacional de
Cardiología.

19:00 BAÑO DE TEMPERATURA CONTROLADA.
Gómez Ruiz, J.A. Centro de Instrumentos.
U.N.A.M.

19:20 CONTROLADOR Y MEDIDOR DE TEMPERA-
TURA.

19:40 ALVAREZ I., M. Centro de Instrumentos. U.N.A.M.
DESARROLLO Y EXPERIENCIA EN LA UTILI-
ZACION DE UN EQUIPO ECONOMICO PARA LA
ENSEÑANZA DE LA ELECTROFISIOLOGIA.
Ridaura, R., García Moreira, C. y Sans Moreno
Bello, M. Laboratorio de Biofísica. Facultad de
Ciencias. U.N.A.M.

COMPORTAMIENTO DE VALVULAS DE CORAZON Y ARTERIAS PROTETICAS

Lozada, J.P. y A.B. Thornton-Trump. Universidad de las
Américas, Cholula.

Las prótesis arteriales comerciales disponibles en la ac-
tualidad, cuando son implantadas en el sistema cardio-
vascular producen reflexión de ondas de presión debido a
que tienen una extensibilidad muy reducida en compa-
ración con la arteria natural. El resultado de esas ondas
reflejadas puede ser ondas de presión no fisiológicas que
pudieran dañar al organismo receptor. Turbulencia y altos
esfuerzos cortantes en el flujo sanguíneo inducen trom-
bosis y hemólisis. Válvulas artificiales para el corazón que
no sean propiamente diseñadas desde el punto de vista
hidrodinámico pueden producir turbulencia y conside-
rables esfuerzos cortantes, lo cual se refleja en grandes
pérdidas de energía del flujo sanguíneo al pasar a través
de las válvulas.

Se desarrolló un modelo mecánico que simula la cir-
culación humana en el ventrículo izquierdo y la aorta as-
cendente, con el objeto de reproducir y medir el fenó-
meno de las ondas reflejadas y para evaluar un posible
medio de reducir la magnitud de estas ondas reflejadas.
Este medio consistió en colocar una inserción de sección
elíptica en la arteria en lugar de la inserción convencional
redonda. Este modelo mecánico también se utilizó para
evaluar las pérdidas de energía en válvulas artificiales de
corazón cuando el flujo fisiológico era producido.

El comportamiento del modelo de corazón-válvula-
arteria fue satisfactorio en eficiencia, durabilidad, control
de frecuencia, generación de flujo, comportamiento de
las válvulas y en lectura y acumulación de datos. Algo de
indeseables ondas de presión reflejadas siempre estuvieron
presentes y algunos parámetros viscoelásticos de la ar-
teria simulada fueron desconocidos. Como estos factores
eran constantes, los resultados se consideran válidos por
ser comparativos.

Las inserciones inextensibles en el tubo elástico pro-
dujeron ondas de presión reflejadas y de esta manera
modificaban la onda natural de presión, produciendo
picos más altos. Los picos de presión producidos por la
inserción elíptica no fueron tan altos como con la inser-
ción redonda. Los factores de reflexión debidos a las in-
serciones redondas fueron medidos y el resultado estuvo
en desacuerdo con las predicciones basadas en la teoría
disponible.

Se encontró que la eficiencia hidrodinámica de la vál-
vula artificial Bjork-Shiley es mejor que la Starr-Edwards.
El uso de técnicas de Análisis de Fourier fue de utilidad
para analizar ondas de presión.

Experimentar con este modelo fue una guía a bajo cos-
to para determinar qué variables deben de ser controladas
y registradas. Los resultados muestran que la experimen-
tación con animales es el paso siguiente que vale la pena
llevar a cabo.

THE PERFORMANCE OF PROSTHETIC HEART AND ARTERIAL IMPLANTS.

ABSTRACT

The commercially available arterial prostheses when
implanted in the cardiovascular system produce reflected
pulse pressure waves as a result of their inextensibility
relative to the artery material. The result of these reflec-

tions could be higher non-physiological pressure waves that could damage the host organism. Turbulence and high shear stress in the blood flow induce thrombosis and hemolysis. Prosthetic heart valves that are not properly hydrodynamically designed can produce turbulence and high shear stress which is reflected as high energy losses in the blood flow when passing through the valves.

A mechanical model that simulates the human circulation in the left ventricle and ascending aorta was developed in order to reproduce and measure the reflected wave phenomenon and to evaluate a possible means of reduction of the reflected wave. One such means consisted of placing an elliptical insertion in the artery instead of the inextensible round insertion. The mechanical model was also used for evaluating the energy losses in prosthetic heart valves when physiological flow is induced.

The performance of the simulated heart-valve-artery system was satisfactory in efficiency, durability, frequency control, flow generation, valve behaviour and in data reading and data recording aspects. Some unwanted wave reflection was always present, and some viscoelastic parameters of the tubes were not known. These factors were constant, however, thus the results' comparative behaviour are valid. Round insertions in the elastic tube produced reflected waves, thus modifying the pressure pattern, causing higher pressure peaks. The elliptic insertion did not produce as high pressure peaks as did the round rigid insertions. Reflection factors due to rigid insertions were measured and the results showed some disagreement with the predictions based on the available idealized theory.

It was found that the Bjork-Shiley prosthetic heart valve was hydrodynamically superior to the Starr-Edwards. Fourier techniques proved to be valuable for analysing pressure pulse waves.

Experimentation with this model proved to be an inexpensive guide to the determination of variables which should be recorded and controlled. The results appear to make experimentation with animals regarding the variables measured here appear worthwhile.

ESTUDIO DE VOLUMENES Y CINÉTICA VENTRICULAR MEDIANTE COMPUTADORA: CORRELACION CON DATOS HEMODINÁMICOS Y ANATÓMICOS.

Manuel Gil

Francisco Grande

Unidad de Informática y Departamento de Cirugía
Instituto Nacional de Cardiología.

Mediante una tableta digitalizadora ultra-sónica se generan archivos de coordenadas correspondientes a los puntos del perfil ventricular en imágenes cineradiográficas correspondientes a distintos instantes del ciclo cardíaco.

El perfil es recorrido con el lápiz-emisor varias veces y automáticamente se calcula el promedio y se evalúa la variabilidad en torno al mismo, pidiéndose repetición en caso de excederse cierto límite.

En forma separada se introducen la identificación, la calibración para corregir la distorsión debida a la divergencia de los rayos X, y una línea indicativa del espesor

de la pared ventricular.

El programa calcula los volúmenes ventriculares y la fracción de eyección mediante los algoritmos de DODGE y SANDLER. Asimismo calcula la masa ventricular y el índice cardíaco.

La medida del movimiento de puntos determinados a lo largo del perfil permite obtener una gráfica de cinética de la pared ventricular.

Accesoriamente, se aplica un algoritmo que calcula los volúmenes mediante revolución del área-ventricular, sin suponer geometría sencilla.

En esta comunicación se presentan los resultados obtenidos en distintas situaciones clínicas y se discute la validez de las aproximaciones empleadas. Se consideran al respecto los datos para un grupo de corazones normales, obtenidos de autopsias médico-legales.

BAÑO DE TEMPERATURA CONTROLADA

J. Adolfo Gómez Ruiz

Centro de Instrumentos, U.N.A.M.

En la actualidad, en una gran mayoría de procesos y experimentos, una de las variables a controlar es la temperatura. El sistema en fabricación es un equipo de calefacción y enfriamiento controlado, portátil, de fácil desplazamiento, para muy diversos usos, útil donde es crítico el control de temperatura. Su empleo puede ser: como baño de agua caliente, como "carrito" enfriador para conservación y almacenamiento de materiales biológicos, para congelamiento de muestras, para enfriar serpentines, columnas, y también, como equipo auxiliar de refrigeración para aparatos que necesiten temperatura controlada como son: espectrofotómetros, generadores de rayos "X", equipos laser, microscopios electrónicos, etc.

Básicamente, consta de una unidad hermética de refrigeración, un tanque de almacenamiento aislado térmicamente para salmuera, con una capacidad de 35 lts. aproximadamente, calefactores, bomba centrífuga y equipos de medición y control de temperatura electrónico.

Un interruptor general energiza todo el sistema, y dependiendo la temperatura de referencia escogida en el desplegado digital, enfriará o calentará. Para ser posible esto, dentro de la cuba está puesto un transductor de temperatura (1) que genera una señal lineal en mv., esta señal, se compara con una de referencia (temperatura a la que se desea la salmuera) mediante un circuito comparador, cuya salida a un transistor, da la corriente necesaria para energizar la bobina de un relevador de dos posiciones que conectará al elemento calefactor o a la unidad de refrigeración. Debido a que el circuito siempre está comparando la temperatura de referencia con la temperatura real del baño, se considera que será posible ofrecer una exactitud de $+0.4^{\circ}\text{C}$ una vez estabilizado el sistema. Este equipo, está diseñado para trabajar de -10 a 50°C , aunque es posible, en otros diseños cambiar este intervalo dentro de ciertos límites, según las necesidades que se requieran.

La bomba centrífuga, tiene dos finalidades, una, la de bombear la salmuera a serpentines y equipos externos, y la otra, conectada en forma de "by-pass", recircular e

fluido frío para ayudar a la homogeneización de la temperatura. Además de esta bomba, existe un agitador para este fin.

Como conclusión, se considera que éste es un equipo de laboratorio útil, sencillo, que no necesita de ningún tipo de instalación especial y por su bajo costo, compite con ventaja sobre equipos de importación en aquellas áreas, donde no se requiera una exactitud mayor que la que se ha considerado que ofrezca éste.

(1) Sánchez J. et Al., Problemas y soluciones en el diseño y fabricación de cámaras de prueba con atmósfera controlada. Memoria Quinto Congreso Academia Nacional de Ingeniería, Sept., 1979.

ABSTRACT

CONSTANT TEMPERATURE BATH CIRCULATOR

This is a simple and portable equipment that does not need especial attachments and that maintain a constant temperature bath with the aid of an electronic control between -10° to $+50^{\circ}$ C.

The most common application is the cooling and heating of constant temperature baths and circulators to allow operation over or below ambient temperature. Another useful application is the maintenance of insulated vessels at low temperature for the purpose of preserving organic compounds (enzymes, etc.).

For its low cost this instrument competes with advantage against foreign equipment in the limits of their accuracy.

CONTROLADOR Y MEDIDOR DE TEMPERATURA

M. Alvarez I.

Centro de Instrumentos, U.N.A.M.

Debido a la gran necesidad que en general existe de medir y controlar temperatura y al alto costo de estos controles se diseñó este aparato para ser utilizado en fermentadores pequeños, mesas de agitación controladas en temperatura y un germinador de semillas.

Como medidor de temperatura se utilizó un transductor de estado sólido con las siguientes características: salida lineal de $10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$ en el intervalo de -55 a 125°C y tiempo de respuesta del 10 al 90% de la medida en menos de 1 segundo.

El control propiamente dicho está constituido además del transductor conectado de tal forma que la lectura se obtenga en grados centígrados (1), por una referencia de voltaje construida a partir de dos diodos "zener" con la que se tuvo especial cuidado en su estabilidad térmica, utilizando un diodo de 10 Volts como pre-regulador de otro diodo de 4.7V con un coeficiente de temperatura muy bajo (2). El valor de la referencia es comparado con el valor promedio de la temperatura mediante un amplificador operacional en gaza abierta, cuya salida maneja a dos transistores en arreglo "Darlington" que proporcionan la corriente necesaria a la bobina de un relevador que conecta o desconecta el elemento calefactor con lo

cual a través del transductor se cierra una gaza de retroalimentación negativa, constituyendo así un sistema de control de temperatura del tipo "ON-OFF"

Es importante mencionar que un control del tipo que aquí se presenta necesariamente oscila, sin embargo la frecuencia y amplitud de esta oscilación dependen de la primera inversamente y la segunda directamente de la distancia relativa entre el calefactor y el medidor. Esto es debido al tiempo de retardo que es proporcional a la distancia, entonces como el control del sistema será mejor cuando el tiempo de retardo sea menor, (3) la solución aparentemente es colocar el medidor pegado al calefactor, sin embargo este hecho tiene las siguientes consecuencias: La frecuencia con que se acciona el relevador es muy grande, con lo que éste se daña en un tiempo muy corto y las variaciones de la temperatura pueden ser enormes por lo que esa medida no representa el valor promedio del sistema.

El primer problema se puede solucionar mediante un filtro pasa bajos a la salida del comparador, como se hizo en el ejemplo que aquí se presenta, o bien substituyendo el relevador mecánico por uno de estado sólido.

Con respecto al segundo, una posible solución es usar dos medidores, uno para medir y otro para controlar o bien encontrar una distancia tal que el valor de la temperatura sea próximo al promedio y que la amplitud de la oscilación no sea excesiva, que sería el caso para el que está encaminado este aparato.

Para concluir es conveniente decir que para decidir cualquiera de las alternativas presentadas, lo mismo que para definir si el sistema de control más conveniente es del tipo "ON-OFF", proporcional, proporcional más derivada, proporcional más derivada más integral o algo aún más complicado que sea capaz de predecir el comportamiento del sistema que controla con la información retardada que de éste obtiene, es conveniente hacer un análisis en función de las características del sistema a controlar, el sobretiro máximo permitido y el costo total del sistema controlado

- (1) National Semiconductor: "Linear Databook"
- (2) Motorola Semiconductor Products Inc.: "Zener Diode Handbook"
- (3) Bibbero, R.J.: "Microprocessors in Instruments and Control: "John Wiley & Sons, 1977.

TEMPERATURE MEASURING AND CONTROLLER DEVICE

A low cost temperature measuring and controller system is presented. Some of its components and its general operation are discussed. The problems introduced by the lag time are analiced to reach different solutions depending on the characteristics of the system to be controlled, the maximum over-shut allowed and the price expected.

DESARROLLO Y EXPERIENCIA EN LA UTILIZACION DE UN EQUIPO ECONOMICO PARA LA ENSEÑANZA DE LA ELECTROFISIOLOGIA.

Rosalía Ridaura
Carlos García Moreira

Matilde Sans Moreno Bello

Laboratorio de Biofísica
Facultad de Ciencias - UNAM

La necesidad de realizar registros electrográficos cardíacos y nerviosos para varios grupos de estudiantes planteó la necesidad de diseñar y construir equipo de costo mínimo pero suficientemente sofisticados como para permitir estudios cualitativos y cuantitativos.

Entre los principales problemas para esto se cuentan la polarización de los electrodos de registro, la necesidad de aislar los estímulos respecto de tierra, el disparo de barrido sincronizado, la disponibilidad de potencia suficiente para estimular en baños líquidos y de filtros adecuados.

Para el amplificador se optó por un diseño en cuatro etapas, de seguidor catódico, amplificador diferencial, amplificador simple y seguidor catódico; trabajándose con ganancias de X 100 y X 1000, cuya comprobación se efectúa mediante calibrador de 1 mV conectado a la entrada. Todos los circuitos se implementan con M747.

Para el estimulador se utilizó un circuito M555 con duraciones de pulso ajustadas en base a la curva de excitabilidad del nervio ciático de rana, empleándose un acoplador optoelectrónico para aislar respecto a tierra el circuito principal y polarizar respecto a ella el circuito auxiliar generador de pulsos de disparo.

Se construyeron seis equipos y se libraron para su uso por parte de un grupo de estudiantes seleccionados, llevándose registro de las fallas e insuficiencias evidenciadas durante la realización de prácticas de nivel medio.

Se presentan los resultados de este ensayo y se extraen del mismo un núcleo de conclusiones acerca del diseño y control de calidad para este tipo de equipos.

MIERCOLES

SESION 18:05

PRESIDENTE: Ing. Luis Hernández Galiona
Profesor de Ingeniería Biomédica
U.A.M. - Iztapalapa

TRABAJOS LIBRES

SALON "B"

- 18:05 SIMULADOR DIGITAL DE SISTEMAS DINAMICOS.
Quintero Zazueta, R. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M.-Iztapalapa.
- 18:25 MODELO MATEMATICO DE LA FACILITACION HETEROSINAPTICA.
Lara, R., Tapia, R., Trujillo, H.*, Cervantes, F. y Moreno, A. Departamento de Neurociencias. U.N.A.M., *Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M.-Iztapalapa.
- 19:00 MODELO PARA SIMULAR EL APARATO RESPIRATORIO EN LA ALTITUD DE LA CIUDAD DE MEXICO.
Muñoz-Bojalil, B., Brena, R., Quintero, R., González, R., Carrasco, S. y Trujillo, H. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M.-Iztapalapa.
- 19:20 LOGROS DEL SISTEMA DE ELECTROCARDIOGRAFIA COMPUTARIZADA DEL INSTITUTO DE CARDIOLOGIA. (SECICME).
González, C., García M., C., alatríste, V., Marín, J., Díaz M., V., Bistení, A., Mondragón, J., Grande, F., y Sánchez, A. Departamento de Electrocardiografía y Unidad de Informática. Instituto Nacional de Cardiología.
- 19:40 DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA UNIDAD AMBIENTAL PARA PSICOLOGIA EXPERIMENTAL.
Cohen, J. S. y Alucema, F. Taller de Equipo para Laboratorios de Enseñanza. ENEP Iztacala, U.N.A.M.

SIMULADOR DIGITAL DE SISTEMAS DINAMICOS

Mat. Ricardo Quintero Zazueta.
Ingeniería Biomédica. División de Ciencias Básicas e Ingeniería.
Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa.
Apartado Postal 55-534. México 13, D.F.

SDSD (Simulador Digital de Sistemas Dinámicos) en un paquete de simulación de sistemas continuos, orientado hacia usuarios sin conocimientos de computación, desarrollado en el área de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa. La dinámica del sistema a estudiar se da como entrada al paquete especificando ecuaciones de estado, parámetros y condiciones iniciales. La respuesta en el tiempo del sistema se obtiene como salida en forma numérica y/o gráfica. El paquete ofrece además, facilidades para preprogramar estudios de simulación que involucran corridas múltiples de un modelo modificando parámetros.

Bibliografía.
Zeigler, B.P.: Theory of Modelling and Simulation. John Wiley and Sons 1975.

ABSTRACT

DIGITAL SIMULATOR OF DYNAMICAL SYSTEMS.

SDSD (Simulador Digital de Sistemas Dinámicos) is a user-oriented simulation package for modelling continuous systems, developed in the Biomedical Engineering Dept. of Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa. Dynamics of system under study is given as input to the package in form of state equations, auxiliary equations, parameter and initial conditions. The time histories of systems variables are given as output in numerical and/or graphical form. The simulation package permits pre-programming of multiple simulation studies.

MODELO MATEMATICO DE LA FACILITACION HETEROSINAPTICA

Rolando Lara, Ricardo Tapia, Hector Trujillo*, Francisco Cervantes y Antonio Moreno.
Departamento de Neurociencias, Centro de Investigaciones en Fisiología Celular, Universidad Nacional Autónoma de México, Apartado Postal 70-600, México 20, D.F.

*Ingeniería Biomédica, División de Ciencias Básicas e Ingeniería, Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa, Apartado Postal 55-534, México 13, D.F.

ABSTRACT

Based on experimental data we have proposed a mathematical model which simulates the plastic processes of posttetanic potentiation and habituation in a single synapse depending on stimulus conditions (3,4).

In the present study the model has been modified by the addition of the capacity of simulate phenomena related

with heterosynaptic facilitation. The modified model takes into consideration different physiological and behavioral observations (1,2) in order to study the possible mechanisms responsible for the plastic changes at a synaptic level occurring during non-specific and specific conditioning.

With this model we have simulated the processes of sensitization, heterosynaptic inhibition, classical and instrumental conditioning.

RESUMEN

En base a datos experimentales obtenidos por diferentes investigadores, hemos propuesto un modelo matemático descrito en trabajos anteriores (3,4), el cual nos permite simular los procesos plásticos de potenciación posttetánica y habituación en una sola sinapsis dependiendo de las condiciones de estimulación.

En el presente trabajo se agrega a dicho modelo la capacidad de simular fenómenos relacionados con la facilitación heterosináptica, tomando en consideración diferentes observaciones fisiológicas y conductuales (1,2), para estudiar los posibles mecanismos responsables de los cambios plásticos que ocurren a nivel sináptico durante los procesos de condicionamiento, ya sea específico o no-específico.

Con este modelo hemos podido simular en forma adecuada los fenómenos de sensibilización, inhibición heterosináptica y los condicionamientos clásico e instrumental. La simulación se realizó en una computadora digital B-6700 del C.S.C. de la U.N.A.M.

BIBLIOGRAFIA

1. Kandel, E.R. y Tauc, L. "Heterosynaptic facilitation in neurons of the abdominal ganglion of *Aplysia depilans*". *J. Physiol.* (181): 1-27, 1965.
2. Candel, E.R. y Taic, L. "Mechanism of heterosynaptic facilitation in the giant cell of the abdominal ganglion of *Aplysia depilans*". *J. Physiol.* (181): 28-47, 1965.
3. Lara, R., Tapia, R., Moreno, A., Cervantes, F. y Trujillo, H. "Modelo Matemático de la Potenciación Posttetánica". IV Congreso de la Academia Nacional de Ingeniería, 1978.
4. Lara, R., Tapia, R., Cervantes, F., Moreno, A. y Trujillo, H. "Modelo Matemático de la Habituación". V Congreso de la Academia Nacional de Ingeniería, 105-109, 1979.

MODELO PARA SIMULAR EL APARATO RESPIRATORIO EN LA ALTITUD DE LA CIUDAD DE MEXICO.

Bonfiglio Muñoz-Bojalil, Ramón Brena, Ricardo Quintero, Ramón González, Salvador Carrasco, Héctor Trujillo.

Ingeniería Biomédica, División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa. Apartado Postal 55-534. México 13, D.F.

Tomando como base el modelo del aparato respiratorio propuesto por Dickinson (1), hemos venido trabajando en

él para realizar cambios apropiados en algunos de los parámetros, en sub-rutinas y en la graficación, con el fin de contar con un programa por computadora, que nos permita simular las condiciones del nivel de la Ciudad de México y la influencia que esto tiene sobre el aparato respiratorio. Las condiciones estándar propuestas por Dickinson, son las que típicamente se encuentran al nivel del mar, como son por ejemplo:

- a) Presión barométrica - 760 mm Hg.
- b) Presión parcial de oxígeno en sangre arterial - 94.18 mm Hg.
- c) Presión parcial de bióxido de carbono en sangre arterial - 39.9 mm Hg.
- d) Presión parcial de oxígeno en aire alveolar - 101.9 mm Hg.

El hecho de que la Ciudad de México se encuentre a 2,240 metros de altitud, provoca una franca disminución de la presión barométrica y, por ende, en las presiones parciales de los gases respirados (2).

Debido a que se pretende que el modelo se utilice en enseñanza, en investigación y en la práctica clínica, es necesario realizar cambios en los parámetros para adaptarlos a las condiciones de trabajo del medio.

El modelo simula las siguientes funciones:

- A) Circulación de la sangre.
- B) Sistema de Intercambio Gaseoso.
- C) Control de la ventilación.
- D) Metabolismo tisular.

Los objetivos del modelo son, entre otros:

1. - Describir fenómenos transitorios y oscilantes, así como en estado estacionari.
2. - Describir cualquier variación posible que alter el control de la ventilación, transporte e intercambio gaseoso, así como la regulación del equilibrio ácido-base, tanto en sujetos sanos como en enfermos.
3. - Crear un modelo que corrija, no solo desviaciones mínimas de los parámetros dentro de rangos fisiológicos, sino también en casos de grandes alteraciones, vistas en condiciones tales como anoxemia, paro cardíaco, asfixia y ejercicio muscular extenuante.
4. - Dar la mayor importancia posible a la clínica, mediante la construcción de pacientes simulados, bien por medio de rutinas pre-establecidas, o por la inserción de los resultados de pruebas funcionales respiratorias, así como para dar diferentes tipos de ventilación artificial.

Durante la exposición de trabajo, se mostrarán algunas de las salidas que hemos obtenido con las modificaciones a las sub-rutinas y a las salidas del modelo original.

Bibliografía

1. - Dickinson, C.J.: A Computer model of human respiration. University Park Press. Baltimore, Maryland, U.S.A., 1977.
2. - Muñoz-Bojalil, et al.: Desarrollo de un programa de ejercicio. Revista de Neumol. Cir. Tórax (México), 37 (4): 189. 1976.

A COMPUTER MODEL OF HUMAN RESPIRATION FOR MEXICO CITY LEVEL.

ABSTRACT

We used the computer model of human respiration for sea level, proposed by Dickinson (1), and we have done changes in the parameters, sub-routines and output graphics, because Mexico City is at an altitude of 2,240 m. on sea level (2) and this implies a diminution on barometric pressure and, indeed, a fall in the respiratory gases; also the low barometric pressure mean a change in the cell metabolism, acid-base equilibrium, etc.

LOGROS DEL SISTEMA DE ELECTROCARDIOGRAFIA COMPUTARIZADA DEL INSTITUTO DE CARDIOLOGIA (SECICME).

*César González Beltrán
Carlos Gacía Moreira
Víctor M. Alatríste
Javier Marín
Valentín Díaz Moreno
Abdo Bistení
Jesús Mondragón
Francisco Grande
Armando Sánchez*

Dpto. de Electrocardiografía y Unidad de Informática
Instituto Nacional de Cardiología.

El desarrollo de un sistema de electrocardiografía computarizada en nuestro medio debió superar diversas dificultades, cuyo conocimiento resulta de interés para el desarrollo de nuevos proyectos de ingeniería biomédica.

La definición precisa de los objetivos del sistema constituyó un área de polémica, cuyas conclusiones se resumen en esta comunicación.

Para la presentación de trazados fue preciso desarrollar integralmente algoritmos de filtrado y de reconocimiento de ondas, que además permitieran corregir la línea de base de los trazados. Las nuevas formas de presentación requieren además una nueva convención internacional.

La medida automática implica el reconocimiento de las ondas y la discriminación en familias de complejos, así como un análisis del ritmo. El establecimiento de una correlación con las medidas habituales también formula problemas.

Para iniciar el desarrollo del diagnóstico automático se efectuaron encuestas, y se optó por la definición de una serie de signos asociados a ciertas anomalías de los trazados y orientados a determinada presunción diagnóstica.

Partiendo de los niveles "seguro", "probable" y "compatible con", se diseñaron para cada diagnóstico máscaras lógicas que se comparan con la matriz de signos producida para cada trazado. La formulación de estos y aquellas constituye una experiencia médica de importante significado propeutéutico.

En el presente trabajo se presentan los primeros resultados experimentales y se formulan previsiones acerca del futuro de la electrocardiografía computarizada en nuestro medio.

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA UNIDAD AMBIENTAL PARA PSICOLOGIA EXPERIMENTAL

JOSE S. COHEN SAK Y FERNANDO ALUCEMA MOLINA

TALLER DE EQUIPO PARA LABORATORIO DE ENSEÑANZA

DIVISION DE CIENCIAS BASICAS
ENEP IZTACALA, UNAM.

RESUMEN

1.- ANTECEDENTES

En estudios experimentales de la conducta de pequeños mamíferos y de otras especies es necesario administrar estímulos diversos y registrar las respuestas del animal, a veces en forma de secuencias programadas previamente por el investigador (1). Para ello se requiere básicamente de aparatos del siguiente tipo:

I. De confinamiento, administración de estímulos (choques eléctricos, luz, sonido, etc.) y presentación de reforzadores.

II. De control y programación de estímulos y reforzadores.

III. De registro.

Sin embargo, el equipo comercial es caro y muchas veces no satisface todos los requerimientos de un Experimento dado. En el caso de los estudios que se efectúan en la ENEP Iztacala y en otros laboratorios similares, por ejemplo, se requiere de dispositivos del tipo II que cuenten con programas de *tiempo fijo*, *razón fija*, *intervalo fijo*, *razón diferencial alta*, *razón diferencial baja*, y *demora variable* en la presentación de estímulos y reforzadores. Tal equipo no existe en el comercio y por esta razón se procedió al diseño y la construcción de prototipos de I, II y III cuya descripción sucinta se hace a continuación.

2. CARACTERISTICAS DEL EQUIPO.

El equipo tipo I (*jaula*) es una caja de Skinner convencional hecha de acrílico transparente, con "dispensadores" de agua y comida de diseño original, un altoparlante y bombilla incandescente para estímulos luminosos. El piso consta de barras metálicas paralelas para la aplicación de choques eléctricos.

El equipo II (*controlador de experimentos conductuales*) posee una serie de circuitos (lógicos y de potencia) (2, 3) que le permiten realizar en forma manual o automática, las siguientes funciones:

a) Contar el número de respuestas, el número de reforzadores que se presentan al sujeto experimental, y el tiempo transcurrido durante el experimento.

b) Descargar, en forma programada, choques de intensidad variable de 0-300 VCA, luz de intensidad variable y tonos de intensidad variable de 100 a 20,000 Hz, como también ruido blanco, a través de las barras del piso, de las lámparas y del altoparlante de la jaula, respectivamente.

c) Presentar, en forma programada, secuencias y combinaciones diferentes de reforzadores de acuerdo con las modalidades de tiempo fijo, razón fija, intervalo fijo, razón diferencial alta razón diferencial baja.

d) Medir el tiempo de latencia.

e) Retardar el reforzador en una magnitud variable.

El equipo III (*registrador acumulativo*) es un registrador en papel con un sistema de avance de velocidad única (2cm/min) que utiliza "plumones" ordinarios como inscriptores. En este aparato se registra la suma acumulada de respuestas del sujeto experimental y los estímulos presentados por el equipo II. El desplazamiento de los inscriptores se hace sobre un tornillo de cuerda continua que permite hacer registros indefinidamente.

3.- COSTOS

El costo total del equipo (prototipos) es de \$20,000, en números redondos; la mano de obra se estima con un costo del 50% del total. El precio de los aparatos similares que vende la compañía Tech Serv. International, de Maryland, E.U., es de \$75,000, actualmente (4); más el 95% de las partes o componentes utilizados pueden adquirirse en el mercado nacional.

4.- REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- (1) FERSTER C.B., SKINNER B.F. SCHEDULES OF REINFORCEMENT. APPLETON-CENTURY-CROFTS, NEW YORK, 1957.
- (2) CATALOGO NATIONAL LINEAR DATA BOOK, 1978.
- (3) CATALOGO NATIONAL TTL DATA BOOK 1978.
- (4) CATALOGO BSS/LVE. Tech Serv. International, Inc., 1979. Beltsville, Maryland, E.U.

SUMMARY

A low cost equipment system for behavioral studies consisting of an environmental chamber, a control programming unit (CPU) and a cumulative recorder is described.

The CPU has logic and power circuits to deliver stimuli according to fixed time, fixed interval, fixed ratio, ERL and DRN schedules of reinforcement. It also provides for variable delay in stimuli presentations, a feature not ordinarily found in commercial devices of this type.

The cumulative recorder has a continuous inscription system and uses common disposable felt point pens. It records the accumulated responses of the experimental animal and also stimuli presentations.

The environmental chamber is a conventional Skinner box, but it incorporates a speaker for variable intensity and frequency sound, as well as originally designed water and food reinforcement dispensers.

The total cost of the system is less than 30% of the commercial equipment available and it has the advantage of being built with more than 95% of parts and components obtainable in the national market.

JUEVES

16:00 a 17:30 SYMPOSIUM 1
"PAPEL DE LA INGENIERIA EN LA REHABILITACION"
Coordinador: Dr. Humberto López Vera
Participantes: Dr. Arturo Reyes Cunningham
Dr. José Luis Hernández Cañizalez
M. en C. Julio Méndez
M. en I. René Aréchiga Martínez
M. en C. José Paulino Lozada

SESION 17:45

PRESIDENTE: Dr. Pompolio Huizar Sánchez
Coordinador de la Maestría en
Ingeniería Biomédica.
U.A.M. Iztapalapa.

TRABAJOS LIBRES SALON "A"

17:45 TERMORREGULACION EN EL HUMANO. REVISION DE MODELOS.
Escobar H., A. Area de Ingeniería Química. U.A.M. Iztapalapa.
18:05 SIMULACION DEL BALANCE ENERGETICO DURANTE EL EJERCICIO.
Carrasco, S., Trujillo, H., Muñoz, B., González, R., Quintero, R., y Brena, R. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M. Iztapalapa.
18:25 EXPERIENCIA EN LA OPERACION DEL CENTRO DE COMPUTO DEL INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGIA.
Díaz M., V. Unidad de Informática. Instituto Nacional de Cardiología.
19:00 AGITADOR MAGNETICO CON CALEFACTOR.
Macías L., A. Centro de Instrumentos. U.N.A.M.
19:20 FOTOCOLORIMETRO DE BAJO COSTO PARA ANALISIS CLINICOS EN MEDICINA SOCIAL.
Díaz Nava, R. Centro de Instrumentos. U.N.A.M.
19:40 DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ONCOMETRO.
Gómez M., M., y Díaz A., H. Universidad Ibero-Americana e Instituto Nacional de la Nutrición.

TERMORREGULACION EN EL HUMANO. REVISION DE MODELOS.

Angel Escobar H.
Depto. de Ingeniería UAM-Iztapalapa
México, D.F.

Se presenta una discusión de algunos de los modelos más usados para el sistema termoregulador del cuerpo humano, haciéndose énfasis tanto en la clasificación como en la evolución de los mismos. Se propone además el uso de ecuaciones adimensionales, previendo que mediante la utilización de los números adimensionales en los modelos se podría estudiar en una forma más adecuada algunos límites fisiológicos que afectan la salida del modelo, tales como el gasto cardiaco, el flujo sanguíneo en diferentes segmentos, así como el aumento de la temperatura media y la de los tejidos del cuerpo humano.

1. Hwang, C.L., Konz, S.A., "Engineering Models of the Human Thermoregulatory System a Review". IEEE Trans, Biomed. Eng." Vol. BME - 24, No. 4 July 1977.
2. Fan, L.T., Hsu, F.T., Hwang, C.L., "A review on Mathematical Models of the Human Thermal System", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME - 18, pp 218-234, May 1971.

HUMAN THERMOREGULATORY SYSTEM AND MODELING. A REVIEW.

ABSTRACT

A discussion of some of the human thermoregulatory system is presented, with emphasis on their classification and their evolution. Furthermore the use of dimensionless equations is proposed in order to study in a more adequate way some physiological limits which affect the model output, i. e. cardiac output, blood flows to different segments of the body, and rise in core and mean body temperature.

SIMULACION DEL BALANCE ENERGETICO DURANTE EL EJERCICIO:

Salvador Carrasco, Héctor Trujillo, Bonfiglio Muñoz-Bojalil, Ramón González, Ricardo Quintero y Ramón Brena.

Ingeniería Biomédica

División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa
Apartado Postal 55-534
México 13, D.F.

El trabajo de los fisiólogos en los campos del ejercicio muscular y de la termorregulación, se ha centrado en el estudio, por una parte, de las funciones cardíaca, respiratoria y metabólica (1), y por la otra, de las condiciones ambientales que afectan el intercambio de calor, así como de sus mecanismos de control por el organismo (2).

En un intento por resumir y predecir la respuesta metabólica y las pérdidas de calor debidas al ejercicio físico submáximo y graduado (3), se tomó como base el modelo de termorregulación de Stolwijk-Hardy (4), al que se modificó con algoritmos que relacionan el metabolismo energético con las siguientes variables:

- a) Consumo de oxígeno y eliminación de bióxido de carbono.
- b) Trabajo físico.
- c) Gasto cardíaco.

El modelo así obtenido, se codificó en un programa de simulación (DYNAMO) y se corrió en una computadora digital B-6700.

De esta simulación, durante el ejercicio físico, se obtuvieron resultados de las siguientes variables fisiológicas:

Consumo de oxígeno, Eliminación de bióxido de carbono, Metabolismo energético total, Pérdida total de calor, Pérdida pasiva de calor, Pérdida de calor por evaporación sensible, Pérdida de calor por evaporación insensible, Temperatura cutánea promedio, Temperatura muscular promedio, Temperatura de sangre central (arterial), Gasto cardíaco, Flujo Sanguíneo cutáneo, Flujo Sanguíneo muscular y Eficiencia mecánica.

The Physiologist work in field such as muscular exercise and thermoregulation has been centered in the study of the following aspects:

- a) Cardiac, respiratory, and metabolic functions (1).
- b) Environmental conditions which affect the heat exchange and its control mechanisms by the human body (2).
In an attempt to predict the metabolic response and heat losses due to submaximal and graduate exercise (3), the authors modified the Stolwijk-Hardy thermoregulation model (4) using algorithms which allow to relate the energetic metabolism with:
 - 1) Oxygen consumption and carbon dioxide elimination.
 - 2) Physical work.
 - 3) Cardiac flow.

This modified model has been simulated in a B-6700 digital computer using a simulation language (DYNAMO) and the results obtained are promising.

BIBLIOGRAFIA

1. - Wasserman, K. Interaction of physiological mechanisms during exercise. *J. Appl. Physiol.* 22 (1): 71-85. 1967.
2. - Stolwijk, J. and Hardy, J.D. Partitional calorimetric studies of man to thermal transients. *J. Appl. Physiol.* 21 (3): 967-977. 1966.
3. - Muñoz, B. y Cols. Desarrollo de un programa de ejercicio. Resultados preliminares. *Rev. Neumol. Cir. Torax. México.* 37: 195, 1976.
4. - Stolwijk, J. and Hardy, J.D. Temperature regulation in man. A theoretical study. *Pflugers Arch. Ges. Physiol.* 291: 129-162. 1966.

EXPERIENCIA EN LA OPERACION DEL CENTRO DE COMPUTO DEL INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGIA.

Valentín Díaz Moreno.

Unidad de Informática
Intituto Nacional de Cardiología.

Al cabo del año transcurrido desde su fundación, la Unidad de Informática del Instituto Nacional de Cardiología ha alcanzado numerosas metas en el área administrativa y en la científica, así como en la enseñanza y en la asistencia.

La diversidad y complejidad de sus funciones sin embargo también ha determinado la ocurrencia de problemas poco frecuentes en los centros de cómputo convencionales, y cuya solución ha demandado importantes esfuerzos.

El objetivo de esta comunicación es dar a conocer unos y otros, haciendo énfasis en las enseñanzas que podrían extraerse de los percances y dificultades, así como en las posibles pautas para superarlos.

La expansión de las facilidades y la incorporación de dispositivos semi-automáticos e inteligentes es también discutida a la luz de las necesidades surgidas y de las opciones formuladas por la Unidad de Informática.

Se presentan diagramas de las cargas de trabajo de rutina y de desarrollo, así como un resumen de los movimientos de personal ocurridos, extrayéndose de ellos algunas conclusiones de interés general.

Finalmente se plantean las perspectivas que se vislumbran para el futuro de esta y otras unidades similares, dentro del mantenimiento de la actual política de favorecer el desarrollo de la ingeniería y la técnica nacionales.

AGITADOR MAGNETICO CON CALEFACTOR

Alfonso Macías L.

Centro de Instrumentos, UNAM.

Apartado Postal 70-186 México 20, D.F.

Debido a la gran demanda que tiene este tipo de equipo, no solo en los laboratorios de la UNAM sino en todo tipo de laboratorio, se ha diseñado este agitador.

Otra de las causas que motivaron al diseño fue, que muchos de estos Agitadores Magnéticos con Calefactor se tienen que importar lo cual al llegar al destino de uso, llegan con precios muy elevados.

De los fabricados en México, solamente vienen como agitadores y si se requiere calentar la solución se hará con parrilla o mechero, lo cual duplica el tiempo.

El diseño hecho en el Centro de Instrumentos incluye los dos sistemas; Agitador Magnético y Calefactor los cuales pueden operar al mismo tiempo o independientemente según sean las necesidades del proceso.

El prototipo está diseñado para cargas livianas como aguas, ácidos, etc. Para líquidos más viscosos se tendría que modificar el diseño, a continuación se da una breve descripción.

El agitador consiste en un motor de inducción, al cual se le hace variar el voltaje a través de un puente de diodos.

y controlado por medio de un transistor de potencia, este transistor está polarizado con una fuente de poder, el voltaje total se conecta a un divisor de voltaje el cual incluye un potenciómetro.

En la flecha del motor se acopla un imán ya sea en forma de barra o herradura, el cual al girar arrastra un imán encapsulado que está contenido en el recipiente que será agitado.

En las pruebas de prototipo se ha obtenido un buen control con carga, la velocidad va desde (unas) 250 hasta 1700 r.p.m. aproximadamente.

Para el calefactor se usa una resistencia plana de 1000 watts, la cual está adherida a la placa que soporta los recipientes, el control de la resistencia se hace por medio de un termostato de los usados comunmente, el termostato está montado en una solera de aluminio doblada a 80°, la solera toca la placa de aluminio y permite poder graduar la temperatura en la placa.

La parte caliente está aislada por medio de unos anillos de cerámica, toda la parte del calefactor está soportada por una lámina perforada que protege el circuito permitiendo una adecuada ventilación evitando que el motor o el circuito lleguen a calentarse y posteriormente a fallar.

ABSTRACT

MAGNETIC STIRRER - HOT PLATE

This apparatus has been designed by its great demand at the laboratories of the National University of México and other laboratories, and also by its high cost when it is imported.

With this prototype, we have obtained excellent results in laboratory tests.

Motor is controlled by voltage with the help of a power transistor fed with a power supply, through a potentiometer.

An electric resistance of 1000 watts, which is controlled by means of a thermostat, provides the heating.

FOTOCOLORIMETRO DE BAJO COSTO, PARA ANALISIS CLINICOS EN MEDICINA SOCIAL.

R. Díaz Nava, Gerardo Avila S.
Centro de Instrumentos, U.N.A.M.
Apartado Postal 70-186
México 20, D.F.

Una gran cantidad de análisis clínicos de rutina se realizan por métodos colorimétricos, que generalmente requieren de un instrumento sofisticado de medición (Espectrofotómetro). El fotocolorímetro que aquí se presenta, ha sido diseñado para cubrir algunas de las necesidades de pruebas clínicas de rutina en laboratorios en donde se requiera determinar la concentración de una sustancia, por medio de la absorción relativa de luz, con respecto a una concentración conocida de la sustancia y que no dispongan de grandes recursos económicos.

Este fotocolorímetro es un instrumento analógico que cubre un intervalo de longitud de onda de 400 a 700nm; mide la densidad óptica de una solución, determinando la cantidad de luz absorbida por la muestra a una longitud de onda específica. La selección de la longitud de onda se

hace por medio de filtros intercambiables. Los resultados son desplegados en un medidor analógico, el cual está calibrado en unidades de densidad óptica y porcentaje de transmisión.

El principio de funcionamiento es el siguiente: La luz blanca, que proviene de una lámpara de filamento de tungsteno, incide sobre la muestra que se va a analizar. Dependiendo de la concentración de una sustancia dada en la muestra, habrá una cierta cantidad de absorción de luz para diferentes longitudes de onda. La relación entre la longitud de onda y la absorbancia depende de las características particulares de la sustancia (Ley de Beer) (1)

La luz que emerge de la muestra, pasa a través de un filtro, que selecciona un intervalo angosto de longitud de onda, el cual ha sido designado previamente para analizar la muestra.

El fotodetector, que registra la cantidad de luz incidente, da una respuesta que es proporcional a la intensidad luminosa.

La corriente generada por el fotodetector pasa a un convertidor de corriente a voltaje, el cual es un amplificador operacional de entrada FET. Debido a las características internas del amplificador, se tiene un bajo corrimiento de voltaje de "offset" con la temperatura. Esto aumenta la estabilidad en la lectura. El ajuste de "offset" del amplificador se usa para ajustar el cero de transmitancia en el medidor cuando sobre el fotodetector no incide luz.

El voltaje de salida pasa a través de un potenciómetro que permite variar la corriente que circula por el medidor, de esta manera se consigue ajustar el 100% de transmitancia.

La lámpara, que se emplea como fuente de luz blanca, está regulada en corriente para lograr una intensidad luminosa constante.

Las principales características del fotocolorímetro son:

- Bajo costo
- Precisión $\pm 1\%$ en transmitancia
- Lectura directa de transmitancia y absorbancia
- Fácil operación.

Dadas estas características se puede concluir que la principal ventaja de este fotocolorímetro es su alta relación utilidad/costo, ideal para laboratorios clínicos que no disponen de grandes recursos económicos, así como el personal especializado para utilizar instrumentos más sofisticados.

(1) Arthur I. Vogel. A Text-book of Quantitative Inorganic Analysis. John Wiley and Sons Inc Third Edition. 1961.

A LOW COST PHOTOCOLORIMETER, FOR CLINICAL ANALYSIS IN SOCIAL MEDICINE.

ABSTRACT.

A low cost photocolormeter is presented. It is an analogic instrument that measures the absorbancy and transmittance of a solution to a specific wavelength. The wavelength selection is made in basis of discret filters. The principal advantage of the photocolormeter is its great usefulness/cost ratio, ideal for those laboratories without great economical resources.

"DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ONCOMETRO"

INSTITUCIONES: Universidad Iberoamericana-Instituto Nacional de la Nutrición.

AUSPICIADO POR: Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología.

INVESTIGADORES: Ing. Martha Gómez M., Ing. Herman Díaz Arias.

"DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ONCOMETRO"

OBJETIVO:

Creación de un aparato que mida la presión coloidosmótica por método directo y que sea económico, confiable y de respuesta relativamente rápida (ocho minutos aproximadamente).

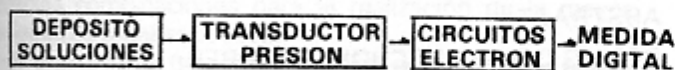
La Presión Coloidosmótica (PCO) es la que ejercen los coloides a través de una membrana semipermeable que permite el paso de micromoléculas (cristaloides) e impide el de macromoléculas (coloides). En el organismo está dada principalmente por la albúmina y globulinas que son las proteínas de la sangre, debido a su alta concentración. Por lo tanto son de gran importancia en el mantenimiento del equilibrio hídrico que ocurre entre el compartimiento intravascular y el intersticial.

La medición de la PCO por método directo es de gran utilidad en el diagnóstico rápido y manejo adecuado en las alteraciones de este equilibrio en el paciente grave.

En 1975 el Instituto Nacional de la Nutrición construyó un oncometro con características apropiadas para la medición confiable y rápida de esta presión, pero debido al tipo de implementación presenta un alto costo.

La descripción del aparato creaso en la presente investigación se dará a continuación.

Consta básicamente de tres bloques:



El depósito maquinado en acrílico, consta de dos cámaras divididas por una membrana semipermeable "Amicon" PM-30, que permite el paso de moléculas menores de 30,000 unidades de peso molecular y un soporte de aluminio con orificios muy pequeños, dar rigidez a la membrana. Una cámara está acoplada directamente con el transductor y en contacto con el soporte A); la otra en contacto con la atmósfera y la membrana (B). Ambas con sistema de drenaje propio y con una capacidad de 5 ml. cada una.

El transductor de presión es fabricado por National Semiconduc., tipo LX-1701 GB, con un rango de $- + 260$ mmHg y una sensibilidad de $1,000 \text{ mV}/51.7 \text{ mmHg}$.

La señal de voltaje obtenida se procesa en los circuitos de amplificación, calibración automática (con pulso externo) y de conversión analógica a digital, hasta obtener la medida digitalmente en los display y unidades en mmHg.

El método para obtener la cuantificación es muy sencillo.

Se coloca en ambas cámaras del depósito debidamente ensamblado solución salina 0.15 M., cuidando de no dejar aire en la cámara (A). Se oprime el botón de calibración para obtener un nivel de 0 mmHg. Posteriormente se sus-

tituye la solución de la cámara (B) por plasma o por la solución a la que se le desee medir la PCO, obteniéndose una disminución de presión en la cámara (A) hasta llegar al equilibrio de la PCO en la cámara (B), siendo éste el valor deseado. El tiempo aproximado es de 8 min.

Si se desean hacer varias mediciones solo es necesario lavar la cámara (B) con solución salina y calibrar.

Para demostrar la confiabilidad de nuestra cuantificación se compara con otras dadas por métodos indirectos, por ejemplo con el análisis químico cuantitativo.

Como conclusión podemos observar que el método de medición es sencillo, rápido, confiable y muy económico. Características deseadas por ejemplo en una unidad de terapia intensiva, ya que el paciente se encuentra en condiciones muy cambiantes.

Posteriormente se prevee la disminución en las dimensiones de la cámaras y área de la membrana, ya que se mejorarían las características del aparato en cuanto a reducción de volumen de muestra y tiempo de equilibrio.

ABSTRACT

PLASMA COLLOID OSMOTIC PRESSURE (COP) is an important parameter nor the exchange of liquids at the capillary level of the entire organism. Then, Cop measurement is of great use for the rapid diagnosis and adequate management of the alterations in the water balance of the critical patient.

The development of a simple, rapid, reliable and economical technique was necessary. The electronic colloid osmometer is described.

The basic principle underlying measurement of COP is separation of two chambers of fluid by a semipermeable membrane and a support that provides rigidity. One is coupled to an electronic pressure transducer (saline chamber) and the other is in contact with atmosphere (sample chamber). Each of this has a drainage and 5 ml of capacity.

The voltage signal of the transducer is driven toward electronics system for amplification, automatic calibration and analog-to-digital conversion.

For measuring COP, both chambers are filled with isotonic saline solution, the calibration control switch is depressed (to provide a zero reference level) and the saline solution of the sample chamber is replaced by sample solution. Then, the COP created at the membrane causes fluid to move from saline to the sample chamber, creating a negative pressure in the transducer chamber. This measures equals the COP of the sample. A single measurement can be performed in approximately 8 min.

In the future the dimensions of the fluid chambers and membrane area will be reduced, to improve characteristics of the device (less volume and less equilibrium time).

REFERENCIAS

- MOLINA, F. de L. y RAMIREZ, A. J. Medición de la Presión Coloidosmótica (PCO). Archivos del INC, Vol. 47, No. 1, En-Feb 77, pp 95-100.
- PRATHER, J., GAAR, K. y GUYTON, A. Direct Continuous Recording of Plasma Colloid Osmotic Pressure of Whole Blood. Journal of Applied Physiology, Vol. 24, No. 4, Abril 68.
- Pressure Transducer Handbook. National Semiconductor Company. 1977, U.S.A.

JUEVES

SESION 17:45

PRESIDENTE: Ing. Jesús Luis Mondragón S.
Profesor de Ingeniería Biomédica.
Instituto Nacional de Cardiología

TRABAJOS LIBRES
SALON "B"

- 17:45 **DISEÑO DE UNA CAMARA ANECOICA.**
Arellano M., R., Chaires C., J. L., y Criner V., J. M. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M. - Iztapalapa.
- 18:05 **DESARROLLO Y RESULTADOS PRIMARIAS DE UN SISTEMA PARA EL PROCESO DE IMAGENES DE GAMMAGRAFIA.**
Carmona, R., Lindig, M., García, C., González, C. y Cuarón, A. Unidad de Informática y Departamento de Medicina Nuclear. Instituto Nacional de Cardiología.
- 18:25 **OPTIMA UTILIZACION DEL EQUIPO EN UN PEQUEÑO LABORATORIO DE PRUEBAS FUNCIONALES PULMONARES DE UN HOSPITAL GENERAL.**
Prieto, F. Servicio de Neumología. Hospital Español.
- 19:00 **CULTIVO DE CELULAS**
Soria, F., Sánchez, A. y Kawahara, H. Departamento de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Facultad de Ingeniería. U.N.A.M.
- 19:20 **LA BIO-INGENIERIA Y LA SALUD: PAPEL DE LA INGENIERIA BIOMEDICA A NIVEL INSTITUCIONAL.**
Lara-Navarro, C. Centro Hospitalario 20 de Noviembre. I.S.S.S.T.E.
- 19:40 **DISEÑO E IMPLANTACIONE UN SISTEMA DE CONTABILIDAD HOSPITALARIA SEGUN PRESUPUESTO POR PROGRAMA**
Téllez, B., García, C. y Soria, J. Unidad de Informática y Departamento de Contabilidad. Instituto Nacional de Cardiología.
Sánchez T., F. y Rosenthal C., S. Area de In-

DISEÑO DE UNA CAMARA ANECOICA.

Rafael Arellano Mtz., José Luis Chaires C., J. Manuel Criner V.
Universidad Autónoma Metropolitana
Unidad Iztapalapa
Area de Ingeniería Biomédica
Apartado Postal 55-534
México 13, D.F.

INTRODUCCION:

Ya que una cámara anecoica puede servir para múltiples aplicaciones tales como mediciones o lecturas que son tomadas cuando el nivel experimentado es relativamente bajo, o bajo condiciones de campo libre, se ha diseñado una cámara anecoica capaz de ensamblarse y también desmantelarse si es necesario y reensamblarse nuevamente. Esto ofrece la ventaja de propiedades relativamente buenas de cerca de 150 HZ. y además puede ser construida con sólo un pequeño capital.

Esta cámara anecoica debe tener tres importantes propiedades:

Primero; La cantidad de sonido y vibraciones transmitidas adentro desde el exterior será sumamente pequeño, abasteciendo así niveles pequeños de ambiente ruidoso en el interior de la cámara.

Segundo: Las condiciones de campo libre aplicadas dentro de la cámara anecoica; es decir las reflexiones son reducidas a un mínimo para que sólo el sonido directo existente sea medido.

Estas dos condiciones son dependientes de la frecuencia y esencial es esto que son mantenidas en un rango ancho de banda de frecuencias.

y Tercero: Esta cámara cuenta con las mismas propiedades de una Jaula de Faraday.

ABSTRACT:

DESING OF AN ANECHOIC CHAMBER.

There is an important reason for building an anechoic chamber, the first of them is the necessity of a good insulation of the sound which is going to be measured from the enviromental noise, so, taking in consideration all this properties, we have designed an anechoic chamber in the U.A.M.I., wich is going to be used for doing audiological measurements and research in other related Bio-medical areas like neurophysiology and speech communication.

DESARROLLO Y RESULTADOS PRIMARIOS DE UN SISTEMA PARA EL PROCESO DE IMAGENES DE GAMMAGRAFIA.

Rafael Carmona, Miguel Lindig, Carlos García Moreira, César González Beltrán, Alfredo Cuarón.

Unidad de Informática y Dpto. de Medicina Nuclear
Instituto Nacional de Cardiología

Se utilizan las cintas digitales generadas por una gammacámara "Ohio-Nuclear", en las cuales se añaden mediante un circuito lógico intercalado señales fisiológicas para sincronía (pico de onda R). Posteriormente las cintas son procesadas en una computadora PDP 11/34 para obtener imágenes en base a la frecuencia puntual de

conteo, mismas que se despliegan mediante graficador de tres colores o en impresora de líneas, para colorear manualmente.

El principal escollo superado fue la decodificación de los datos, pues se carecía de esta información. En esta comunicación se detallan los pasos dados para deducirla.

Se analizó asimismo la función de conversión de frecuencias a colores, para obtener máxima discriminación dentro de la zona de interés.

Para intercalar la señal de sincronía se utilizan las coordenadas correspondientes a un punto que no existe físicamente en el cristal detector.

Las primeras imágenes procesadas únicamente eran acumulativas, careciendo de sincronización. No obstante ello, resultaron de utilidad clínica.

Posteriormente se incorporaron los estudios seriados y luego los de cinética rápida, mediante acumulación de muchos ciclos, y considerando hasta 40 intervalos dentro de un mismo ciclo cardíaco, en base a la sincronización con el electrocardiograma.

En esta comunicación se presentan algunos resultados primarios y se discuten las pautas para optimizarlos, así como para expandir el alcance de los estudios de este tipo.

OPTIMA UTILIZACION DEL EQUIPO EN UN PEQUEÑO LABORATORIO DE PRUBAS FUNCIONALES PULMONARES DE UN HOSPITAL GENERAL.

Se construyó un circuito como el que se ilustra, que permite utilizar en forma óptima el equipo de pruebas funcionales respiratorias de un hospital general con limitaciones presupuestarias al respecto.

Se optó por emplear el escaso presupuesto destinado para la dotación de equipo para dicho laboratorio, en la adquisición de aparatos de la mejor calidad posible en su tipo y capaces de ser aplicados en forma aislada o en diversas combinaciones para la realización de la mayor variedad de pruebas posible.

El espirómetro (tipo Stead-Wells, por ejemplo), puede usarse directamente para espirometría forzada, o con absorbedor de CO₂ y suplemento de oxígeno para espi-

rometría simple; se utiliza para la medición del volumen espirado en la prueba del volumen de cierre y para la espirometría indirecta (a través de un sistema de bolsa-barril) en la prueba del lavado de nitrógeno.

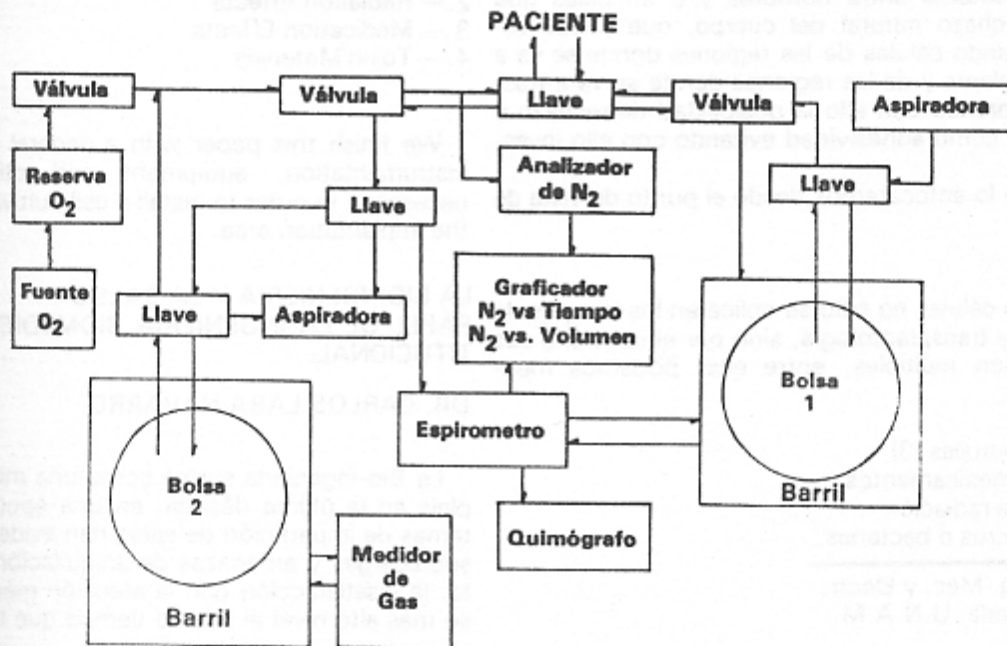
El analizador de nitrógeno encuentra aplicación en la prueba de lavado de nitrógeno y en la del volumen de cierre. El graficador X-Y con base de tiempo se aplica a todos los usos que requieren una gráfica de dos variables relacionadas entre sí o de una de ellas contra el tiempo. El medidor de gas se emplea para cuantificar, a través de un sistema bolsa-barril, el aire exhalado durante la prueba de lavado de nitrógeno, pero también para medir aire o gases colectados en bolsas de Douglas en pruebas a la cabecera del paciente o durante el ejercicio. El espirómetro cuenta con su propio quimógrafo de 3 velocidades, pero tiene un potenciómetro de desplazamiento lineal para la obtención de una señal eléctrica proporcional al volumen.

La idea puede ser aplicable en medios clínicos con similares limitaciones presupuestales pero con el deseo o la necesidad de ofrecer una amplia gama de pruebas funcionales y la posibilidad de seguir utilizando el equipo al aumentar su capacidad o las demandas de trabajo.

OPTIMAL UTILIZATION OF EQUIPMENT FOR A SMALL PULMONARY FUNCTION LABORATORY IN A GENERAL HOSPITAL.

In order to provide for the performance of a variety of pulmonary function tests in a newly formed laboratory with a limited budget, a system was built for the interconnection of a few good-quality pieces of equipment which can thus be used alone or in different combinations for simple spirometry, forced spirometry, ventilation studies, nitrogen washout tests and closing volume tests. Good quality graphical is obtainable. Each apparatus might be put to new uses should the need arise.

Fernando Prieto Hernández D. Phil.
Servicio de Neumología
Hospital Español
México 5, D.F.



CULTIVO DE CELULAS

Francisco Soria*
Alberto Sánchez
Prof. Haruyuki Kawahara.

Resumen.

El objetivo de este trabajo es plantear la importancia del cultivo de células, algunas de sus aplicaciones, así como la posibilidad de cultivarlas en México, siendo nosotros los pioneros en este campo en los países de habla hispana y en general en los países en vías de desarrollo.

Desarrollo.

La importancia del cultivo de células se manifiesta en la investigación en el campo de la bioingeniería (1) en los países desarrollados. El enfoque que se le ha dado a este estudio es esencialmente en dos campos:

- a) Implantología.
- b) Transplantología.

Implantología.

En la implantología se plantea la necesidad de utilizar materiales para la construcción de miembros u órganos artificiales, con la finalidad de reemplazar los mismos a seres humanos o animales con los cuales se experimenta. Como se sabe, cualquier material bioquímico completamente desconocido por el organismo, tiene la posibilidad de ser implantado siendo esta investigación in vitro (2). Esto permite saber el grado de toxicidad de los materiales (2), adhesividad, identificación de las células, etc. En la actualidad se cultivan células sobre la superficie de los materiales en prueba. Esto ha permitido la aceptación de dicho órgano.

Transplantología.

La finalidad de la transplantología es el intercambio de órganos o miembros entre hombres y/o animales que presenta el rechazo natural del cuerpo, que puede estudiarse cultivando células de las regiones donde se va a realizar el trasplante y de las regiones donde se va a trasplantar; comparando con ello la posibilidad de rechazo o aceptación así como adhesividad evitando con ello investigar in vivo.

Este artículo lo enfocaremos desde el punto de vista de implantes.
Aplicaciones.

El cultivo de células no sólo se aplica en los campos de implantología y transplantología, sino por el contrario sus aplicaciones son múltiples, entre ellas podemos mencionar:

- a) Implantes dentales (3)
- b) Efectos de medicamentos
- c) Efectos de la radiación
- d) Efectos de virus o bacterias.

*Depto. de Ing. Mec. y Electr.
Fac. de Ingeniería, U.N.A.M.

Breve descripción del laboratorio requerido.

Entre los instrumentos y elementos requeridos para la formación de un laboratorio de cultivo de células tenemos: Ropa adecuada, zapatos adecuados, cabina de trabajo esterilizada, esterilizadores para frascos y pipetas, pipetas, probetas, matraces, tubos de ensayo y frascos especiales para cultivo, petri dish, microscopio equipado c/cámara fotográfica, incubadora, refrigerador alimento para células, etc.

Bibliografía.

- 1) Clemsom Advisory Board for Biomaterials, "Sexto Simposium Anual International de Biomaterials", Abril 20-24, 1974.
- 2) 15° Congreso Nacional de Biomateriales, Universidad Osaka, Japan, 3 Marzo 1979.
- 3) Haruyuki Kamahara, "Clinical Case Report of Bioceram Implant", Universidad Osaka, Japan, 10 Abril, 1977.

"CELL CULTURE"

This paper is to show the importance of the cell culture and the creation of a research laboratory for its study.

There are two fields of interest in research bioengineering that could be included in the study of cell culture, these two fields are

1. - Implantology
2. - Transplantology

We present both cases. We will make emphasis in implantology, in which laboratory experimentation is of great interest.

There are other application of cell cultivation of which we will mention only four:

1. - Dental Implant
2. - Radiation Effects
3. - Medication Effects
4. - Toxic Materials

We finish this paper with a general description of the instrumentation, equipment and other requirements necessary, in order to install a cell cultivation laboratory in the implantation area.

LA BIOINGENIERIA Y LA SALUD
PAPEL DE LA INGENIERIA BIOMEDICA A NIVEL INSTITUCIONAL.

DR. CARLOS LARA NAVARRO.

La Bio-Ingeniería surgió como una multidisciplina compleja en la última década, en una época en que los sistemas de impartición de salud han evidenciado tensiones, sobrecargas y amenazas de aniquilación. Paradójicamente, la insatisfacción con la atención médica ha alcanzado su más alto nivel al mismo tiempo que la tecnología la ha

proveído con aparatos y técnicas nuevas para el manejo, diagnóstico y terapia de un buen número de enfermedades. Punto saliente de las quejas, el hecho de que día con día se elevan los costos para el cuidado de las enfermedades a pesar de la afluencia de fondos para el apoyo de esta actividad. El sistema se torna en "no sistema" con una serie de jerarquías dentro de las instituciones. La sobre-utilización y la ineficacia se aseguran a través de la política básica del usuario ó comprador de servicios.

Intentaremos entrelazar las necesidades del usuario de servicios médicos con la actividad de la rama de Ingeniería Biomédica y los beneficios que reportará con una inteligente colaboración inter-disciplinaria.

La Bio-Ingeniería puede ser definida como un acercamiento colaborativo a los problemas de interés mutuo al personal de la ingeniería y la biomédica, debe englobar todas las disciplinas de la ingeniería y casi todas de la rama de la salud,

I.S.S.T.E. CENTRO HOSPITALARIO "20 DE NOVIEMBRE"

SERVICIO DE INGENIERIA BIOMEDICA.

BIO-ENGINEERING AND HEALTH CARE.

ROLE OF BIO-ENGINEERING AT INSTITUTIONAL LEVEL.

In our presentation we will try to interlace the relationship between health care and Bio-engineering and the benefits that can be derived from this union of efforts.

One of the major criticisms today about the health care systems is the unrestrained upward spiral of medical costs, we will show with our criteria, how we can overcome this menace, by long range planning, design optimization, instrumentation and management for which engineers are trained.

It is necessary to understand that this can only be attained by effective interdisciplinary collaboration.

DISEÑO E IMPLANTACION DE UN SISTEMA DE CONTABILIDAD HOSPITALARIA SEGUN PRESUPUESTO POR PROGRAMA.

Bonfilia Téllez, Carlos García Moreira, Jesús Soria.

Unidad de Informática y Dpto. de Contabilidad
Instituto Nacional de Cardiología

El control contable de un gran centro hospitalario plantea una serie de problemas inherentes a la complejidad de sus funciones y que deben ser adecuadamente resueltos como paso previo a toda evaluación y planeación.

Simultáneamente, el presupuesto debe ser objeto de una formalización consistente con el control a implantar, y ambos aspectos interrelacionarse a diversos niveles.

En el desarrollo de un sistema computarizado al servicio de estos propósitos se plantea inevitablemente un conflicto entre la urgencia de cumplir con estos y la parsimonia requerida por el análisis exhaustivo de los subsistemas.

Adicionalmente, la contabilidad departamental, básica para la administración local, debe traducirse en términos programáticos para los fines de información gubernamental.

La presente comunicación expone los pasos dados en el Instituto Nacional de Cardiología para satisfacer estas necesidades, incluyendo las formalizaciones conceptuales y los aspectos técnicos más relevantes de su implementación computacional.

Especial atención se brinda a los errores cometidos y a los accidentes acaecidos, tanto en lo referente a sus causas como a sus repercusiones y a las medidas de prevención adoptadas.

La configuración de los equipos y sistemas empleados con vistas al futuro desarrollo y a la optimización del conjunto.

Se formulan algunas conclusiones primarias y se discuten las proyecciones del sistema para la evaluación y el diseño presupuestal.

VIERNES

SESION 17:45 SYMPOSIUM 2

"ACTIVIDAD CIENTIFICA
INTERDISCIPLINARIA EN MEXICO"

16:00 a 17:30

Coordinador: Dr. Moisés Guevara

Participantes: Lic. Manuel Ulloa Herrero
Dr. Eleuterio Zamanillo
Dr. Diego Bricio Hernández
Dra. Teresa Keane.

PRESIDENTE: Dr. Filiberto Cortés Marmolejo
Coordinador
de los Servicios Auxiliares.
de Diagnóstico y Tratamiento.
Hospital Zaragoza, I.S.S.S.T.E.

TRABAJOS LIBRES SALON "A"

- 17:45 EXPERIENCIA EN EL DESARROLLO E IMPLANTACION DE UN SISTEMA DE CENSO HOSPITALARIO Y CONTROL DE CAMAS
Carmona, O., Walker, K. y Casanova, J. M.
Unidad Informática. Instituto Nacional de Cardiología.
- 18:05 SIMULADOR DE ECG DE IMPEDANCIA VARIABLE
Sánchez T., F. y Rosenthal C., S. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M.-Iztapalapa.
- 18:25 ESTUDIO DEL COMPONENTE POTENCIADOR RAPIDO DE LA MEMORIA INOTROPICA DEL MIOCARDIO MEDIANTE TECNICA DE PERFUSION MUY RAPIDA. EVIDENCIA A FAVOR DEL CARACTER IONICO DE DICHO FACTOR
García M., C., Haces L., C. y García R., J.
Laboratorio de Biofísica, Facultad de Ciencias. U.N.A.M.
- 19:00 MAQUINAS DE AGITACION ORBITAL PARA CULTIVOS MICROBIOLÓGICOS
Ruiz B., G. y Sánchez V., J. Centro de Instrumentos. U.N.A.M.
- 19:20 GERMINADOR DE SEMILLAS CON TEMPERATURA CONTROLADA
Macías L., A. Centro de Instrumentos. U.N.A.M.
- 19:40 MESA ANTIVIBRATORIA PARA TRABAJO CON REGISTRO MECANICO DE ALTA SENSIBILIDAD
González B., C., García M., y Labiano, S. Laboratorio de Biofísica. Facultad de Ciencias. U.N.A.M.
Alternativa: COMUNICADOR VISUAL. Aréchiga, M. R., Albert, J., Arroyo, G., Martínez, R. y Méndez, J. Depto. de Electrónica y Depto. de Procesos y Técnicas de Realización. U.A.M.-Azcapotzalco.

EXPERIENCIA EN EL DESARROLLO E IMPLANTACION DE UN SISTEMA DE CENSO HOSPITALARIO Y CONTROL DE CAMAS.

Oscar Carmona, Kathryn Walker, José M. Casanova.

Unidad de Informática
Instituto Nacional de Cardiología

En casi todos los hospitales el control de camas constituye un punto conflictivo, donde intervienen distintos departamentos, y que determina en buena medida la eficacia de la prestación de asistencia, a través del porcentaje de ocupación que logra alcanzarse en promedio.

En el Instituto Nacional de Cardiología se efectuaron sucesivas aproximaciones antes de alcanzar un funcionamiento aceptable, que demandó cambios organizativos, incorporación de equipos y diseño de programas.

La evidente sencillez del cometido primario de este sistema resulta desvirtuada por la multiplicidad de los controles que es necesario introducir para detectar y corregir omisiones o errores del personal involucrado.

Por el otro extremo, la información censal constituye la base de reportes requeridos por la dirección para evaluar la prestación del servicio.

La ocurrencia de accidentes y errores, así como la existencia de un sistema emergente, son aspectos que también se incluyen en esta presentación.

De la experiencia ganada es posible extraer algunas conclusiones acerca de los lineamientos generales a que deberían ajustarse este tipo de sistemas, y de la utilidad que sería posible derivar de ellos para el control y la planeación de la gestión asistencial.

SIMULADOR DE ECG DE IMPEDANCIA VARIABLE:

Fernando Sánchez Torres, Salomón Rosenthal Cikrovich.
Area de Ingeniería Biomédica
Universidad Autónoma Metropolitana—Unidad Iztapalapa.

Actualmente existen en el mercado simuladores de ECG — Parke Davis, Space Labs, Valonics, Physio Control, etc. — cuya función es la de proveer una señal estable y conocida con la cual se puede determinar la respuesta de un electrocardiografo (Carr. 1977).

En la práctica clínica no se puede asegurar que la colocación de los electrodos sea siempre adecuada y consistente dando por resultado un amplio rango de variación de impedancias (menor a 50,000 OHM) de la interfase electrodo-piel (Pipberger et al 1975). Es importante que la respuesta del electrocardiografo no se vea afectada por dichas variaciones de impedancia.

Los dispositivos antes mencionados no tienen la capacidad de simular las variaciones de impedancia de la interfase electrodo-piel encontradas en la práctica.

Por tal causa se desarrolló un simulador de ECG que provee una señal de frecuencia y amplitud variables, contando además con la posibilidad de variar su impedancia de salida dentro de los rangos mencionados y las especificaciones de la AHA. (Pipberger et al 1975).

- Carr. J.J. Servicing Medical and Bioelectronic Equipment. Tab 1977.
- Pipberger H.V. et al. Recommendations for Standardization of Leads and of Specifications for Instruments in Electrocardiography and Vectocardiography. Circulation. August 1975 52 (2) 11-31.

ABSTRACT

EKG SIMULATOR WITH VARYING IMPEDANCE

We have designed a variable frequency and amplitude EKG simulator, which also has the property of varying its output impedance. This feature gives us the capability to simulate the electrode-patient interface and, therefore, it allows us to test the ELG's response to a non-ideal signal source whose output impedance can be as high as 100 000 OHM.

ESTUDIO DEL COMPONENTE POTENCIADOR RAPIDO DE LA MEMORIA INOTROPICA DEL MIOCARDIO MEDIANTE TECNICA DE PERFUSION MUY RAPIDA: EVIDENCIAS A FAVOR DEL CARACTER IONICO DE DICHO FACTOR.

Carlos García Moreira, Carlos Haces Landa, Jaime García Ruíz.

Laboratorio de Biofísica
Facultad de Ciencias. UNAM.

El condicionamiento de la contractilidad del miocardio de rana puede ser predecido con notable precisión mediante un modelo matemático cuyos componentes básicos pueden ser determinados experimentalmente (1).

No obstante existir acuerdo acerca del significado de los movimientos de ión Calcio en la generación de un efecto positivo de memoria, la naturaleza de los compartimentos involucrados constituye un problema aún no aclarado definitivamente.

Para recoger nuevos elementos de juicio, se diseñó una técnica de perfusión muy rápida, que permite renovar 25 veces por segundo el líquido de una cámara de perfusión donde se coloca una tira del miocardio, cuyas contracciones son registradas isométricamente. Mediante esta técnica resulta posible introducir perturbaciones en el comportamiento de memoria durante períodos controlados y muy breves de tiempo, utilizando soluciones con concentraciones variables de ión Calcio.

Combinando los efectos de memoria producidos por cambio de la frecuencia de pulsos estimuladores y de la concentración de Calcio resulta posible discutir la ortogonalidad de ambos factores.

La ocurrencia de interacción positiva verificada experimentalmente debe interpretarse como indicio de que la actividad previa induce un aumento transitorio de la permeabilidad de membrana para el ión Calcio.

En consecuencia, se concluye que el factor rápido de potenciación esta constituido por un flujo entrante aumentado de ión Calcio, y no por un remanente de este ión en un compartimento debido a restricciones de difusión.

Se relaciona esta conclusión con recientes evidencias

experimentales obtenidas por otros autores que apoyan la tesis expuesta.

- (1) García Moreira et al. Arch. Inst Physiol. Biochim 85: 435-453, 1977.

MAQUINAS DE AGITACION ORBITAL PARA CULTIVOS MICROBIOLOGICOS

G. Ruíz Botello, J. Sánchez Vizcaino
Centro de Instrumentos, UNAM.

La selección del tipo de agitación (orbital o reciprocante) empleado en estudios microbiológicos, depende de la investigación a realizar. Particularmente, para el caso del cultivo de microorganismos, es más indicada la agitación orbital o rotatoria. Esta imparte al cultivo mediante un desplazamiento plano horizontal en una órbita precisa, un movimiento circular uniforme y suave que permite evitar la influencia de los cambios en la reología de cultivo y la reducción del volumen del mismo sobre la transferencia de oxígeno, pudiendo garantizar así, durante el desarrollo del experimento, cierta homogeneidad. La amplitud del movimiento, así como la velocidad de agitación, están íntimamente ligadas a la transferencia de oxígeno, aumentando esta última en forma casi directamente proporcional al aumentar alguna de las primeras. (1)

El diseño y fabricación de estas máquinas se ha venido haciendo desde hace dos años. Su capacidad es de 48 matraces Erlenmeyer de 250 ml y se cuentan, entre ellas, máquinas de agitación con velocidad fija de 110 r.p.m., con velocidad variable de 0-215 r.p.m., con iluminación artificial y con temperatura controlada. Todas estas características se pueden combinar entre sí, dependiendo de la utilización que se le asigne a la máquina, para contar con el dispositivo más adecuado para efectuar el experimento.

Contar con máquinas con temperatura controlada es importante, ya que se habla entonces de una incubadora, en la cual, controlando la velocidad de agitación y la temperatura, se puede controlar a su vez, el desarrollo del cultivo. La gran ventaja de las incubadoras es que se pueden instalar en cualquier parte evitando tener cuartos con temperatura controlada. En la que se ha fabricado, el intervalo de temperatura va desde la del ambiente, hasta 60°C. Esta última se alcanza en 30 minutos cuando la temperatura ambiente es de 20°C aproximadamente y se estabiliza rápidamente, operándose con una precisión de -0.2°C. Para ello se utiliza un elemento calefactor de 500 watts el cual está sometido a una corriente de aire; éste al circular dentro de la incubadora, asegura que la temperatura sea homogénea en el interior de la misma. El aislamiento de la incubadora se consigue mediante una pared de poliestireno de 3/4" de espesor. La medición y el control de la temperatura se lleva a cabo utilizando un transductor de temperatura de estado sólido acoplado a un circuito comparador. Lo que produce el transductor es una señal de voltaje previamente seleccionado (correspondiente a una temperatura), de forma que cuando la temperatura detectada sea igual a la seleccionada se desconecte el elemento calefactor, manteniendo de esa for-

ma la temperatura alrededor de un valor deseado. (2).

Es importante mencionar que las características de estas máquinas han cubierto, hasta ahora, los requerimientos solicitados por los investigadores, y que, actualmente, se encuentran operando este tipo de máquinas en diversas dependencias de la UNAM y en el CONAFRUT. Cabe señalar también, que su precio es más bajo que el de las máquinas importadas.

Se considera que el proyecto se encuentra en la etapa de retroalimentación por parte de los usuarios, permitiendo así efectuar las modificaciones pertinentes al diseño con el fin de mejorarlo.

ABSTRACT

ORBITAL SHAKING MACHINES FOR MICROBIAL CULTURES

The usefulness of shaking action in microbial cultures is well known. Due to the particular research requirements of some Institutions, it was necessary to design and manufacture shaking machines. These activities have been developed at The Centro de Instrumentos UNAM - since 1977.

GERMINADOR DE SEMILLAS CON TEMPERATURA CONTROLADA

Alonso Macías L.

Centro de Instrumentos, U.N.A.M.

El sistema que a continuación se describe, se diseñó con el fin de tener a la mano algo que nos permitiera observar procesos de germinación, además de obtener con ésto, temperaturas óptimas a la cual germinan las semillas que estuvieran bajo prueba.

Este germinador consiste en una barra de aluminio de 4 pulgadas de diámetro el cual en una de sus caras tiene 5 perforaciones repartidas en forma equidistante, estas perforaciones tienen un diámetro de 1 pulgada (26 mm) con una profundidad de 23 cm ya que la barra tiene de largo 26.5 cm.

En el otro extremo de la barra tiene al centro una perforación en la cual se aloja una resistencia como calefactor, la cual se conecta y desconecta por medio de un relevador, este relevador actúa bajo la orden de un amplificador operacional el cual trabaja como comparador del nivel de la señal seleccionada.

Para detectar la temperatura del sistema se hace a través de un transductor de temperatura de estado sólido de respuesta rápida con un rango de -55°C a $+125^{\circ}\text{C}$, este transductor será colocado por medio de una perforación a la mitad de la barra, por donde permite introducir el transductor hasta casi tocar el calefactor.

Esta distancia entre calefactor y transductor es importante, ya que a la distancia más corta permite tener más control sobre la cantidad de calor que se le va a aplicar para mantener un determinado nivel de temperatura.

La barra está aislada con poliestireno con un espesor de 2 pulgadas y contenido en un tubo de lámina de aluminio o fierro, por la parte de atrás tiene un disco de poliestireno y después de ésta una tapa de aluminio.

Por la parte de enfrente tiene una tapa la cual al girarla se puede retirar para meter o sacar las semillas, esta puerta tiene la opción de tener una placa de plástico transparente (lucita) para poder observar las muestras.

El sistema desarrollado nos permite un gran ahorro de energía ya que sólo se aplican pulsos de calor para mantener la temperatura seleccionada, porque las pérdidas de calor son bajas.

También es de menor costo ya que se utilizan barras de aluminio de uso comercial sin tener que llegar a fundiciones (1) especiales.

Pruebas realizadas en prototipos nos han dado buenos resultados, ya que sólo se ocupan para estabilizarse 5 a 10 minutos en el control electrónico, 10 a 15 minutos el aluminio alcanza la temperatura de acuerdo a la seleccionada, y en la cámara de aire se alcanza en otros 15 minutos aproximadamente la temperatura de trabajo.

Las tolerancias que hemos obtenido en pruebas van del orden de $+0.1$ a $+0.2^{\circ}\text{C}$, lo cual permite registrar resultados bastante reales.

Cuando la temperatura de operación es superior a la ambiente las pruebas se pueden realizar en cualquier mesa de trabajo, ahora bien, cuando la temperatura es inferior a la ambiente, se requiere una atmósfera fría la cual se logra con un sistema de refrigeración; por lo que concluimos que para una temperatura determinada de operación, la temperatura ambiente (o artificial) debe ser inferior a ésta.

Cada control permite operar hasta 5 módulos con temperaturas diferentes o todas iguales.

TEMPERATURE CONTROLLED GERMINATION PROCESSES

This is a germination processes system of low cost and low consumption, it also has an excellent temperature stability, due to a solid state temperature transducer and electronic ON-OFF control system, which operate a relay an electric resistance in the aluminum pieces.

MESA ANTIVIBRATORIA PARA TRABAJO CON REGISTROS MECANICOS DE ALTA SENSIBILIDAD.

César González Beltrán
Carlos García Moreira

Santiago Labiano

Laboratorio de Biofísica
Facultad de Ciencias. UNAM.

En los estudios de contractilidad cardíaca y de permeabilidad de membranas artificiales que se desarrollan en nuestro laboratorio se planteaba el problema de las vibraciones que interferían con los experimentos y distorsionaban los registros, agravado por la estructura antisísmica del edificio, la cual facilita la propagación de vibraciones.

Para solucionar este problema diseñamos, construimos y ensayamos un sistema que básicamente consta de un recipiente invertido conteniendo aire (cuyo fondo constituye la superficie útil de la mesa), flotando dentro de

otro recipiente lleno de líquido. La cantidad de aire dentro del primer recipiente se regula mediante un tubo que comunica su cámara con el exterior.

El análisis de las propiedades mecánicas de nuestro sistema permitió predecir que funcionaría mejor, en lo que se refiere a supresión de vibraciones, que las mesas y bases antivibratorias usuales.

En nuestro sistema, las vibraciones del piso se transmiten primero al líquido, luego al aire y finalmente, por medio del techo del recipiente flotante, al aparato del dispositivo experimental. Pero cuando la altura de los recipientes es de 75 centímetros, tal sistema de transmisión elimina efectivamente las vibraciones con frecuencias superiores a medio ciclo por segundo.

En este trabajo, se presentan registros experimentales que evidencian la certitud de los cálculos y demuestran la utilidad del sistema.

Asimismo, se presentan tres versiones constructivas del prototipo, resultado de sucesivos perfeccionamientos introducidos a su diseño.

COMUNICADOR VISUAL

M. en C. René Aréchiga M.*, José Albert +, Guillermo Arroyo +, Raúl Martínez +, Julio Méndez.

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA-
AZCAPOTZALCO.

RESUMEN:

El Diseño del "comunicador visual", está dirigido a proporcionar un medio de comunicación a personas con afecciones motoras que les impiden comunicarse por medios orales.

El Sistema consiste en una unidad electrónica portátil, que permite desplegar, mediante una pantalla de indicadores luminosos alfanuméricos, cualquier letra del alfabeto, números o símbolos usuales. Dispone de un teclado de 49 teclas, cuya cubierta permite, por su forma, guiar el movimiento de la mano a la tecla deseada (necesario cuando no hay coordinación motora) —además de las teclas de letras, números y símbolos, incluye teclas de funciones especiales como corrección y borrado.

La utilización de este sistema permite a personas con afecciones que les impiden comunicarse oralmente, comunicarse mediante la construcción de frases y oraciones, de tal forma que el usuario y la persona receptora pueden leer el mensaje registrado.

El desarrollo del sistema está ajustado a las recomendaciones de especialistas como: terapeutas, físicos, ocupacionales y de lenguaje, médicos ortopedistas, maestros de educación especial, diseñadores industriales e ingenieros en electrónica.

El sistema está basado en una microcomputadora en una sola pastilla, que realiza las funciones de detección de teclas accionadas, así como el despliegue de los caracteres utilizando la técnica de multicanalización por división de tiempo, cada dígito formado por una matriz de diodos emisores de luz de 7 X 5.

* Jefe del Area de Computadoras
Depto. de Electrónica, Comunicaciones e Instrumentación
División de Ciencias Básicas e Ingeniería

+ Depto. Procesos y técnicas de realización.
División de Ciencias y Artes para el Diseño.

ABSTRACT:

The VISUAL COMMUNICATOR, is a device to provide a communication medium to handicapped people with impossibility to speak.

The system is an portable electronic unit which shows on a set of 16 alphanumeric display the sentences entered through a 49 key keyboard.

It is designed in such a way to help the fingers to reach and touch the right key (necessary when there is not coordination); besides the keys mentioned above, it has special function keys as correction, delete, and space.

The system design, is based on recommendations of special education teachers, physicians, rehabilitation experts, and industrial designers.

The system hardware is based on a single chip microcomputer which performs all the functions needed for sensing the keys and to display within a time division multiplexed enviroment, each of the 7 X 5 Light emitting diode dot matrix of the alphanumeric digits.

VIERNES

SESION 17:45

PRESIDENTE:

M. en C. Ing. Fernando Berdichevsky P.
Jefe del Area de Ingeniería Biomédica.
U.A.M.-Iztapalapa.

TRABAJOS LIBRES

SALON "B"

17:45 SISTEMA COMPUTARIZADO PARA LA MEDICION AUTOMATICA DE FONOMEKANOCARDIOGRAMAS

Fishleder, B. y Sánchez R., A. Departamento de Fonomekanocardiografía y unidad de Informática. Instituto Nacional de Cardiología.

18:05 LA CIUDAD DE MEXICO, UNA DE LAS CIUDADES MAS MOLESTAS ACUSTICAMENTE

U.A.M.-Iztapalapa.

18:25 DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN CALORIMETRO CON CONVECCION FORZADA

Carrasco S., S. y Escobar H., A. Area de Ingeniería Biomédica. U.A.M.-Iztapalapa.

19:00 OBTENCION DE PARAMETROS HEMODINAMICOS A PARTIR DE REGISTROS DE CATEETERISMO

Gil, M. y Mondragón, J. Unidades de Informática y Terapia Intensiva: Instituto Nacional de Cardiología.

19:20 SISTEMA DE EQUILIBRACION DE GASES EN SANGRE

Cutler, C. y Wallace, D. Medicor Inc. Salt Lake City, Utah.

19:40 DETECTOR DE PRESION SISTOLICA Y DIAS-TOLICA

Haia*, M. Depto de Electrónica. U.A.M.-Azcapotzalco.

SISTEMA COMPUTARIZADO PARA LA MEDICION AUTOMATICA DE FONOMEKANOCARDIOGRAMAS.

Bernardo Fishleder

Armando Sánchez Rodríguez

Depto. de Fonomekanocardiografía y Unidad de Informática.

Instituto Nacional de Cardiología.

Mediante FM se grabaron en cinta los registros simultáneos de electro y fonocardiogramas, así como de pulso carotídeo y apexcardiograma, pertenecientes a pacientes con corazón sano, remitidos en consulta para estudio fonomekanocardiográfico.

Los registros fueron digitalizados, fuera de línea, a frecuencia de 2000 muestras por segundo para el caso de fonocardiograma y de 200 para los tres restantes.

El programa realiza eliminación de voltaje alterno parásito y corrección de líneas de base. Posteriormente reconoce el los distintos trazados los puntos de referencia (inicio 1er ruido, incisura del pulso carotídeo, inicio onda Q, etc.) y a continuación mide los intervalos considerados de interés clínico (FISVE FEVR, etc.).

Asimismo se calculan los diversos índices de contractilidad, y finalmente se edita un reporte completo, que incluye análisis estadístico de las medidas y gráficas de alta resolución correspondientes a los registros depurados de artificios.

Los registros son también medidos en la forma convencional (que insume, en promedio, 20 minutos al especialista) y luego se comparan con las obtenidas mediante computadora.

Se presentan los resultados para el grupo de casos estudiados, las bases de los algoritmos y las pautas para su refinamiento a efectos de reconocer la ocurrencia de accidentes con significación clínica determinada.

LA CIUDAD DE MEXICO, UNA DE LAS CIUDADES MAS MOLESTAS ACUSTICAMENTE.

Rodolfo Martínez y C.

Universidad Autónoma Metropolitana

Unidad Iztapalapa

Area de Ingeniería Biomédica

Apartado Postal 55-534

México 13, D.F.

INTRODUCCION

En este estudio, hemos querido observar desde un punto de vista subjetivo qué tan molesto es el ruido ambiental de nuestra ciudad, tanto en la casa, como en la calle y en el trabajo.

RESULTADOS

Este estudio es similar a un estudio que se llevó a cabo por Inglaterra en la ciudad de Londres hace ya algún tiempo. A continuación en la Tabla A exponemos los valores adquiridos por nosotros, y en la Tabla B, los valores adquiridos en Inglaterra.

En cada 100 personas, cuantas son molestadas			
Descripción del ruido. Columna 1	Cuando están es casa. Columna 2	Cuando están en la Calle. Columna 3	Cuando están en el trabajo. Columna 4
Tráfico	21	74	28
Aviones	27	54	12
Ferrocarriles	8	31	2
Trabajo de Construcción Industrial	5	39	17
Aparatos Domésticos	69	9	2
Ruidos producidos por los vecinos, golpes en las paredes, etc.	49	23	25
TOTAL	179	230	86

TABLA A: Ruidos que molestan a la gente en la casa, en la calle y en el trabajo (En la Ciudad de México).

En cada 100 personas, cuantas son molestadas			
Descripción del ruido. Columna 1	Cuando están es casa. Columna 2	Cuando están el la calle. Columna 3	Cuando están en el trabajo. Columna 4
Tráfico	36	20	7
Aviones	9	4	1
Ferrocarriles	5	1	-
Trabajo de Construcción Industrial	7	3	10
Aparatos Domésticos	4	4	4
Ruidos producidos por los vecinos (golpes en las paredes, etc.).	6		
TOTAL:	67	28	22

TABLA B: Ruidos que molestan a la gente en la casa, en la calle y en el trabajo (En la Ciudad de Londres, Inglaterra).

En la Tabla A, vemos respectivamente que la molestia del ruido en la calle fue mencionado 230 veces por las cien personas interrogadas, en casa 179, y en el trabajo 86 veces.

Esto nos da idea de la magnitud y preponderancia del ruido del tráfico en una Ciudad como la nuestra, es decir: Ruido en la Calle "México 230", "Londres 28". Y en el año 2000 tendremos en esta Ciudad 32 millones de habitantes.

REFERENCIAS:

1. — William Burws, "Noise and Man", Second Edition, John Murray.
2. — Kryter, The effects of noise on Man, Academic Press.
3. — "Organo Informativo". Universidad Autónoma Metropolitana, Vol. IV. No. 1. 19 septiembre de 1979.

MEXICO CITY, ONE OF THE CITIES WITH A BIGGER ACOUSTICAL ANNOYANCE.

ABSTRACT.

With this article, we have in idea about how annoyance is our enviroment, we made something similar to that one which was carried out in collaboration by the Building Research Station and the Central Office of Information from Great Britain.

Our results are quite interesting, because they offer to us an idea about which is our acoustical reality; that means, there is a really big difference between both works.

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN CALORIMETRO CON CONVECCION FORZADA

Salvador Carrasco
Angel Escobar H.
Depto. Ing., UAM-Iztapalapa
México, D.F.

Existen varios métodos para medir el calor liberado por el cuerpo humano: La calorimetría directa (1), método complejo y caro y además limitado cuando se desea medir las pérdidas de calor durante el ejercicio. La Calorimetría Particional (2), con características y limitaciones similares al método anterior. Y la Calorimetría Indirecta (3), la cual brinda poca información acerca de las pérdidas de calor por la superficie corporal.

Nuestro interés radica en la cuantificación de las pérdidas de calor en el cuerpo humano, en particular cuando éste se encuentra empuesto a diferentes condiciones ambientales. Para esto se montó una pequeña cámara de poliuretano que hace el trabajo de un calorímetro, a través de la cual se hace circular una corriente de aire, disponiéndose de mediciones de temperatura y de flujo. El sistema permite regular las pérdidas de calor por convección al variar el flujo del aire.

Se cuantifica tanto el calor total liberado como el que corresponde a la convección y a la radiación de la superficie expuesta, El coeficiente de transmisión de calor h

corresponde a la suma de los coeficientes de convección h_c y el de radiación h_r .

El parato usado es relativamente barato y simple de construir.

Se reportan resultados preliminares obtenidos con ratas anestesiadas, los cuales podrán servir de base para un aparato adecuado para efectuar pruebas similares en el cuerpo humano.

ABSTRACT

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FORCED CONVECTION CALORIMETER

There exist several methods to measure heat loss in the human body: Direct Calorimetry (1), a complex and expensive method, with limitations when one wants to measure heat loss during exercise. Partitional Calorimetry (2), with similar characteristics and limitations as the above method. Indirect Calorimetry (3), that provides little information about heat loss from the human body surface.

Our interest is focused on quantifying heat loss in the human body, specifically when this is exposed to different environmental conditions. In order to do this, a small polyurethane chamber was assembled through which an air stream is circulated, allowing this apparatus to indicate temperature and flow. This is a good substitute for the calorimeter.

The System enables us to regulate the convective heat loss by changing the air flow.

In this apparatus we were able to measure the total loss quantifying separately convective and radiative heat loss from the exposed surface. The heat transfer coefficient h corresponds to the sum of the convective h_c and the radiative h_r heat transfer coefficients.

The proposed apparatus is inexpensive and easy to construct.

Preliminary results are reported on anesthetic influenced laboratory rats, which will serve to implement a system in order to perform similar experiments in the human body.

1. Benedict, F.G., Science. 42, 75-84, 1915.
2. Hardy, J. D. and Stolwijk, J. A. J., "Partitional Calorimetric Studies of Man During Exposures to Thermal Transients", J. Appl. Physiol., 21, 1799-1806, 1966.
3. Dubois, E.F., "Basal Methabolism in Health and Disease", 3rd Ed. Philadelphii, Lea and Febiger, 1936.

OBTENCION DE PARAMETROS HEMODINAMICOS A PARTIR DE REGISTROS DE CATETERISMO.

Manuel Gil

Jesús Mondragón

Unidades de Informática y Terapia Intensiva
Instituto Nacional de Cardiología.

Durante la realización de operaciones cardíacas o el monitoreo de terapia intensiva se obtuvieron registros de

presión intracardiaca y aórtica mediante cateter corto conectado a transductor, o bien mediante micro-transductor ubicado en la punta del catetr.

Las señales de presión y el electrocardiograma fueron grabadas en cinta mediante F; y posteriormente digitalizadas, para generar un archivo sobre el cual trabaja el programa de analisis.

Se utilizó una computadora PDP 11/34 y un graficador de puntos CALCOMP, trabajando con el sistema operativo RSX 11 M. Para la conversión analógico-digital se empleó el sistema "ADL", desarrollado anteriormente (1) en el propio Instituto.

El programa aplica primeramente varias rutinas para la eliminación de ruidos y artefactos, luego reconoce las ondas del R del electrocardiograma y en base a esto selecciona ciclos cardíacos de duración comprobable, para el posterior análisis estadístico.

Sobre las curvas de presión depuradas se identifican los instantes correspondientes al ninal de la sístole isovolumica y al comienzo de la diástole isovolumica se basa simplemente en la segunda derivada de la presión respecto del tiempo.

Se calcula el índice de contractilidad según SONNENBLICK: $IC (dP/dt)_{max} / (SP, dV)_{isov}$.

simismo se aplica la aproximación de EDMAN para obtener un segmento de la curva fuerza-velocidad del componente contráctil aislado:

$$\frac{dI}{dt} = \frac{1}{K} \frac{1}{P} \frac{dP}{dt}$$

mediante extrapolación de la función hipérbola ajustada se estima la velocidad intrínseca máxima correspondiente a carga cero, así como el diagrama de potencia.

Se realizan las medidas de rutina y se efectúa análisis estadístico de los resultados. Accesoriamente, se calcula el Índice de Viabilidad Sub-Endocárdica.

SISTEMA DE EQUILIBRACION DE GASES EN SANGRE.

Christopher A. Cutler, Ph.D.

Wm. Dean Wallace, M.D.

ABSTRACT

The present work describes a blood gas tonometer which overcomes the problem of transfer of the equilibrated blood sample from the tonometer to the blood gas analyzer by accomplishing the tonometry right in a syringe. The gas is first bubbled through a humidifying chamber formed in the plunger of the syringe and subsequently passes through holes in the plunger tip and equilibrates the sample placed in the barrel of the syringe. The whole assembly is fitted into an aluminum block which is temperature controlled to 37 degrees Centigrade. Results show excellent comparisons with present tonometer systems. Fast equilibration time, multiple channel capacity and ease of handling make the system attractive for clinical use.

RESUMEN

Uno de los elementos importantes en un programa de conteo de calidad de analizadores de gases en sangre es un instrumento para equilibrar gases en la sangre llamado tonómetro. Anteriormente los tonómetros han tenido la desventaja de ser difíciles de manejar de tal manera que no han recibido mucha aceptación en la comunidad clínica.

En este trabajo se presenta un nuevo diseño que elimina el problema de la transferencia de muestra equilibrada del tonómetro al analizador. Esto se cumple llevando a cabo el proceso de equilibración en una jeringa. Una vez terminada la equilibración, la misma jeringa sirve como medio de transporte eliminando problemas de contaminación de la muestra.

Se forma una cámara de humidificación en el cuerpo del pistón de la jeringa. Después de ser humidificado y calentado, el gas pasa por varios agujeros pequeños en el plástico flexible que forma la punta del pistón y hace burbujas que suben a la superficie de la sangre. La sangre reside en la parte de la jeringa que normalmente se usa. Al no pasar gas por los pequeños agujeros, estos se cierran como válvulas de un solo sentido y así no permiten pasar la sangre por la membrana.

La jeringa completa se mantiene a 37 grados centígrados mediante contacto térmico con un bloque de aluminio cuya temperatura se controla por un circuito electrónico.

Se compararon favorablemente los resultados obtenidos con el tonómetro actual con los de otros tonómetros. Además, el tonómetro jeringa demuestra las ventajas siguientes: 1) se minimiza la posibilidad de contaminación de la muestra equilibrada, permitiendo mayor uso clínico, 2) simultáneamente se permite equilibración de muestras múltiples, y 3) el sistema fácilmente se limpia y se mantiene.

El diseño actual utiliza una jeringa de 20 cc. Las pruebas clínicas indicaron que este volumen es excesiva y la próxima generación se basará en una jeringa más pequeña.

DETECTOR DE PRESION SISTOLICA Y DIASTOLICA MAURICE HAIAT

Depto. de Electrónica, Comunicaciones e Instrumentación

Universidad Autónoma Metropolitana-Azcapotzalco

Av. San Pablo S/No.

Azcapotzalco; México 16, D.F.

RESUMEN

Los medidores de presión arterial contemporáneos se basan en el método de oclusión de arteria y detección de Sonidos de Korotkoff. Algunos errores se presentan en esta medición, como por ejemplo el de auscultación, (falta de buen oído), paralaje (mala detección visual al usar un manómetro analógico), mecánicos (manómetro mal calibrado, muy usado, etc.). Todos estos errores acumulados hacen que la medición sea errónea.

Se pretende realizar un sistema que detecte las presiones Sistólica y Diastólica. Equipo de bajo costo, tecnología sencilla y utilizando componentes disponibles en el mercado nacional.

Se eliminará el uso del estetoscopio, aumentará la repetitividad de la lectura, y se propone un margen de error de ± 5 mmHg.

Se utilizará un brazalete para ocluir la arteria. El sistema, al estar basado en los sonidos de Korotkoff, usará un cristal piezoeléctrico para la detección de los pulsos. Monoestables serán disparados respectivamente con las dos presiones, indicando así el instante en que se presentan.

Se necesitarán voltajes de referencia para la detección; para esto se está actualmente realizando una estadística con una de las partes del equipo diseñado. Se obtendrán resultados que permitirán juzgar el uso del piezoeléctrico y conocer las características de los pulsos que con él se presentan. En función de los resultados se podrá proseguir con el proyecto. Si se tienen datos satisfactorios, se probará un sistema "Sample and Hold" que retendrá el voltaje correspondiente a la presión del brazalete al tener la sistólica y la diastólica; en caso contrario se decidirá el uso de un nuevo transductor o bien un nuevo sistema de detección.

SYSTOLIC AND DIASTOLIC PRESSURE DETECTOR

ABSTRACT

A description is given of a Low Cost Systolic and Diastolic Pressure Detector, based on the Korotkoff sounds and occluding cuff.

The System will give an electronic pulse with the occurrence of each pressure.

We can occlude the brachial artery with a pneumatic cuff and a piezoelectric crystal placed exactly on the artery will detect the voltage peaks synchronous with the Korotkoff sounds. Those levels will be compared with a reference voltage established statistically when the systolic and diastolic pressures appear, two monostables will be triggered respectively.

The idea is to eliminate the stethoscope, in order to avoid some errors due to auscultation, parallax, mechanisms and others; to ensure a precision of ± 5 mmHg. and the exclusive use of components available in the local market.

The user may have a pressure transducer to know the pressure in the cuff and display it in an analog or digital way.

SABADO

PRESIDENTE DE SESION: M. en C. Ing. José Paulino Lozada
Profesor de la Universidad de las Américas.

10:00 a 10:45 CONFERENCIA MAGISTRAL 2

"PERSPECTIVA CIENTIFICA DE LA INGENIERIA BIOMEDICA"

Dr. Eduardo Piña Garza
Director de la División de Ciencias Básicas e Ingeniería. U.A.M.-Iztapalapa.

11:00 a 12:30 SYMPOSIUM 3

"PROBLEMATICA DE REGISTRO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS"

Coordinador: Dra. Paulina Eisenberg de Smoller.

Participantes: Dr. Fernando Prieto Hernández
Ing. Miguel Lindig Bös
Dr. Abdo Bistení
Dra. Carmen Domínguez Munguía
Dr. Mario R. Testelli

Salutación

Es muy probable que el día que ya no existan problemas por resolver, o que sean escasas las posibilidades de superarse, el modo de vida será diferente, aunque se antoja más bien aburrido.

Lo anterior se menciona dado que, a pesar de todos los obstáculos, nos encontramos reunidos para iniciar las labores del II CONGRESO NACIONAL DE INGENIERIA BIOMEDICA.

La logística para implementar el Congreso actual dista mucho de ser la que se presentó en el primero, ya que hubo necesidad de superar distancia y tiempo, que en ocasiones, parecían insalvable la una y demasiado breve el otro. Sin embargo, nuestra presencia pone de manifiesto el interés que la Membresía de la SOMIB ha tenido, y tiene, para que se realicen este tipo de eventos.

En este Congreso estamos viviendo ya nuevas etapas: dos cursos-taller y el desarrollo de sesiones, de trabajos libres, en paralelo. Esta situación traduce el esfuerzo que hoy manifestamos como un hecho.

Además, estamos en el umbral de una nueva Mesa Directiva.

El movimiento de la Ingeniería Biomédica, como alternativa de solución, de encrucijada, está rindiendo frutos,

a pesar de tener una vida muy breve.

Parte de estos logros los estamos viviendo en este momento, ya que la Universidad de las Américas nos abrió las puertas y nos ha brindado toda clase de apoyo y facilidades para desarrollar nuestro Congreso. No es menor la gran aceptación que nos han sabido brindar en el Instituto Mexicano del Seguro Social, puesto que ellos también nos han abierto, de par en par, las puertas del Hospital Regional de Especialidades, para desarrollar ahí nuestros Cursos-Taller.

Sería prolijo enumerar a todas aquellas personas e Instituciones que han hecho posible este Congreso, pero vale la pena destacar que han logrado crear un ambiente idóneo para que podamos realizar nuestras actividades, haciendo a un lado intereses personales, y anteponiendo la necesidad del trabajo interdisciplinario, sin fines comerciales, políticos o individualistas.

Así pues, demostremos — una vez más — que el interés que nos mueve a estar aquí es el de la superación continúa, ya que así y sólo así, seremos capaces de ayudar a resolver parte de los problemas de nuestra nación.

En nombre de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica les doy la más calurosa bienvenida.

Muchas gracias por estar nuevamente, con nosotros.

Dr. Bonfiglio Muñoz Bojalil
Presidente de la SOMIB
Cholula, Puebla,
Noviembre de 1979.