

Las computadoras en medicina

I. INTRODUCCION

ABDO BISTENI *

Quizá, si hace dos o tres decenios se le hubiera anticipado al médico lo que las computadoras aportarían en esta época, para procesar, presentar y convertir en lista de valores los signos clínicos, los registros de la actividad eléctrica y mecánica del corazón o los exámenes de laboratorio, reaccionaría en las formas más diversas: con incredulidad, con asombro, con optimismo, con escepticismo, con la idea de ciencia-ficción y aun con rechazo irónico. Sin embargo, el avance de la técnica va convirtiendo en obsoletos algunos de los métodos y procedimientos clásicos para utilizar y procesar la información, y los métodos de computación electrónica invaden el campo de la medicina cientí-

fica. Así la utilidad de los computadores, breve y transitoriamente restringida a la administración hospitalaria, al control de medicamentos o a los "bancos" de referencias, se adentra para profundizar el conocimiento cuantitativo y la investigación, para fomentar el aprendizaje y para ahorrar tiempo en las labores de rutina.

Para el investigador, el instrumento es, medio más propicio para evidenciar el fenómeno que busca y para reducir al mínimo la problemática del registro fisiológico o del mecanismo fisiopatológico. El clínico encuentra en ella, en la computadora, la forma de instrumentación para elaborar diagnósticos cada vez más finos y para valorar más eficientemente los resultados terapéuticos.

Reacciones diversas siguen presentándose en la actualidad. Hay quienes sólo muestran indiferencia. Otros casi deifican al instrumento, de él dependen y a él piden y atribuyen las decisiones. Más allá están los que con afán filosofan y rechazan la intervención de la máquina en las ciencias de la salud. También los hay que desafían y proponen el encuentro con la máquina, para demostrar la superioridad humana, olvidándose que ella no es más que producto de su capacidad creativa. Pero también está la reacción en su término justo: utilizar la computadora como un medio instrumental de alta precisión; capaz, con sus sistemas ideados por el hombre, de elaborar la información que el hombre solicita.

La Academia Nacional de Medicina juzga necesaria la expansión de estos procedimientos, señalar sus usos y sus limitaciones, mostrar en unos cuantos capítulos lo que en nuestro medio se ha logrado y traer a la discusión las incertidumbres y las ideas.

Presentado en sesión ordinaria de la Academia Nacional de Medicina, el 1º de julio de 1981.

* Académico titular. Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".

II. INFLUENCIA Y POTENCIALIDAD DE LAS COMPUTADORAS EN MEDICINA. LOGICA Y ARQUITECTURA

MIGUEL LINDIG *

Hay quienes encuentran en la historia de la humanidad ciertos inventos cuya trascendencia constituye puntos de referencia para cambios cualitativos en la forma de vida del ser humano. Citan el invento del fuego, de la rueda, el inicio de la ganadería o de la agricultura. O las computadoras.

No faltan obras del género de ciencia ficción en las cuales la computadora presagia el comienzo del fin, la sustitución de la inteligencia humana por la de la máquina. Existe preocupación por un posible desplazamiento del hombre por la máquina, sentimiento derivado del hecho innegable que la máquina es más rápida, no se cansa, no se distrae. Al través de este escrito quisiera, basado en un necesariamente muy superficial análisis de la computadora, apuntar las contradicciones inherentes a este planteamiento y, en cambio, fundamentar una preocupación distinta.

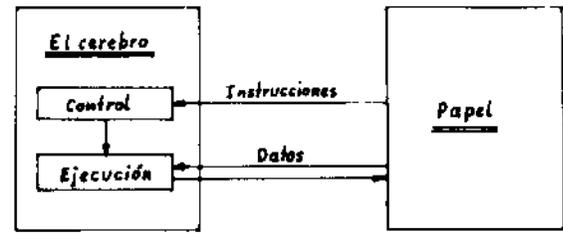
La computadora es un producto del ser humano. Su origen se vincula a la necesidad de automatizar algunas tareas para las cuales el cerebro humano es poco eficiente y, en este sentido, puede ser considerada como una herramienta intelectual.

El ejemplo citado frecuentemente por Charles Babbage¹ para justificar la construcción de la primera computadora, fue un proyecto francés para calcular, totalmente a mano, una serie de tablas matemáticas. Una de estas tablas era la de logaritmos naturales para los números del 1 al 200 000, con una precisión de 19 decimales. El proyecto, iniciado en 1794, tomó dos años y requirió entre 70 y 100 personas para su realización. El resultado, 17 volúmenes grandes, nunca fue publicado. Se estima que la tabla de logaritmos, solamente, contenía ocho millones de dígitos.

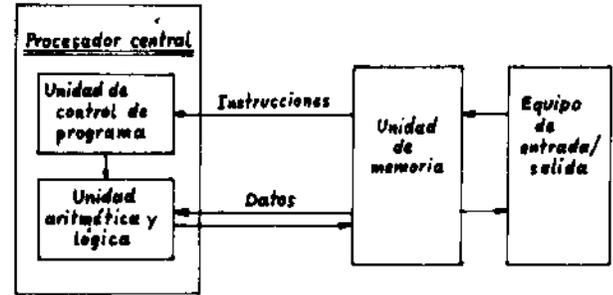
1. Una analogía²

Como punto de partida analicemos los procesos involucrados en un cálculo manual, utilizando papel y lápiz (fig. 1).

El papel cumple la función de almacén de información. El papel podrá contener la secuencia de pasos a ejecutar para el cálculo, esto es, el programa, así como los operadores, los datos, que se utilizarán en el cálculo. En el papel se podrán anotar resultados intermedios y, eventualmente, el resultado final. Los procesos de cómputo se realizan en el cerebro, esto es, en el procesador. Dos funciones principales pueden distinguirse en ese proceso:



(a)



(b)

Fig. 1. Las componentes principales de:

- a) Un cálculo realizado por el ser humano, y
- b) Un cómputo realizado por una máquina.

una de control-interpretación de los pasos (instrucciones) a seguir así como su ejecución en el orden adecuado, y una función ejecutora que realiza el cálculo específico requerido, tal como suma, resta o multiplicación. Los componentes principales de una computadora corresponden a lo anterior. La unidad de memoria desempeña las funciones del papel; su propósito es almacenar instrucciones y datos. La unidad de control de programa interpreta las instrucciones y las coloca en la secuencia correcta. La unidad aritmética y de lógica ejecuta las instrucciones. Se le llama unidad aritmética y lógica debido a que también ejecuta instrucciones no numéricas, tales como la toma de decisión sobre secuencia de ejecución y procesamiento simbólico. La unidad de control junto con la aritmética y lógica constituyen el procesador central, análogo al cerebro humano en este ejemplo concreto. Una limitación importante de la máquina consiste en el hecho de que la información es almacenada y procesada en forma binaria, esto es, utilizando dos símbolos, frecuentemente identificados como 0 y 1.

Para que exista comunicación entre el ser humano y la máquina se requiere de un medio que convierta la información de lenguaje de máquina al lenguaje humano, que utiliza una gran gama de símbolos y, en general, un sistema numérico decimal. Esta traducción es la función principal del equipo de entrada/salida.

Resumiendo, toda computadora deberá poseer los siguientes componentes:

* Sección de Graduados. Instituto Politécnico Nacional.

1. Un procesador capaz de interpretar y ejecutar programas.
2. Una memoria para almacenar programas y datos.
3. Medios para transferir información entre el procesador y la memoria y entre el procesador y el mundo externo.

2. Función lógica

De una manera simplista podemos concebir a la computadora como la combinación de dos elementos básicos: elementos que ejecutan una función lógica y elementos de memoria. Analizaremos el concepto de función lógica con base en un ejemplo.

Se desea diseñar una red lógica que realice las funciones de alarma del cinturón de seguridad, empleado en coches de modelo reciente en algunos países (cuadro 1).

Cuadro 1. Simbología.

Alarma:	A
Ignición encendida:	I
Caja de velocidades no está en pos. neutral:	C
Asiento delantero izq. ocupado:	L
Asiento delantero der. ocupado:	R
Cinturón de seguridad izq. no sujetado:	CL
Cinturón de seguridad der. no sujetado:	CR

Un conjunto de interruptores sensores proporcionarán las entradas a la red. Un interruptor se conectará si la caja de velocidades no se encuentra en posición neutral. Un interruptor está colocado bajo cada uno de los asientos delanteros y cada uno de ellos se conectará si alguien se sienta en el asiento correspondiente. Finalmente, un interruptor se conectará si y sólo si se sujeta el cinturón de seguridad del asiento correspondiente.

En la lista de afirmaciones anteriores (cuadro 1), las letras definen una variable correspondiente que podrá ser cierta o falsa. Así, L denota el asiento delantero izquierdo, R al derecho, CL al cinturón de seguridad izquierdo. Podemos, entonces, definir una simbología para representar las afirmaciones previas así como sus concatenaciones. Por ejemplo (cuadro 2):

Cuadro 2. Operaciones lógicas.

1. Negación	
El cinturón izquierdo está sujetado:	CL
El cinturón izquierdo no está sujetado:	CL
2. Condición "y"	
El cinturón izquierdo está sujetado y la ignición está encendida:	CL · I
3. Cinturón "o"	
El cinturón izquierdo está sujetado o el cinturón derecho está sujetado:	CL + CR

Cuadro 3. La condición de alarma en forma algebraica.

$$A = I \cdot C \cdot (L \cdot CL + R \cdot CR)$$

La alarma suena si:

La ignición I está encendida	y
la caja de velocidades C no está en posición neutral	y
ya sea	
el asiento izquierdo está ocupado	y
el cinturón izquierdo no está sujetado	o
el asiento derecho está ocupado	y
el cinturón derecho no está sujetado	

Con base en esta convención, la condición de alarma tomaría la forma indicada en el cuadro 3.

Esta manera de representar afirmaciones y sus interrelaciones ha sido formalizada y constituye el álgebra de Boole. Las "operaciones" \cdot , $+$ denotan las funciones lógicas "y", "o", respectivamente. Para dos variables, A y B, la salida, y, obedecerá a, respectivamente, las conocidas como tablas de verdad (cuadro 4).

Se puede probar que cualquiera de las dos funciones lógicas, aunadas a la negación de una afirmación, son suficientes para realizar cualquier función lógica y aritmética.

La realización física de estas funciones es, desde el punto de vista conceptual, intrascendente. Sin embargo, el crecimiento explosivo del campo de la computación va ligado al desarrollo de la tecnología electrónica, particularmente a la integración, en épocas recientes, de un gran número de funciones lógicas (por el orden de 100 000, actualmente) en un solo dispositivo. Como ejemplo

Cuadro 4. Tablas de verdad.

Función Y

A	B	Y
F	F	F
C	F	F
F	C	F
C	C	C

La salida (y) es cierta si y sólo si ambas entradas (A y B) son ciertas.

Función O

A	B	Y
F	F	F
C	F	C
F	C	C
C	C	C

La salida (y) es cierta si cualquiera de las entradas (A o B), o ambos, son ciertas.

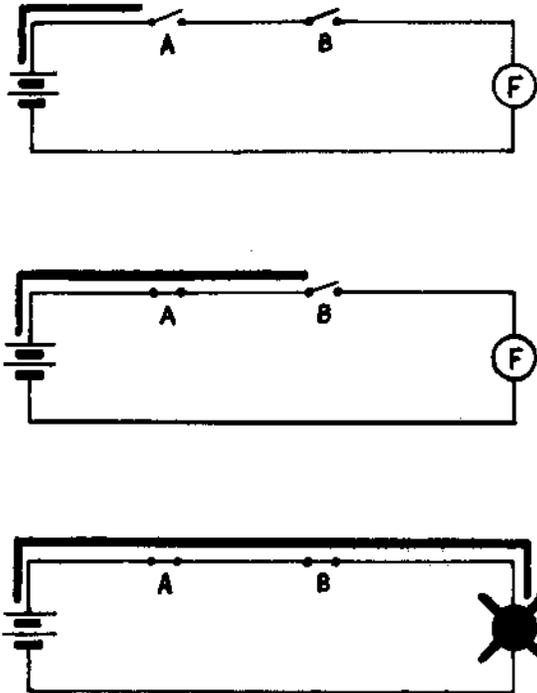


Fig. 2. El foco se enciende si y sólo si tanto el interruptor A como el B están cerrados: función "y".

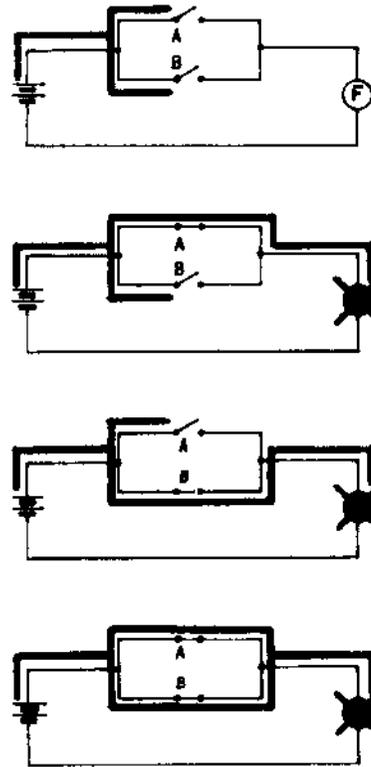


Fig. 3. El foco se enciende si el interruptor A, o el B, o ambos, están cerrados: función "o".

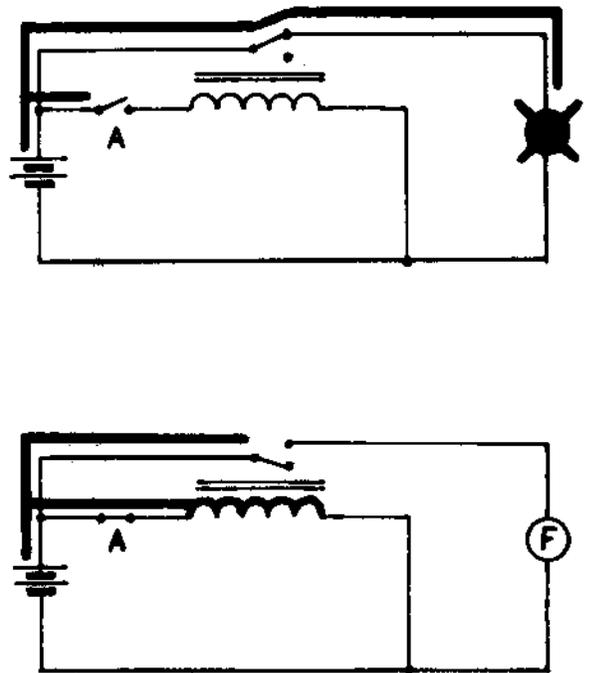


Fig. 4. El foco se enciende si el interruptor A está abierto: negación.

de realización física, valga el que se representa en las figuras 2, 3 y 4.

El sistema de alarma descrito constituye un ejemplo de lógica combinatoria, en el sentido de que la salida depende únicamente del estado de las variables de entrada. Es un sistema sin memoria.

3. La memoria

Un ejemplo frecuentemente utilizado para describir sistemas digitales con memoria es la cerradura de combinación utilizada en cajas fuertes. Para abrir una caja fuerte, no basta conocer la combinación, sino que se debe presentar esta combinación en una secuencia determinada. Se presenta un dígito a la vez, la cerradura lo "recuerda" y espera el siguiente. Si este no es correcto, la cerradura no se llegará a abrir.

Se ha dicho que cualquier función lógica puede construirse a partir de cualesquiera de las funciones elementales, la función "y" así como la "o", y negaciones. También puede visualizarse la memoria como una interrelación entre estas funciones lógicas (fig. 5).

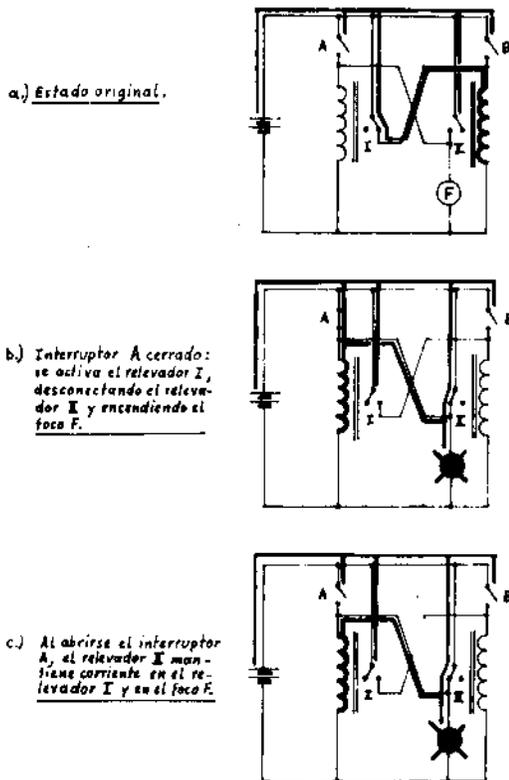


Fig. 5. Un circuito biestable.

Con el circuito en la situación graficada (a.), esto es, los interruptores A y B abiertos, el interruptor del relevador I mantiene al relevador II activado y el foco está apagado. Si ahora se cierra el interruptor A (b), el relevador I se actúa,

abriendo su interruptor asociado. Esto tiene como consecuencia que el relevador II se desactive, cerrando su interruptor asociado, lo que:

1. enciende el foco y
2. mantiene el relevador I activado aunque se abra el interruptor A.

Esto es, el esquema "recuerda" que, en algún momento, el interruptor A (c.) fue cerrado.

Si en estas condiciones se cierra el interruptor B, se activa el relevador II, desconectando al foco y al relevador I, lo que, a su vez, garantiza que el relevador II permanece activado aunque se abra el interruptor B. O sea, el circuito "recuerda" cual fue el último interruptor que se cerró momentáneamente.

Si se cierran ambos interruptores a la vez y se abren simultáneamente, el resultado no es predecible, ya que dependerá de la velocidad de respuesta de los relevadores. Esto constituye una condición prohibida.

Obsérvese que el interruptor A, en conjunto con el interruptor asociado al relevador II, constituye la función lógica "o". También el interruptor B, en conjunto con el interruptor asociado al relevador I, desempeña esta función. Tanto el relevador I como el II desempeñan la función de negación, esto es, las funciones lógicas descritas pueden constituir elementos de memoria. De hecho, se fabricaron computadoras basadas en relevadores antes de la época de las computadoras electrónicas.

El esquema constituye un circuito biestable, esto es, un circuito que posee dos condiciones estables. Si a una la llamamos "cierta" y a la otra "falsa", 1 y 0, este circuito es el elemento mínimo de memoria, y almacena un *bit*. Un conjunto de *bits* constituye una palabra.

Una computadora, de acuerdo con su tamaño, podrá contar con muchos millones de palabras de memoria, palabras que, a su vez, pueden ser de 8, 16, 32 o más *bits*. La cantidad de *bits* por palabra es uno de los criterios para distinguir entre micro, mini y grandes computadoras.

Actualmente se fabrican dispositivos electrónicos que contienen, cada uno, más de 65 000 *bits* de memoria, y existen dispositivos magnéticos, las llamadas memorias de burbujas magnéticas, con más de un millón de *bits* por dispositivo.

Discos y cintas magnéticas son capaces de almacenar muchos millones de palabras. El tipo de memoria a utilizar depende, fundamentalmente, del llamado tiempo de acceso, menor para dispositivos semiconductores, mayor para dispositivos magnéticos, esto es, el tiempo que transcurre desde el instante en que se solicita información a la memoria hasta que esta entregue dicha información.

4. El sistema digital³

Es posible describir a todos los sistemas digitales mediante un esquema general, consistente de dos

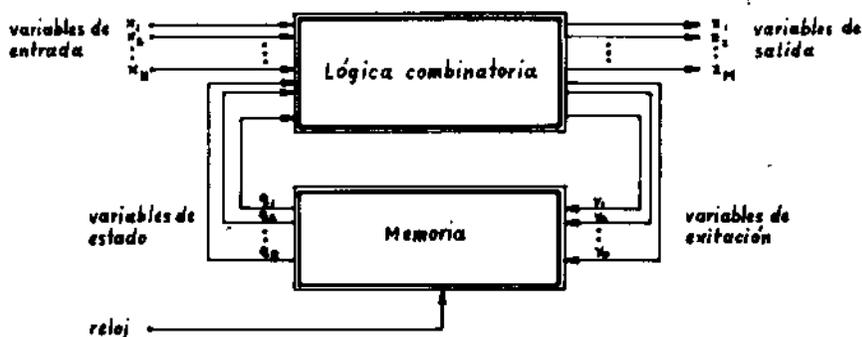


Fig. 6. Un sistema digital, secuencial, generalizado.

partes (fig. 6). La memoria almacena información relativa a eventos pasados, requerida para el funcionamiento adecuado del sistema. Esta información está representada por R salidas binarias, esto es, una palabra de R bits, que define otras tantas variables de estado. En otras palabras, el sistema puede comportarse de tantas maneras distintas, como combinaciones diferentes pueden hacerse con las R variables de estado.

Ocurre que el número de combinaciones distintas inherentes a R variables de estado es 2^R ; así, para una palabra de 16 bits, por ejemplo, existen más de 65 000 combinaciones diferentes, 65 000 modos distintos de conducta para el sistema.

La lógica combinatoria recibe como entradas, por una parte, las variables de estado y , y por otra, la palabra de entrada X de N bits. Genera una palabra de salida Z de M bits y P variables de excitación que definen el siguiente estado de la memoria. Se dice que el sistema es secuencial, en el sentido de que la salida en un instante del tiempo dado depende de las entradas en ese instante, pero también de la historia pasada del sistema.

La computadora no es más que un caso particular de sistema digital, aunque sumamente complejo. En forma simplificada, es el programa de una computadora, almacenado en memoria, el que constituye las variables de estado del procesador (la lógica combinatoria), adicionalmente a aquellas variables de estado que emanen de los resultados mismos del cómputo. Como ejemplo de esto último, valga la división por cero que constituye una operación imposible; El flujo del programa podrá ser interrumpido para dar lugar a un mensaje de error.

5. La idea de algoritmo

Un sistema digital, ya sea dedicado—limitado a la realización de una tarea específica— o programable, cuyo ejemplo más universal es la computadora, realiza lo que se conoce como algoritmos. Un algoritmo puede definirse como una lista de pasos que deberán ejecutarse en secuencia para obtener determinado resultado. Esto es, el algoritmo constituye la descripción ordenada, secuencial, de la manera de resolver un problema. Como ejem-

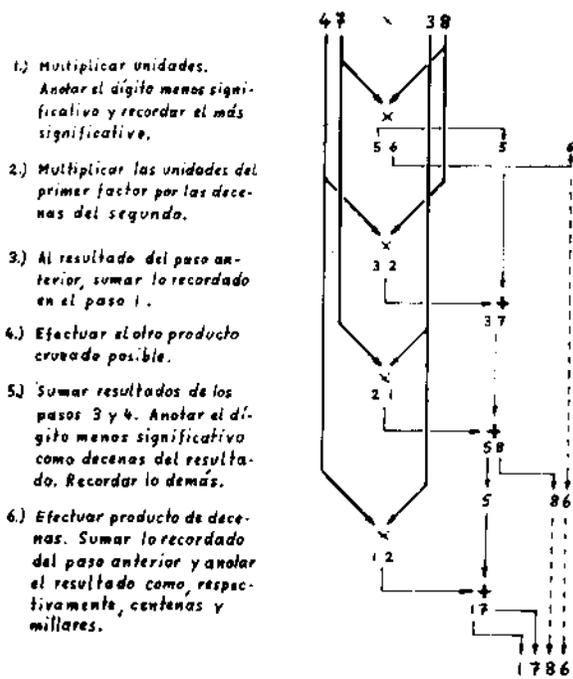


Fig. 7. Un algoritmo para multiplicar números de dos dígitos.

plo, considérese la multiplicación de dos números con dos dígitos cada uno.

La figura 7 describe un algoritmo para multiplicar dos números de dos dígitos. Conviene hacer una serie de observaciones. Primero, no es el único posible. Segundo, hay pasos que no necesariamente deben realizarse en la secuencia descrita. Por ejemplo, es posible realizar primero el paso 4 y a continuación el 3, con el mismo resultado. Tercero, la descripción del algoritmo no es detallada: el paso 1, 5 y 6 podrían descomponerse a su vez en más pasos, lo que lleva a una jerarquía de lenguajes para describir algoritmos, tema que se discutirá más adelante.

Pero lo más trascendente es que la máquina que ejecuta el algoritmo no sabe, y no le interesa, si el algoritmo es correcto, esto es, si la secuencia de pasos a seguir en efecto conduce al resultado bus-

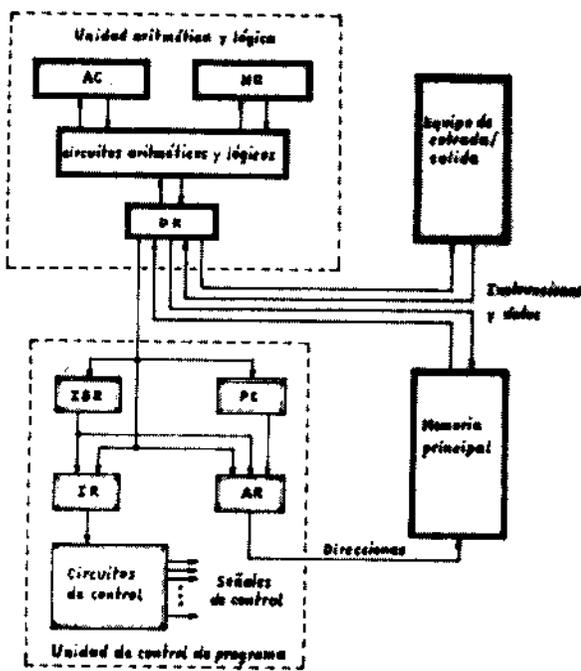


Fig. 8. Máquina de Von Neumann.

cado. La máquina se limita a ejecutar la secuencia. Por otra parte, la mejor máquina puede ser menos eficiente que otra, si el algoritmo que ejecuta no es óptimo.

6. Una arquitectura clásica

Intentaremos dar aquí una breve descripción de la estructura que se considera como la base de los desarrollos futuros, estructura que, con ciertas variantes, debidas principalmente a innovaciones tecnológicas, se puede reconocer aun en muchas máquinas modernas. Esta arquitectura se atribuye comúnmente a J. Von Neumann (fig. 8).^{4,5}

El procesador central de esta máquina contiene un juego de registro de alta velocidad utilizados para el almacenamiento temporal de instrucciones, datos y direcciones de memoria.

Un registro es una memoria limitada en capacidad a una sola palabra. Si D_n es la palabra de entrada en el tiempo (instante) n , y Q_{n+1} es la palabra de salida para el siguiente instante de tiempo, un registro puede esquematizarse como en la figura 9.

La memoria principal, que contiene instrucciones y datos, puede visualizarse como un gran número de registros, colocados uno sobre de otro, digamos como los cajones de una cómoda. Para distinguir uno de otro, se utiliza una dirección. Nótese que la máquina, como sistema secuencial, utiliza una señal de reloj periódica para distinguir un instante de tiempo del siguiente.

Volviendo al esquema de la máquina, el procesamiento de los datos es efectuado por la unidad

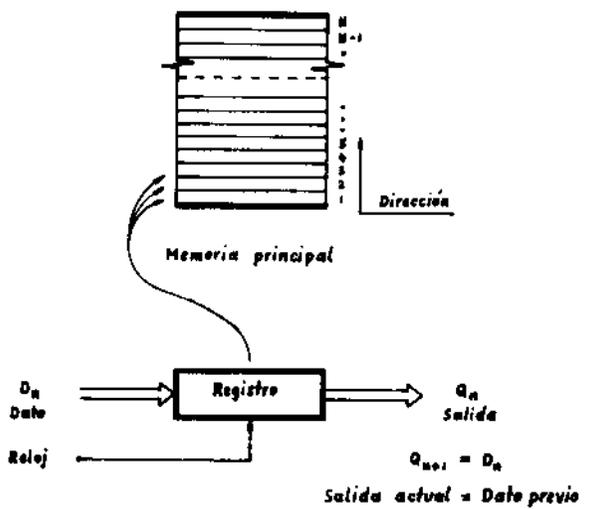
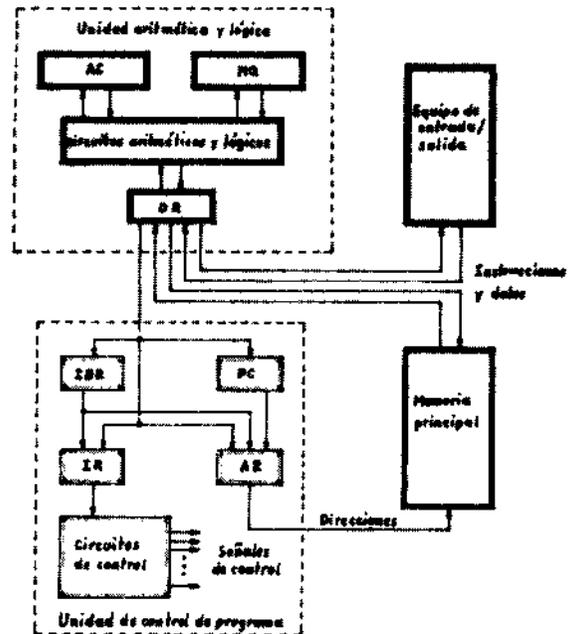


Fig. 9. La memoria como un conjunto de registros. Esto es, la salida es igual a la entrada en el instante de tiempo anterior al actual.



Ciclo	Reg. de Datos (DR)	Acumulador (AC)	Cont. de prog. (PC)	Reg. de dir. (AR)
0	X	X	1	1
1	Instrucción 1	X	2	10
2	Data	X	2	2
3	Instrucción 2	Data	3	dep. de Instr. 2

Fig. 10. Contenido de los registros en cada paso (véase el texto).

aritmética y lógica (lógica combinatoria) (fig. 10). Los circuitos de control decodifican las instrucciones, dirigen el flujo de información en el sistema y proporcionan señales de tiempo para sincronizar todas las acciones.

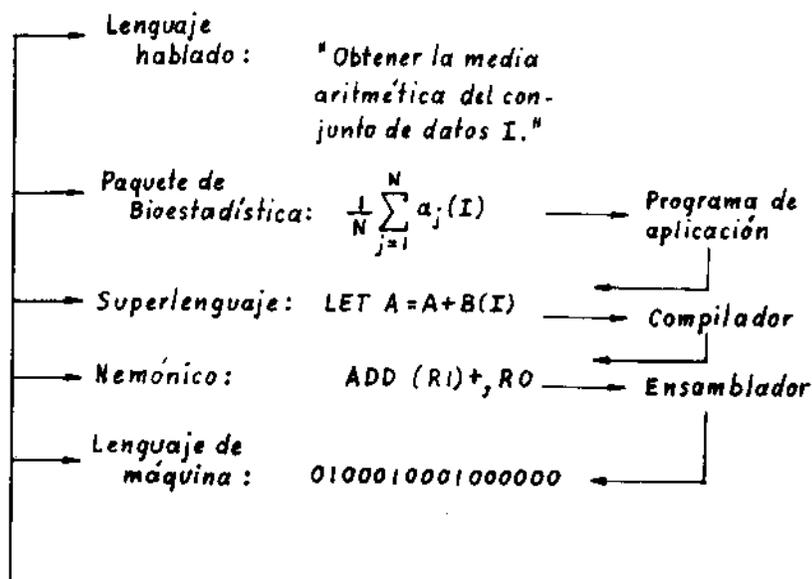


Fig. 11. Jerarquía de lenguajes.

Una palabra a la vez puede ser transferida entre el registro de datos (DR) del procesador central y cualquier dirección de la memoria principal. La dirección de esa palabra se almacena en un registro de direcciones (AR). Dos registros adicionales almacenan temporalmente operandos y resultados: el acumulador (AC) y el multiplicador-divisor (MQ). El registro de instrucciones (IR) almacena la instrucción a ejecutar, mientras que el registro IBR almacena la siguiente instrucción a ejecutar. Finalmente, el registro de direcciones almacena la dirección de la siguiente instrucción (PC). A este registro también se le conoce como contador de programa.

Una instrucción es llamada y ejecutada en dos pasos consecutivos. Un análisis detallado del modo de operación requeriría demasiado espacio, por lo que nos limitaremos a un ejemplo. Supóngase que desea transferir un dato de la memoria al acumulador. La instrucción correspondiente está en la ubicación de memoria N° 1 y el dato es la 10.

El registro de direcciones "apunta" a la dirección 1. El contenido de la memoria principal es transferido al registro de datos (DR). Una parte de la palabra leída identifica la instrucción; esta es transferida al registro de instrucciones IR y decodificada por los circuitos de control. Otra parte de esa palabra especifica la dirección del operando —el número 10— y es transferida al registro de direcciones (AR). Simultáneamente, el contador de programa, que contenía la dirección de la instrucción (el número 1) es incrementado para contener ahora el número 2, dirección de la siguiente instrucción. En el siguiente ciclo, la palabra direccionada es leída desde la memoria (el dato) y transferida al registro de datos. También el contenido del contador de programa (PC), el número 2, es transferido al registro de direcciones (AR).

En el siguiente ciclo, el tercero, el dato es transferido desde el registro de datos (DR) al acumulador (AC), con lo cual se termina la ejecución de la instrucción. En forma simultánea, la nueva instrucción es transferida de la memoria al registro de datos y el contador de programa es incrementado a 3.

6. Una palabra sobre lenguajes

Como se ve, la computadora opera en forma estrictamente secuencial. Una instrucción, en lenguaje de máquina (unos y ceros) consta, en general, de varios pasos, de microinstrucciones. Por comodidad, el lenguaje de máquina se codifica en forma nemónica, con letras. La traducción de ese lenguaje nemónico a binario la realiza un ensamblador, un programa traductor (fig. 11).

El lenguaje ensamblador resulta difícil de manejar para problemas complejos. De ahí la necesidad de desarrollar "superlenguajes", tales como Fortran, Basic, Cobol y otros.

Un programa, el llamado compilador, traduce un superlenguaje a lenguaje ensamblador. Finalmente, ciertos paquetes de aplicación facilitan el uso de las computadoras al no requerir conocimientos de programación, tales como el "Simula" para problemas de simulación. Estos paquetes se escriben en superlenguajes.

Cada vez más los superlenguajes se parecen al idioma hablado. El lenguaje ADA tal vez sea el más cercano que existe, en este momento, al lenguaje último: que la máquina "entienda", sin intermediarios, instrucciones habladas en nuestro idioma cotidiano.

7. Conclusiones

Las computadoras constituyen la realización física de un sistema lógico, formalizado como un álgebra, el álgebra de Boole. Una serie de especialidades científicas, tales como la teoría de autómatas, se ocupan de estudiar los alcances teóricos de las máquinas y el concepto de inteligencia artificial. Existe una literatura vasta relacionada con este tema; tal vez la máquina de Turing constituya una referencia clásica en ese sentido.⁶

En 1931, Kurt Gödel,⁷ un joven matemático, presentó una tesis que conmovió profundamente a la comunidad científica. Dicho de manera jocosa, demostró que existen aseveraciones no demostrables. Un poco más formalmente:

"Todas las formulaciones axiomáticas, consistentes, de la teoría de números incluyen proposiciones no demostrables". Para el tema que nos ocupa, lo anterior se traduce a que la computadora, como realización física de un sistema formal, consistente, no es capaz de probarse a sí misma, esto es, no puede demostrar la veracidad de sus fundamentos aunque estos sean verdades. O sea, un sistema formal, consistente, no puede trascender a sí mismo, no puede volverse "más inteligente".

La computadora, como resultado de la inteligencia humana, refleja la comprensión que el ser

humano posee de uno de los procesos mentales del ser humano. Habrá inteligencia artificial en la medida que el hombre se comprenda a sí mismo. Así, la máquina no compete con el hombre.

Pero, así como la herramienta, producto del ser humano, deforma la mano que la utiliza, la computadora deforma los procesos mentales de aquel que no la entienda, y enajena a una sociedad que la utiliza sin crítica, sin cuestionamiento.

Esta es la preocupación que deseo expresar aquí.

REFERENCIAS

1. Morrison, E.: *Charles Babbage and his calculating engines*. Nueva York, Dover, 1961.
2. Hayes, J. P.: *Computer architecture and organisation*. Nueva York, Mc Graw-Hill, 1978.
3. Hill, F. T. y Peterson, C. R.: *Introduction to switching theory and logical design*. Nueva York, Wiley, 1974.
4. Goldslive, H. H. y Von Neumann, J.: *Planning and coding problems for an electronic computing instrument*, Washington, U.S. Army Ordinance Department, 1947-1948.
5. Von Neumann, J.: En *Collected works*. Taug, A. H. (Ed.) Nueva York, Pergamon Press, 1963.
6. Turing, A. M.: *On computable numbers with an application to the Entscheidungsproblem*. Proc. Lond. Math. Soc. Serie 2, 42:230, 1936.
7. Gödel, K.: *Über formal unentscheidbare Sätze der Principia Mathematica und verwandter Systeme*. Monatschr. Math. Phys. 38:173, 1931.

III. INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN EL DIAGNOSTICO Y EN LA TERAPEUTICA

JOSÉ NEGRETE-MARTÍNEZ *

Representación del conocimiento

El primer problema que se debe resolver en este tipo de proyectos, es la forma como se representará el conocimiento del futuro SPI inquisitivo (robot inquisitivo). Esta decisión es de tal manera importante que prácticamente determina toda la programación.¹

Decisión: el SPI tendrá representado su conocimiento en una tabla de ¡creencias!

La tabla está arreglada de tal manera que a cada renglón corresponda una enfermedad, que el SPI puede elegir como diagnóstico, y cada columna está encabezada por un síntoma (cuadro 5). El contenido de la tabla es de "creencias" si los números son positivos y de "descreencias" si son negativos (en sentido estricto, incrementos).

* Académico titular, Instituto de Investigaciones Biomédicas, Universidad Nacional Autónoma de México.

Cuadro 5. Una tabla de creencias.

	¿Tu dolor es debajo del costillar de tu mano derecha?	¿Tu dolor es anual por temporadas?	¿Tu dolor es breve e irregular (unas más fuerte que otras)?	¿Tu dolor se alivia cuando tomas alimento?	¿Tu dolor se produce cuando tomas alimento?	¿Tu dolor se pone peor en alguna posición del cuerpo?	¿Has perdido peso (más de 10 kilos) últimamente (sin dieta)?	Cuando te da, ¿puede persistir más de un mes?
Hernia hiatal	-0.459	-0.287	0.071	-0.222	0.034	0.473	-0.479	0.113
Úlcera duodenal	-0.433	-0.435	-0.536	0.274	-0.966	-0.725	-0.643	-0.494
Úlcera gástrica	-0.856	0.029	-0.260	0.239	-0.133	-0.364	-0.167	0.056
Litiasis biliar	-0.419	-0.812	-0.143	-0.730	0.209	-0.541	0.150	-0.356
Dolor funcional	-0.123	-0.468	0.069	-0.152	-0.035	-0.026	1.0000	0.004
Cáncer	-0.030	-1.000	-0.762	-0.518	0.069	-0.639	0.388	0.189

La tabla se debe leer así: si escojo una columna cualquiera, cada número en ella representa el aumento de creencia (o disminución) que me produce el saber que un individuo tiene tal síntoma sobre alguna enfermedad. Concretando: si un paciente tiene un dolor que se empeora con los cambios de posición del cuerpo (sexta columna), sólo aumenta mi creencia en el diagnóstico de hernia hiatal (0.473); en el resto de las enfermedades se decrementa mi creencia.

El SPI para funcionar, requiere que se le provea de conocimiento médico, para él transformarlo en la forma operativa de creencias que maneja.

Observemos, antes de continuar, un diálogo con el SPI: "Dr. Popper".

*Este programa simula un médico con filosofía popperiana. Supongo: me consultas por dolor en la boca del estómago. Dame las dimensiones de la matriz: I * J.*

¡ 6,8.

¿Tienes ya los datos almacenados en el archivo # 12?

¡ Sí.

(Imprime la tabla anterior)

Dame desconfianza para mínimos y para máximos

(< 1).

¡ J, J.

Número del paciente por favor.

¡ 12345.

¿Tu dolor se alivia cuándo tomas alimento?

¡ No.

¿Tu dolor se pone peor en alguna posición del cuerpo?

¡ Sí.

Mi hipótesis de trabajo es la No. 1 entre seis posibles, lo que me hace preguntar si es el dato 1 cierto es el dato que más vulnera la hipótesis:

¿Tu dolor es debajo del costillar de tu mano derecha?

¡ No.

Mi hipótesis de trabajo es la No. 1 entre seis posibles, lo que me hace preguntar si es el dato 7 cierto es el dato que más vulnera la hipótesis:

¿Has perdido peso (más de 10 kilos) últimamente (sin dieta)?

¡ No.

Mi hipótesis de trabajo es la No. 1 entre seis posibles, lo que me hace preguntar si el dato 2 cierto es el dato que más vulnera la hipótesis:

¿Tu dolor es anual por temporadas?

¡ Sí.

Mi hipótesis de trabajo es la No. 1 entre seis posibles. Tabla final de creencias:

1.000	1.000	0.071	1.000	0.034	-0.287	1.000	-0.113
1.000	1.000	-0.536	1.000	-0.966	-0.725	1.000	-0.494
1.000	1.000	-0.260	1.000	-0.133	-0.364	1.000	0.056
1.000	1.000	-0.143	1.000	0.209	-0.914	1.000	-0.356
1.000	1.000	0.069	1.000	0.035	-0.482	1.000	0.004
1.000	1.000	-0.762	1.000	0.069	-1.000	1.000	0.189

La hipótesis más creíble es la No. 1.

Enfermedad más probable: hernia hiatal.

Con factor de certidumbre: -0.287 . Fin de la sesión.

Nótese que en el diálogo con el SPI las respuestas del usuario van precedidas del signo (X).

Cuando el robot pregunta por las dimensiones de la matriz $I * J$, está preguntando en realidad qué espacio debe destinar en su memoria para los conocimientos, y cuando pregunta si los conocimientos están almacenados en un archivo, esto equivale a preguntar si puede leer la matriz, en el único archivo disponible.

A continuación el robot, sin nosotros solicitarlo, produce su elaboración operativa de los conocimientos médicos que leyó. Si hubiéramos contestado que no, el robot nos hubiera preguntado por los datos médicos y el mismo se habría encargado de almacenarlos en el archivo.

"Acondicionamiento" del conocimiento médico

El SPI lee del archivo único una matriz-columna de probabilidades *a priori* de las enfermedades y una matriz de probabilidades condicionadas de las enfermedades (I), dados los síntomas (J) (*a posteriori*) y las multiplica término a término, por columnas, "normalizando" después cada producto, al dividirlo por la suma de ellos.

Finalmente, el SPI prepara su tabla de creencias restando (término a término) de la matriz de $P(E)$, los valores correspondientes de cada columna de la matriz anteriormente calculada ($P(E/S)$) y normalizando dicha resta: por la división entre $1-P(E/S)$ si $P(E) > P(E/S)$ y entre $P(E/S)$ si es el caso contrario.²

Nuestro robot ya ha constituido una tabla (cuadro 5) de incremento en la creencia (o decremento) que la presencia de un síntoma suscita.

Nótese, en la tabla, que los valores de la misma no son menores de -1 ni mayores de $+1$. Esta tabla es el resultado de la "digestión" que hace el robot de los conocimientos médicos. En principio, el robot puede digerir cualquier cantidad de conocimientos médicos que se le provean, siempre y cuando esté provisto de una cantidad correspondiente de espacio de memoria y siempre y cuando el análisis de los datos no requiera tiempos de computación mayores que los esperados en un diálogo normal entre personas. Para el pequeño número de datos médicos que usamos en el ejemplo, la respuesta del robot es prácticamente instantánea.

La mecánica del razonamiento

El SPI inicia su interrogatorio escogiendo al azar un síntoma cualquiera de los ocho posibles del ejemplo; para esto echa a andar una ruleta que le genera números equiprobables del 1 al 8. Coloquialmente diríamos que inicia el interrogatorio

del paciente, "por donde se le ocurre". El número que sale en la ruleta alimenta una subrutina de preguntas que se ocupa de hacerlas. Las preguntas son las mismas que encabezan la columna de síntomas del cuadro 5. El sistema no inicia su razonamiento hasta que obtiene del paciente una respuesta afirmativa, de manera que frente a respuestas negativas, lo único que hace es buscar otra pregunta al azar y formularla.

La manera como el robot evita volver a hacer la misma pregunta y evita al mismo tiempo interferir con sus futuros cálculos, es haciendo que la columna correspondiente a un síntoma ya preguntado se transforme en una columna de unos.

El programa consulta si el primer valor de su columna de síntomas contiene un uno, en cuyo caso concluye que ya preguntó ese síntoma y procede a preguntar otro; esto es equivalente al acto de memorizar lo que ya se preguntó.

La posición popperiana del robot.

La estrategia de razonamiento del SPI consiste en preguntar precisamente por aquel síntoma que más posibilidad tiene de vulnerar la mejor hipótesis adoptada por él mismo:³

¡El SPI: "Dr. Popper" es por esto profundamente popperiano!

La mecánica que ejecuta para buscar tal síntoma consiste precisamente en buscar el más pequeño valor, que se encuentre, en el renglón correspondiente al mejor diagnóstico de presunción. En el diálogo, el más pequeño valor está en el renglón No. 2 y es -0.966 , por lo que el sistema preguntó precisamente por el síntoma que encabeza esa columna.

Síntesis del conocimiento adquirido por el SPI en el curso de su interrogatorio

Si hubiera ocurrido un diálogo como el anterior, la producción de la segunda pregunta es explicable sólo en términos de la mecánica que el robot tiene para sintetizar y retener el conocimiento adquirido sobre lo que el paciente afirma. El SPI sintetiza el conocimiento actual del problema, frente al nuevo conocimiento adquirido, de la siguiente manera: utiliza una columna de su matriz de conocimientos para almacenar una síntesis de creencias, resultado del conocimiento que le ha permitido adquirir su interrogatorio.

Frente al nuevo conocimiento (nueva columna del síntoma afirmado) compara término a término la columna del conocimiento acumulado, con la del nuevo conocimiento y si los valores del nuevo son de creencia y los del acumulado son de descreencia, mantiene invariables los valores del conocimiento acumulado; si es el caso contrario cambia unos por otros. En el caso de que coincidan creencias o descreencias entre ambas columnas, el robot opera estas creencias o descreencias como si

se tratara de un álgebra de conjuntos: el nuevo conjunto es igual a la suma de los conjuntos primitivos menos el "producto" de dichos conjuntos. Terminado el proceso anterior, la columna correspondiente al síntoma afirmado también se hace unitaria (se llena de unos) y la columna que contiene la memoria de los conocimientos acumulados queda lista para ser consultada otra vez, y con ello permitir al Dr. Popper el "formarse" una nueva hipótesis o diagnóstico de presunción, si es el caso, y reanudar el ciclo con la búsqueda popperiana ya explicada.

La decisión diagnóstica

Si el SPI encuentra que no existe ningún síntoma (por preguntar) que vulnere ya la mejor hipótesis, indicada por la columna de síntesis de conocimientos, decide que su diagnóstico es, precisamente, el correspondiente a tal hipótesis no vulnerable.

Se programó en el robot una expresión que califica su afirmación diagnóstica y es así como el Dr. Popper acompaña su diagnóstico del valor numérico de su creencia en él, bajo el rubro de "coeficiente de credibilidad". También sin ser solicitado, el Dr. Popper acompaña su diagnóstico de la impresión del estado en que se encuentra su tabla de conocimientos en el momento de la decisión diagnóstica. Esta tabla tiene como objetivo el poder exponer, de una manera sintética, para un médico "naturalmente inteligente", el razonamiento que induce al robot a la decisión diagnóstica.

Es muy simple, desde el punto de vista de la programación, el modificar la tabla de conocimientos del robot, de tal manera que sus decisiones se ajusten más a las decisiones médicas.

El torpe lenguaje del Dr. Popper.

Debido a restricciones de máquina (microcomputadora), el diálogo con el Dr. Popper está limitado, en el ejemplo, a una colección fija de preguntas y las respuestas, por parte del paciente, están limitadas a las respuestas "sí" o "no". Esto no necesariamente debe ser así; el lenguaje del Dr. Popper, con más esfuerzo de programación, puede hacerse más variado y también pueden admitirse respuestas del paciente en lenguaje natural. Más aún, las respuestas del robot pueden ser de carácter vocal, mediante el uso de sintetizadores. Naturalmente que a medida de que se intentan mayores fantasías, el precio de los sistemas aumentará considerablemente.

El SPI, Dr. Popper, vs. la inferencia bayesiana

En esta sección discutiremos el mérito de diagnóstico producido frente a un simulador Montecarlo: un paciente artificial, la Sra. Dolores.

La construcción del programa: Sra. Dolores.

La Sra. Dolores no es más que un sistema de ruletas en "tandem", de tal manera que según el número que sale en una primera ruleta (ruleta de enfermedades), se activa una serie de ruletas de síntomas.

El programa generador de síntomas pone en marcha su ruleta de enfermedades P(E) y determina, con ella, qué enfermedad "padece" en ese momento, dependiendo de en qué sector "cae" su ruleta. Esto le permite elegir, a su vez, un renglón de ruletas (que activa sucesivamente) para decidir si el síntoma correspondiente a cada columna lo presentará o no. Si casualmente, al terminar de activar las ruletas del renglón, el programa no ha conseguido "colectar" sintomatología, reinicia la consulta de las ruletas, hasta que aparezca por lo menos un síntoma. Esto equivaldría a eliminar los "estados subclínicos".

Eficiencia del SPI, Dr. Popper, vs. la inferencia bayesiana.

La tabla que sigue a este párrafo es el resultado de la acumulación de 120 casos (clasificados por enfermedades) generados por la Sra. Dolores y diagnosticados por nuestros "contendientes". Para poder contar con un número adecuado de casos de las enfermedades más raras se suprimió la ruleta de enfermedades *a priori*.

Tabla de por ciento de casos diagnosticados, dada una enfermedad vs. la combinatoria de aciertos:

	Ambos	Sólo Bayes	Sólo Popper	Ninguno
Hernia hiatal	30	20	0	50
Úlcera gástrica	0	0	50	50
Úlcera duodenal	60	35	0	5
Litiasis biliar	60	10	5	25
Dolor funcional	25	0	20	55
Cáncer	50	35	0	15
	37.5%	16.5%	12.5%	33.3%
Aciertos totales, Dr. Popper: % (P) = 50%				
Aciertos totales, Dr. Bayes: % (B) = 54.2%				
Núm. promedio de preguntas = 5.61				
Núm. de casos = 120				

En general el número de aciertos de diagnóstico del Dr. Popper es menor que el número de aciertos del Dr. Bayes, pero la diferencia global no es muy grande (50 vs. 54.2%).

Rinaldo y col.,⁴ en su análisis de dolor epigástrico con 96 pacientes, usando la fórmula de Bayes y la matriz de probabilidad condicionada de nuestro ejemplo, logran 54.7 por ciento de aciertos. Esta

cifra debe compararse con la nuestra, más realista, de 53 por ciento de simulación de 1 080 casos.

Existen sin embargo, diferencias muy claras si se examina la "habilidad diagnóstica" por enfermedades; el caso de úlcera gástrica es el caso extremo en el que sólo el Dr. Popper es capaz de diagnosticar 50 por ciento de los casos, mientras que el Dr. Bayes no logra identificar ninguno.

El número de preguntas promedio que el Dr. Popper hace está alrededor de 5.6, mientras que el Dr. Bayes está forzado a preguntar las ocho preguntas de nuestro ejemplo. Es posible abatir el número de preguntas promedio que hace el Dr. Popper, sin abatir su eficacia diagnóstica, con el simple expediente de utilizar el denominador de la fórmula de Bayes (para el caso de un solo síntoma) para estimar la probabilidad *a priori* de la aparición de un síntoma y hacer con ello que el robot (en su etapa de exploración sin éxito) pregunte primero por los síntomas más probables. El número promedio de preguntas se abatió a 4.89 por el procedimiento indicado.

El SPI: la Dra. Hempel

Un nuevo robot, la Dra. Hempel (cuyo nombre quedará justificado más adelante), se puede programar de idéntica manera que el Dr. Popper, excepto por una sutil, pero muy importante, diferencia de actitud frente a las propias hipótesis. En la Dra. Hempel, la mecánica del razonamiento es la de preguntar por aquellos síntomas que más incrementarían su creencia en la hipótesis, criterio que el filósofo de la ciencia Karl Hempel ha sostenido como la mecánica realista del razonamiento del científico, en contraste con la posición ya clásica de Popper. Una posición filosófica como la expresada, en términos operacionales, requiere solamente la modificación de la programación correspondiente —la que busca máximos— en el Dr. Popper.

Si bien el porcentaje de aciertos respecto al conseguido por el Dr. Popper es menor (30.8), el número de preguntas promedio se reduce considerablemente (2.36).

El Dr. Popper-Hempel

Este nuevo SPI es un híbrido de los anteriores, que ejercita ambas filosofías. Inicialmente hempeliano, hasta la posición de no poder apoyar más las creencias diagnósticas, es a continuación popperiano, hasta la posición de no poder vulnerar más la hipótesis de trabajo. En el caso de discrepancia entre la hipótesis subsistente, por búsqueda hempeliana y por búsqueda popperiana, el robot inicia el ciclo Hempel-Popper una vez más. La eficiencia diagnóstica de este híbrido es comparable a la del SPI: Dr. Popper.

El programa: Penny Cellina

En lo que a la terapéutica se refiere, hemos generado un programa no inteligente (Penny Cellina en Algol) que utiliza la teoría clásica de decisiones para datos exhaustivos y que permite una prescripción de antibióticos. No contamos de momento con una contraparte inteligente como el programa Mycin de la Universidad de Stanford,² que utiliza el razonamiento inexacto como procedimiento inquisitivo y un conjunto numeroso de reglas de producción que permiten una "toma secuencial de decisiones".

Conclusiones

Quizá el logro más importante en el precedente estudio sea contar con una evidencia experimental como la presente, sobre la validez de un razonamiento artificial, por transformación de las probabilidades condicionadas de la inferencia bayesiana en valores de creencias. Valores susceptibles de ser operados secuencialmente y de ser compuestos, para fines de una síntesis histórica, adquirida por interrogatorio, del conocimiento sobre el paciente.

Resulta paradójico, en esta serie epistemológica, hablar de la inteligencia de robots, cuya eficiencia en términos de la "chamba" (*task*) es menor que la de un algoritmo simple, como lo es la fórmula de Bayes. Sin embargo, no debe perderse de vista el problema de factibilidad, que es inherente a todos los sistemas inteligentes. Si tomamos como ejemplo el muy conocido *dictum* del ajedrez, que afirma que se puede diseñar un jugador de ajedrez que analice todas las posibles jugadas, propias y del contrario, de tal manera que frente a una salida dada, el algoritmo derrote indefectiblemente a cualquier jugador humano, esto, que teóricamente es posible, es físicamente no factible. La combinatoria es muy grande quizá para cualquier máquina actual o futura, en un tiempo de ejecución dentro de los parámetros de duración de la vida de un individuo. Los programas de ajedrez actuales, con un desempeño razonable (pre-maestro) no utilizan obviamente un algoritmo como el propuesto, sino una programación inteligente, heurística, que eventualmente puede conducir a un desempeño bueno, frente al algoritmo teórico que repetimos no es factible. En estas dimensiones deben contemplarse nuestros robots, cuya inteligencia quedaría manifiesta frente a algoritmos bayesianos, no operantes, debido al gran número de datos que se espera manejen en situaciones realistas.

REFERENCIAS

1. Newell, H. y Simon, H. A.: *On human problem solving*. Englewood, Prentice-Hall, 1972.
2. Shortliffe, E. H. y Buchanan, G. B.: *A model of inexact reasoning*. *Math. Biosc.* 23:351, 1975.
3. Popper, K. A.: *La lógica de la investigación científica*. Madrid. Tecnos, 1973.
4. Rinaldo, J. A.; Scheinok, P. y Rupe, C. E.: *Symptom diagnosis. A mathematical analysis of epigastric pain*. *Ann. Int. Med.* 59:145, 1963.

IV. LAS COMPUTADORAS EN LA ELECTROCARDIOGRAFIA

ABDO BISTENI,*
CARLOS GARCÍA-MOREIRA y
CÉSAR GONZÁLEZ-BELTRÁN

Los criterios de la interpretación electrocardiográfica convencional de la escuela mexicana se basan en los procesos de activación y repolarización del corazón, largamente estudiados en los laboratorios de investigación, y en la demostración de su aplicabilidad en el electrocardiograma (ECG) clínico.¹⁻³ Se ha llegado así a entender la morfología de la derivación unipolar en condiciones normales y anormales, deducir la patología y excluir la antigua técnica de interpretación basada en memorizar patrones. Definidos los criterios en la forma más elemental, el análisis e interpretación del ECG está basado en criterios numéricos aplicados a las medidas de las ondas e intervalos.

Las computadoras digitales, como ya ha sido expresado previamente, son en esencia máquinas capaces de efectuar operaciones aritméticas y lógicas sencillas, pero con tanta rapidez que se pueden realizar millones de ellas por segundo. Si al través de un programa se reducen las operaciones complejas a series de operaciones simples, estas máquinas quedan capacitadas para efectuar procesos muy complicados, todavía con enorme velocidad.

La electrocardiografía, basada fuertemente en criterios cuantitativos y consideraciones geométricas, constituye entonces un área más fácilmente accesible para la aplicación de estas máquinas que otros campos de la medicina, en las que las observaciones y los criterios no son cuantificables en forma sencilla.

SECICME son las siglas del Sistema de Electrocardiografía Computarizada del Instituto Nacional de Cardiología de México "Ignacio Chávez". Mediante él resulta posible efectuar los siguientes procesos sobre un ECG: 1. Captura y almacenamiento. 2. Depuración de ruido y artefactos. 3. Presentación gráfica en diferentes modalidades. 4. Reconocimiento y medida de ondas. 5. Análisis estadístico del registro y definición de familias de complejos. 6. Reconocimiento de signos atribuibles a determinadas patologías. 7. Proposición de un diagnóstico tentativo con base en los signos detectados.

Todos los autores. Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".

Carlos García-Moreira y César González-Beltrán. Facultad de Ciencias. Universidad Nacional Autónoma de México.

* Académico titular.

Captura de los registros. Para introducir un ECG al sistema de cómputo lo primero es "digitalizarlo", es decir, convertir el registro continuo en una lista de valores instantáneos del voltaje tomado a intervalos regulares (fig. 12). Para SECICME di-

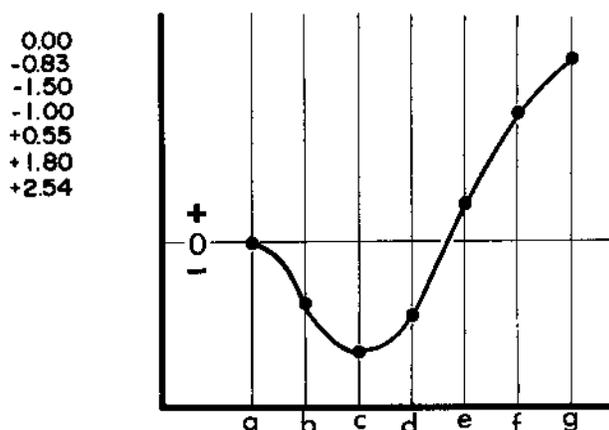


Fig. 12. Conversión del registro continuo (ECG) en lista de valores, cada 5 milisegundos. Los valores negativos o positivos representan milivoltios de los puntos a a g.

cho intervalo es de 5 milisegundos, o sea que se generan 200 valores numéricos por cada segundo de registro.

Para "digitalizar" el registro se emplea un circuito convertidor analógico-digital situado junto a la computadora (fig. 13), y el ECG se recibe desde una grabadora de cinta analógica o por vía telefónica mediante frecuencia modulada.

De un tiempo atrás contamos con una terminal inteligente que puede efectuar la conversión analógico-digital junto al paciente y grabar los datos digitales en *cassette*, o bien transmitirlos por línea telefónica. Desde el teclado de la misma terminal pueden capturarse la identificación del paciente, datos clínicos de interés y la indicación de los estudios computados que se desean. Esta modalidad es más segura y sencilla que la conversión junto a la computadora, ya que la transmisión de datos digitales es más confiable.

Procesamiento del ECG. Es realizado por la computadora (fig. 14) obedeciendo las instrucciones de una colección de programas que constituyen SECICME. Los datos digitales recibidos se guardan en grandes discos magnéticos con capacidad para almacenar muchos millones de números, y desde donde cualquiera de ellos puede ser leído en milésimas de segundo. Para efectuar los cálculos, una parte de los números correspondientes al registro se traslada de los discos a la memoria central, electrónica, desde donde pueden leerse en millonésimas de segundo. Obedeciendo paso a paso cada instrucción del programa, los datos son utilizados por la unidad aritmética y lógica del procesador para llevar al cabo operaciones cuyos resul-

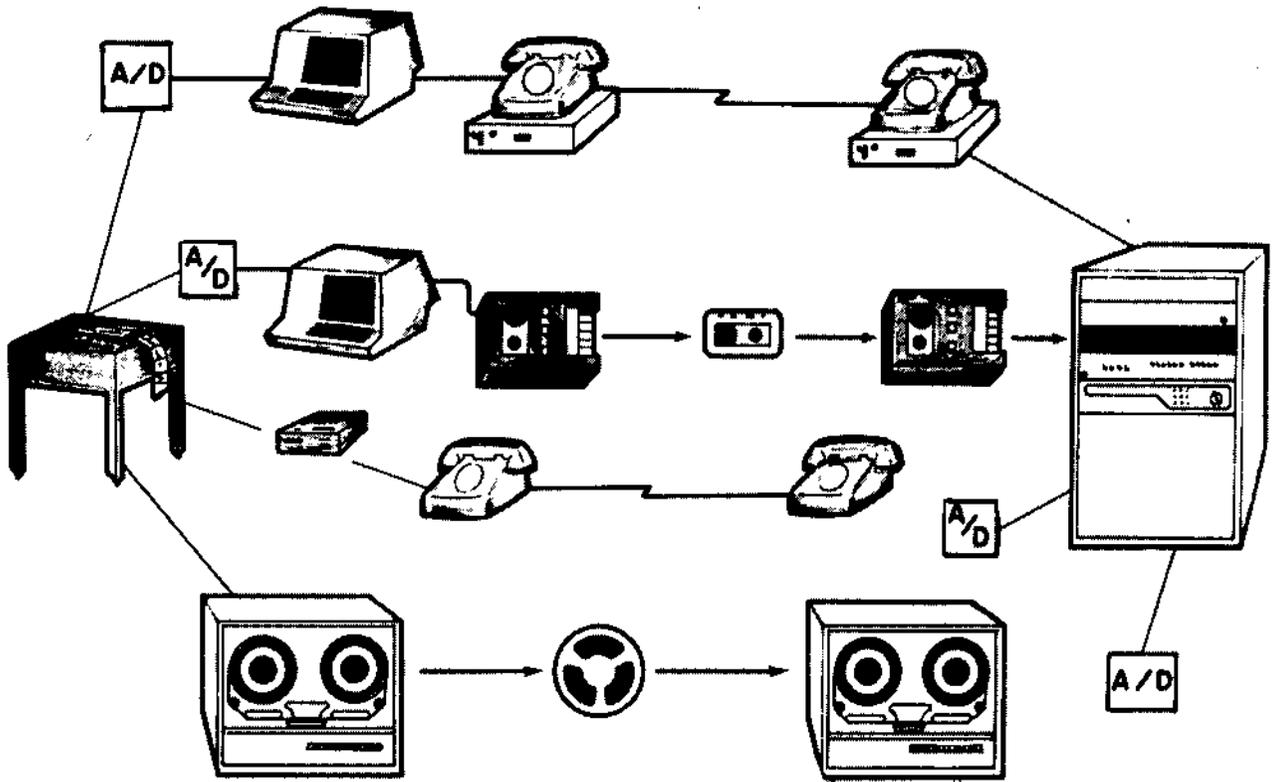
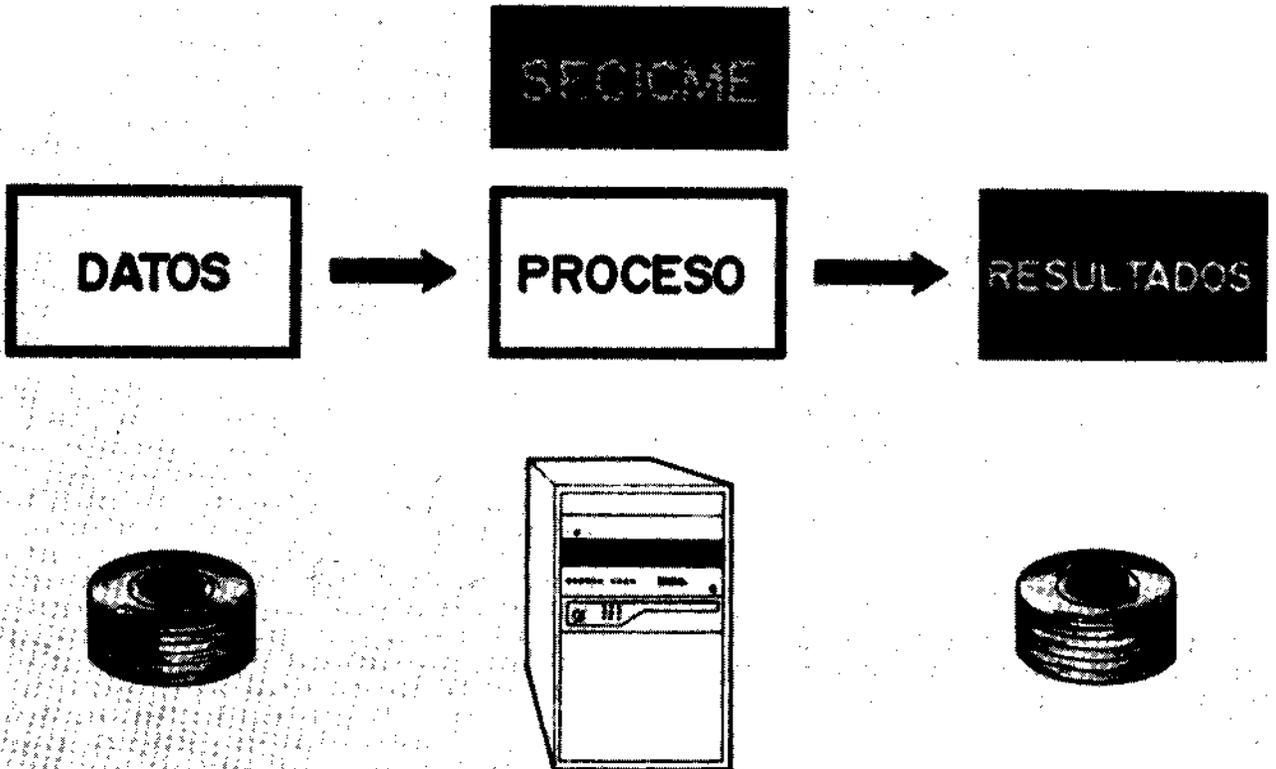


Fig. 13. Para "digitalizar" el ECG se emplea un circuito convertidor analógico-digital (A/D) situado junto a la computadora. El ECG se recibe desde una grabadora de cinta analógica o por vía telefónica.

Fig. 14. Procesamiento del ECG realizado por la computadora por intermedio de SECICME.



tados se guardan en la memoria central y luego se trasladan a los discos. Desde el disco, los resultados pueden remitirse por cable a la misma terminal que envió el ECG y solicitó su estudio. Si se desea, los resultados pueden representarse sobre papel gráfico, utilizando colores variados y con resolución superior a la del ojo humano. El proceso podrá repetirse cuantas veces se desee.

Informe gráfico. El principal fruto de SECICME es un trazo filtrado, alisado y corregido en su línea de base (fig. 15), totalmente distinto del fil-

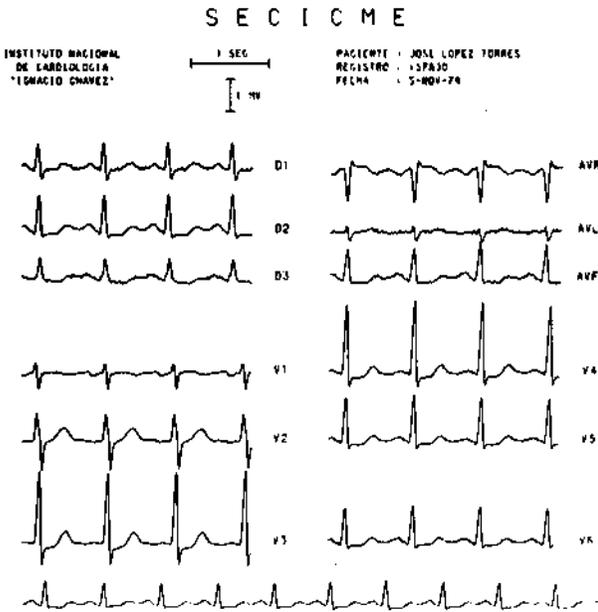


Fig. 15. ECG filtrado, alisado y corregido en su línea de base. Las derivaciones se registran simultáneamente en grupos de tres.

trado analógico que realiza un electrocardiógrafo por sí mismo. Puede, además, imprimirse bajo diferentes formatos cuantas veces se desee y a muy bajo costo, o a mayor amplificación para visualizar detalles imposibles de ver en el trazo habitual, sobre todo los accidentes muy rápidos y breves (fig. 16). El vectocardiograma y el polarcardiograma se



Fig. 16. Impresión del ECG a mayor amplificación para visualizar detalles imposibles de ver en el trazo habitual (trazo inferior).

convierten en estudios de rutina, y sobre ellos pueden, además, efectuarse automáticamente complejos cálculos vectoriales de aplicación inmediata en investigaciones del fenómeno eléctrico del corazón.

Informe de medidas. El programa de SECICME es capaz de reconocer las ondas del ECG y aplicar las convenciones de nomenclatura (fig. 17). A partir

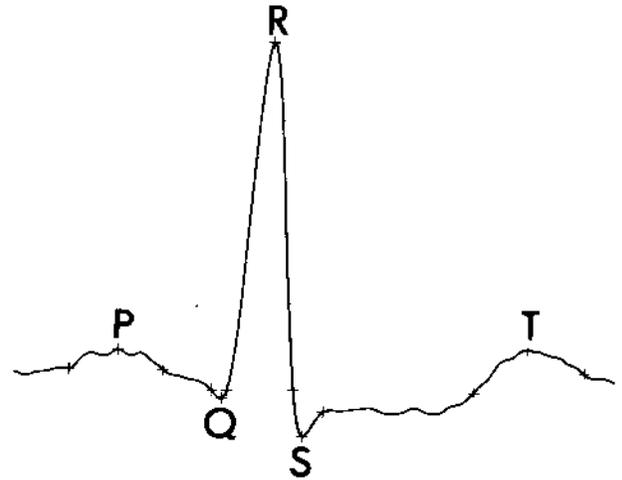


Fig. 17. SECICME es capaz de reconocer las ondas del ECG y aplicar las convenciones de nomenclatura.

del reconocimiento de las ondas, se lleva a cabo la medida de voltajes e intervalos con alta precisión, y además, a diferencia del proceso manual, se miden todos los complejos en todas las derivaciones y se evalúan estadísticamente. Los resultados se informan en una tabla de medidas (fig. 18).

Si se desea, estas mediciones de voltaje e intervalos se pueden realizar en una derivación en especial, sobre todo para fines de investigación y dar un informe de alta resolución (fig. 19) en el que se incluyen tiempos especiales, pendientes máximas, áreas, o lo que se desee, según la índole de la investigación.

Informe de signos. Con base en la tabla de medidas, el programa puede reconocer la presencia de signos electrocardiográficos asociables a una o varias patologías. Dichos signos se enlistan en un informe posterior a la tabla de medidas, indicando la derivación en que se presentan. Al final de este informe se propone un diagnóstico tentativo, elaborado con base en el conjunto de signos detectados y en los criterios de interpretación de estos por la escuela mexicana de electrocardiografía. La indicación de signos y sugestión de un diagnóstico se considera como un valioso auxiliar para el entrenamiento de estudiantes y residentes, aunque debe ser supervisado en todos los casos por un especialista.

PROCESAMIENTO 06/NOV/79
GRABACION 01/NOV/79

NUMERO DE REGISTRO

SEXO M EDAD: 23 ANOS 2 MESES 54.5 KG DE PESO 1.68 M DE ESTATURA
DIAGNOSTICO PRESUNCIONAL: SANO
ESTUDIO ORDENADO POR: CONSULTA EXTERNA Y REALIZADO EN: U.I.

MEDIDAS DEL ECG

DER	DURACIONES (MSEG)										AMPLITUDES (MU)										AREAS		FORMAS (AREA)	
	P	Q	R	S	R*	S*	AIN	DIN	P	Q	R	S	R*	S*	T	J	QRS	QRST	RIN	IND	TND			
I	0.068	0.018	0.034	0.022	0.000	0.000	0.036	0.016	0.12	-0.05	0.86	-0.06	0.00	0.00	0.33	0.00	5.47	17.12	0	0	0			
II	0.102	0.024	0.036	0.000	0.000	0.000	0.042	0.018	0.16	-0.15	1.43	0.00	0.00	0.00	0.35	-0.03	8.76	10.17	0	0	0			
III	0.070	0.000	0.052	0.000	0.000	0.000	0.028	0.024	0.24	0.00	0.72	0.00	0.00	0.00	0.24	0.20	6.28	19.50	0	0	0			
AVR	0.096	0.000	0.034	0.038	0.000	0.000	0.030	0.004	-0.17	0.00	0.04	-1.1	0.00	0.00	-0.42	0.01	-8.1	-25.8	0	0	0			
AVL	0.070	0.000	0.054	0.000	0.000	0.000	0.026	0.028	0.06	0.00	0.31	0.00	0.00	0.00	0.14	-0.10	1.39	5.18	0	0	0			
AVF	0.062	0.026	0.036	0.000	0.000	0.000	0.042	0.020	0.11	-0.11	0.99	0.00	0.00	0.00	0.27	0.00	5.86	15.77	0	0	0			
V1	0.086	0.000	0.028	0.052	0.000	0.000	0.022	0.006	-0.04	0.00	0.30	-0.50	0.00	0.00	-0.17	-0.02	-3.5	-8.36	0	0	0			
V2	0.136	0.000	0.030	0.042	0.000	0.000	0.020	0.010	0.05	0.00	0.79	-0.79	0.00	0.00	0.26	-0.03	-9.86	11.22	0	0	0			
V3	0.156	0.000	0.048	0.000	0.000	0.000	0.028	0.020	0.46	0.00	2.69	0.00	0.00	0.00	0.98	0.07	19.2	78.78	0	0	0			
V4	0.122	0.000	0.048	0.000	0.000	0.000	0.028	0.020	0.45	0.00	2.52	0.00	0.00	0.00	0.92	0.20	18.5	77.12	0	0	0			
V5	0.104	0.000	0.048	0.000	0.000	0.000	0.026	0.022	0.49	0.00	2.31	0.00	0.00	0.00	0.88	0.33	18.2	75.76	0	0	0			
V6	0.098	0.000	0.052	0.000	0.000	0.000	0.028	0.024	0.40	0.00	1.70	0.00	0.00	0.00	0.71	0.34	14.7	60.58	0	0	0			

INTERVALOS (MSEG)

EJE ELECTRICO

DER	QRS	P	P-R	S-T	T	Q-T	FREC	QRS	T	P	QRST	J
B1	0.074	0.000	0.036	0.352	0.104	0.174	72	60.	55.	35.	60.	24.
B2	0.060	0.000	0.042	0.364	0.112	0.192	72					
B3	0.052	0.000	0.028	0.400	0.118	0.230	72					
B4	0.052	0.000	0.028	0.400	0.118	0.230	72					

Fig. 18. Tabla de medidas en cada una de las derivaciones del ECG.

INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGIA
(IGNACIO CHAVEZ)
SECCION E

REPORTE DE MEDIDA DE ALTA RESOLUCION

TRAZADO I EEE - 034 -79 DERIVACION I D I

VOLTAJES (MU)

P1 = 0.17 (0.005) P2 = 0.14 (0.009)
D = 0.08 (0.001) R = 1.34 (0.023)
S = 0.04 (0.001) T = 0.17 (0.006)

DURACIONES (MS)

P = 109 (8) Q = 22 (1)
R = 78 (3) S = 6 (6)
QRS = 106 (106) T = 244 (11)

INTERVALOS (MS)

PR = 164 (30) QT = 491 (24)

SEGMENTOS (MS)

PR = 50 (2) ST = 154 (10)

TIEMPOS ESPECIALES (MS)

ENTRE PICOS P = 27 (2)
INIC. INTRINS. = 34 (4)
INTRINSECCIDE = 50 (4)

PENDIENTES MAXIMAS (V / S)

INICI. P = 0.031 (0.001) FIN P = 0.034 (0.001)
INIC. Q = 0.035 (0.001) FIN Q = 0.037 (0.001)
INIC. R = 0.040 (0.002) FIN R = 0.090 (0.003)
INIC. S = 0.057 (0.002) FIN S = 0.040 (0.001)
INIC. T = 0.002 (0.0001) FIN T = 0.003 (0.0001)

AREAS (MV . MS)

P = 0.94 (0.01) Q = 0.8 (0.005)
R = 2.82 (0.09) S = 0.07 (0.002)
QRS = 3.05 (0.12)



Fig. 19. Tabla de medidas de una derivación en especial con informe de alta resolución.

Perspectivas

Esta somera descripción permite emitir algunas conclusiones acerca de la electrocardiografía computada:

a) Abre enormes perspectivas en la investigación, por la precisión y detalle con que permite visualizar los trazos (fig. 20).

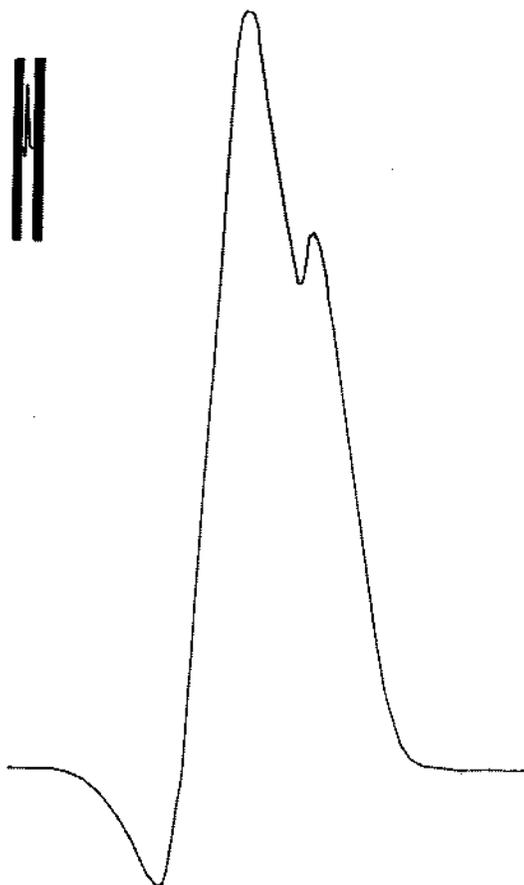


Fig. 20. Precisión y detalle para visualizar un trazo. Compárese con el ECG convencional en el extremo superior izquierdo de la figura.

b) La cantidad y la precisión de las medidas que se pueden realizar mejoran el manejo cuantitativo de la información.

c) Se logra el estudio estadístico automático sobre todos los registros coleccionados.

d) Se expanden las aplicaciones de la electrocardiografía para fomentar su aprendizaje y para ahorrar tiempo que se consume en medidas de rutina.

e) Se puede generalizar su aplicación en los estudios de rutina a nivel de consulta externa, sobre todo como respaldo externo en centros hospitalarios y clínicas pequeñas.

f) Es lícito adoptarla para generar alarmas lógicas en la observación con monitores.

g) La disponibilidad de microcomputadoras muy poderosas y de bajo precio hace prever el uso masivo de la técnica a partir de los próximos años, y de hecho se trabaja activamente en adaptar SECICME a este tipo de máquinas.

REFERENCIAS

1. Sodi Pallares, D.; Bisteni, A. y Medrano, G. A.: *Electrocardiografía y vectocardiografía deductivas*. México. La Prensa Médica Mexicana. 1964.
2. Bisteni, A.: *La lesión y la isquemia miocárdicas*. Instituto Nacional de Cardiología. México. La Prensa Médica Mexicana. 1976.
3. Bisteni, A.: *Los sistemas computarizados en cardiología*. Arch. Inst. Cardiol. (Méx.) 50:231, 1980.

V. GENERALIDADES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA

MANUEL MARTÍNEZ-LÓPEZ *

Se ha considerado que la presencia de la tomografía computada en el campo de la medicina es el impacto tecnológico de más valor y potencialidad durante las últimas cinco décadas, equiparable al descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895. La grandiosidad del descubrimiento ha sido reconocida recientemente, al ser concedido el premio Nobel de medicina a Cormack, por sus trabajos escritos en 1963 y 1964, en los cuales discutía la aplicación de las técnicas de reconstrucción de imágenes de proyecciones a radiografías (reconstrucción tomográfica en radiología), y principalmente a Sir Godfrey N. Hounsfield, un ingeniero electrónico empleado en un centro de investigación llamado Industrias Electro Musicales (EMI), una compañía que era conocida por sus reproducciones musicales, controlada por el famoso grupo de los Beatles.

Técnica

El método obviamente es diferente en sus conceptos y resultados de la radiografía convencional, en la cual se reducen las estructuras tridimensionales a una imagen bidimensional en la cual los huesos, los tejidos blandos, líquidos y espacios aéreos quedan superpuestos, así como de la *tomografía lineal con multiplanigrafía*, que fue descubierta hace 60 años y que está basada en el movimiento simultáneo del tubo de rayos X, con focalización

* Unidad de Radiología. Hospital General de México. Secretaría de Salubridad y Asistencia.

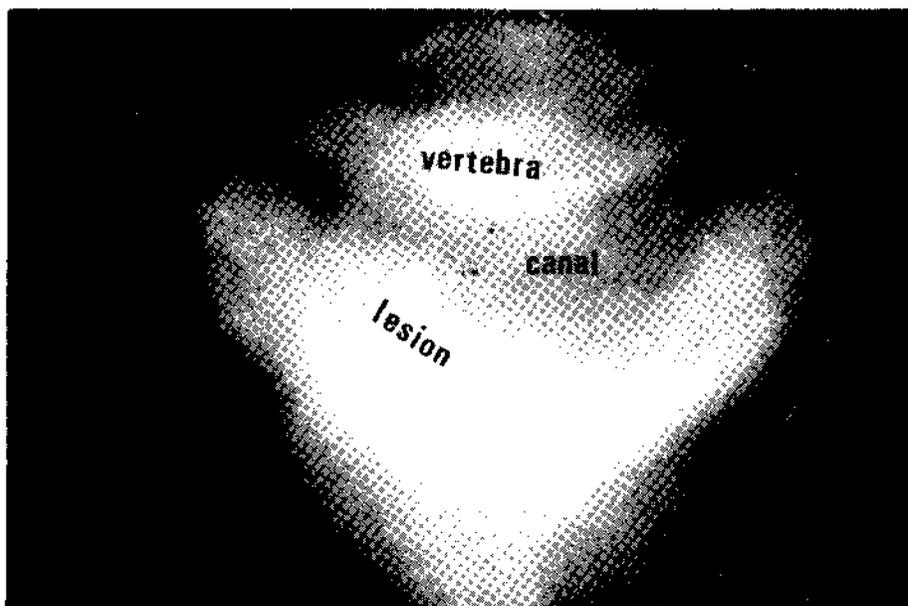


Fig. 21. Ejemplo de una tomografía axial transversal demostrando una vertebra cervical con una lesión calcificada en la región del canal medular. Nótese que la resolución de esta imagen es muy pobre.

de un plano corporal y borramiento parcial de las regiones vecinas, con efecto muy similar a lo que representa la profundidad de campo en la fotografía. Hubo otro procedimiento de escaso éxito en los Estados Unidos de Norteamérica, que fue la *tomografía axial transversa* en la cual esencialmente prevalecían los mismos principios de la tomografía lineal, si bien tal estudio se efectuaba en aparatos de radioterapia, lográndose imágenes con representación axial únicamente de estructuras óseas. Su uso principal fue en la evaluación de lesiones del canal vertebral y agujeros intervertebrales (fig. 21). Debido a la pobre resolución de estas imágenes el procedimiento ha quedado prácticamente en desuso, sobre todo al aparecer la tomografía computada en 1972.

Varios elementos básicos integran la llamada *tomografía axial computada*, que utiliza radiaciones ionizantes. Estos incluyen:

- Un tubo de rayos X
- Detectores
- Sistema de computación
- Sistema de exhibición de la imagen y manipulación de la misma.

La primera máquina prototipo (llamada EMI Scanner) para la región del cráneo, utilizaba un tubo de rayos X y en el lado contrario un detector, efectuándose movimientos inicialmente de traslación y subsecuentemente de rotación, con incrementos de un grado hasta alcanzar 180° , con

un tiempo de "barrido" que requería un mínimo de cinco minutos para cada corte; la cabeza quedaba fijada al cabezal por medio de una bolsa de agua. A este primer aparato se le conoce como la primera generación. En la segunda generación se aumentó el número de detectores y de haces de radiación y los movimientos de rotación y traslación eran más rápidos, con lo cual el tiempo se logró reducir hasta a 20 segundos. En relativamente poco tiempo nació la tercera generación, en la cual se empezó a usar un haz en forma de abanico, aumentándose aun más el número de detectores; la rotación era continua de 360° , eliminándose por completo el movimiento de traslación y así se lograron reducciones en la exposición hasta de cinco segundos. En la cuarta generación toda la circunferencia del cabezal, llamado *gantry*, está ocupada por detectores que inclusive han alcanzado la cifra de 1000; estos detectores se mantienen fijos y solamente hay rotación de 360° del tubo de rayos X; con este aparato se han logrado exposiciones muy cortas, de hasta un segundo (fig. 22 y 23). En todos los procedimientos radiológicos la formación de la imagen se realiza con base en las propiedades de atenuación de los rayos X a su paso por los tejidos y a su impresión en una película radiográfica.

En el estudio de tomografía computada esta atenuación de los rayos X, que son producidos por un tubo más complejo pero de tipo convencional, se registra por los detectores que miden los coeficientes de absorción de los tejidos al través de los cuales pasó el haz de rayos X, información que es

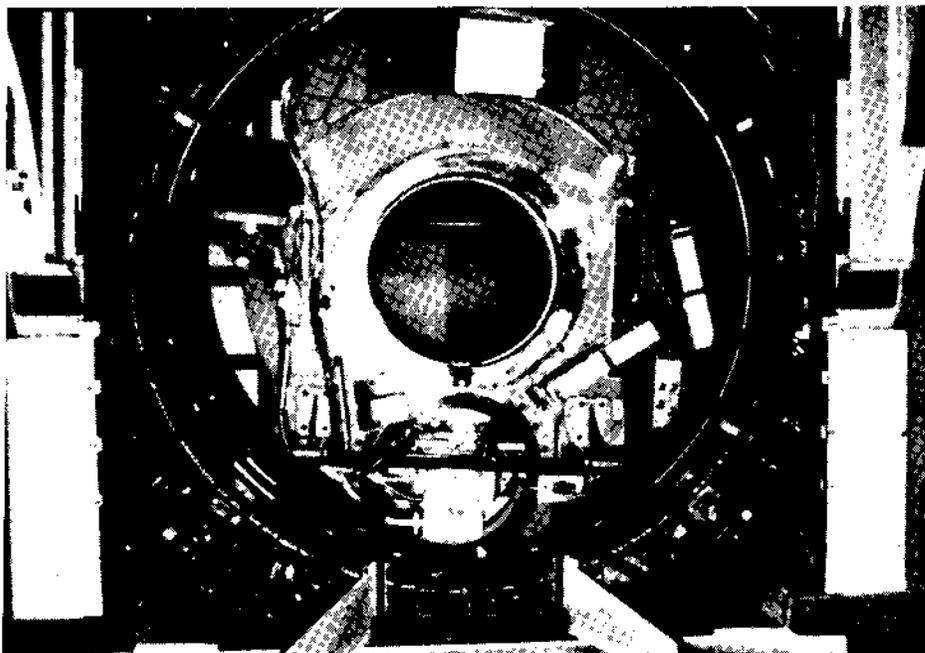
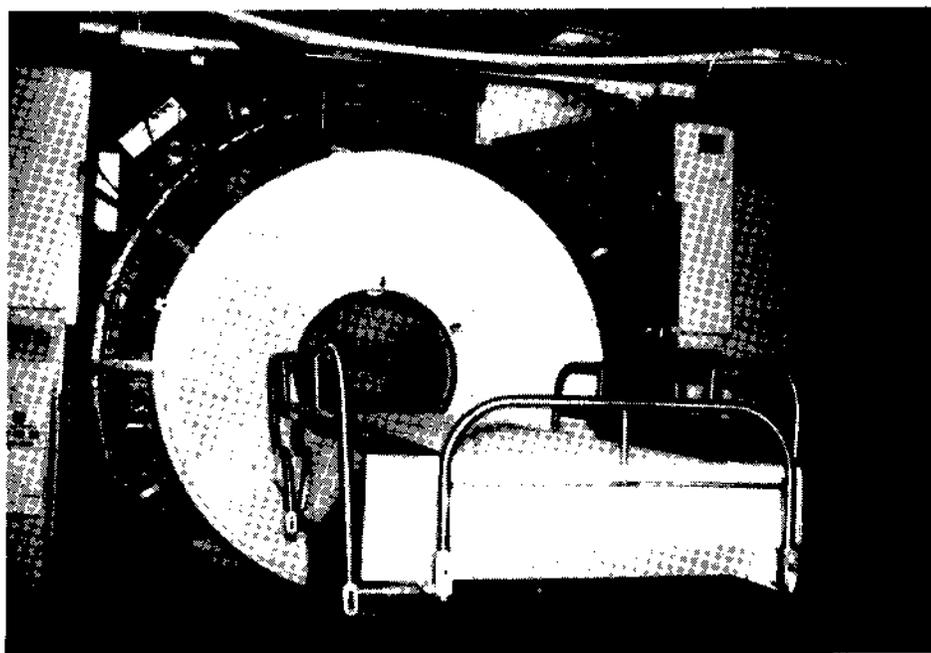


Fig. 22. Cabezal o gantry del aparato de tomografía computada. En la porción medía y superior se aprecia el tubo de rayos X el cual va a girar 360° en cada exposición. La cubierta de la imagen se ha removido para la visualización del tubo de rayos X.

Fig. 23. Sólo está descubierta la porción del gantry que demuestra los múltiples detectores en toda la circunferencia. Se aprecia también la mesa donde es colocado el paciente y el orificio circular en donde se va a situar el área de interés.



transmitida a una computadora. A la serie de medidas en cualquier ángulo que se obtiene durante un rastreo se le llama "perfil"; todos los "perfiles" obtenidos por la rotación completa efectuada durante el rastreo, así como el número de mediciones

individuales de la trasmisión de los rayos X son procesados por un complejo sistema de computación, que va a llevar al cabo la reconstrucción en sección del coeficiente de atenuación local a los rayos X de cada punto corporal. Esta reconstruc-

ción se lleva al cabo al través de diferentes algoritmos y métodos de reconstrucción, que son llamados de convolución o proyección filtrada retrospectiva. La reconstrucción de la imagen es elaborada en una matriz que es de tamaño variable y está formada por múltiples pequeños rectángulos de una dimensión definida, por ejemplo un cm de longitud y 1.3 cm de ancho y de altura. A cada rectángulo se le da el nombre de elemento de imagen o figura (*pixel*) y cada elemento va a contar con un valor digital de acuerdo con la diferente atenuación de cada tejido en relación al haz de rayos X que ha pasado por esa zona en particular; esta matriz proporcionará la información que la computadora reconstruirá, dando lugar a una reproducción probabilística de una imagen directa en una sección del sujeto, escogida previamente. Ya reconstruida la imagen probabilística, esta aparece en una pantalla de televisión localizada en la consola del operador y se registra, ya sea en película radiográfica, Polaroid,[®] impresora lineal o en cintas y discos magnéticos para su almacenamiento.

La imagen puede ser vista, ya sea en múltiples colores a los cuales se les pueden asignar valores escogidos de acuerdo con el tipo de tejido estudiado, pero principalmente se presenta en imágenes en blanco y negro, con una gama o escala de tonos grises. La imagen es una representación axial o transversa de un corte seccional, con un grosor de corte que puede variar desde 4 mm a 1 cm.

Los pequeños voltajes producidos por los detectores son traducidos por un convertidor analógico a digital en una serie de valores numéricos para almacenaje y procesamiento por la computadora. A estos valores se le llaman números de tomografía computada (tc) y están relacionados directamente con el coeficiente de atenuación lineal del material que está siendo rastreado en ese instante. Mientras más denso el tejido, más alto el número tc. En un principio a cada número se le asignó el valor de una unidad, las cuales en los primeros equipos se denominaron unidades EMI; en los aparatos más recientes se les da el número de unidades Hounsfield. En la escala EMI el 0 corresponde al agua, y se asignan -500 unidades para el aire y +500 unidades para el hueso denso. En la escala Hounsfield se doblan las unidades anteriores, quedando un margen de -1000 hasta +1000 unidades, o sea el doble, permaneciendo como valor igual el de 0 para el agua. La mayor parte de los tejidos blandos van a estar dentro de los límites de +40 a +60 unidades; el tejido graso tiene una densidad que varía de -20 a -250 unidades. Esto refleja la gran utilidad práctica de estos números, ya que ellos, agregados al conocimiento de la anatomía en secciones axiales, pueden ser usados para identificar tejidos, órganos, líquidos y lesiones.

Ya que el ojo humano está limitado a cierto número simultáneo de niveles o escalas de grises, para mejorar el contraste, el radiólogo limita los márgenes de los números de tc expuestos, ajustan-

do el centro de esos márgenes al área de interés. Esto se hace controlando la llamada amplitud de la ventana y el nivel de la misma, o sea son dos controles separados que van a limitar o expandir la escala de grises disponibles. Por ejemplo, si el nivel de ventana se marca muy bajo, el pulmón se presentará gris y tanto el corazón como los huesos estarán totalmente blancos. Así, esta imagen permite evaluar adecuadamente los campos pulmonares, pero no el mediastino ni las partes óseas. Al aumentarse el nivel de la ventana, el corazón quedará dentro de la escala de gris al igual que el mediastino, con lo cual se precisa adecuadamente la anatomía de esta región, pero el pulmón quedará totalmente negro y el hueso también blanco y no es posible evaluar estas dos áreas con este nivel. Si se desea valorar específicamente las estructuras óseas, es necesario situar el nivel de la ventana en los números más altos, con lo cual el resto de las estructuras se presentarán totalmente negras.

La amplitud o anchura de la ventana (también llamado centro) es el control que permitirá manejar el contraste de la imagen. Si la ventana es muy amplia, se tienden a uniformar los grises, desapareciendo la diferencia de las diversas estructuras. Cuando se reduce la amplitud se logra mayor contraste entre áreas adyacentes, aunque existe detrimento de la imagen, que pierde precisión o nitidez. Si los controles no son usados adecuadamente, se pueden ocultar lesiones que requieren de mayor contraste para ser demostradas.

Evaluación de la imagen

La imagen obtenida puede ser presentada ya sea en positivo o negativo; se cuenta con cursores o marcadores que miden la densidad o coeficiente de absorción del área específica que se escoja, por ejemplo una masa tumoral, en la cual se requiere definir si su densidad corresponde a componente líquido o sólido; la imagen se puede magnificar cuantas veces sea necesario y es posible obtener mediciones y cálculos de volumen. Hay métodos adicionales de filtración de las imágenes que permiten aumentar su resolución y disminuir los artefactos o artificios presentes. El grado de resolución y nitidez de las imágenes ha mejorado progresivamente y en las máquinas más modernas la resolución llega a ser de 1 a 2 mm.

El procedimiento puede ser utilizado en cualquier área del cuerpo. En el cráneo generalmente se practican primero estudios simples, para en una segunda fase utilizar medio de contraste intravenoso (el mismo que es utilizado para procedimientos urográficos). En estudios del abdomen también se puede administrar medio de contraste por vía bucal, con lo que se logra opacificar el tubo digestivo; también aquí, en una segunda fase, se utiliza medio de contraste intravenoso. Existen otros métodos suplementarios para obtener mayores contrastes en áreas específicas, como sería inyectar aire en la vejiga, aire o medio de contraste en la cavidad peritoneal, medio de contraste hidrosoluble en el espacio subaracnoideo tanto del cráneo como de

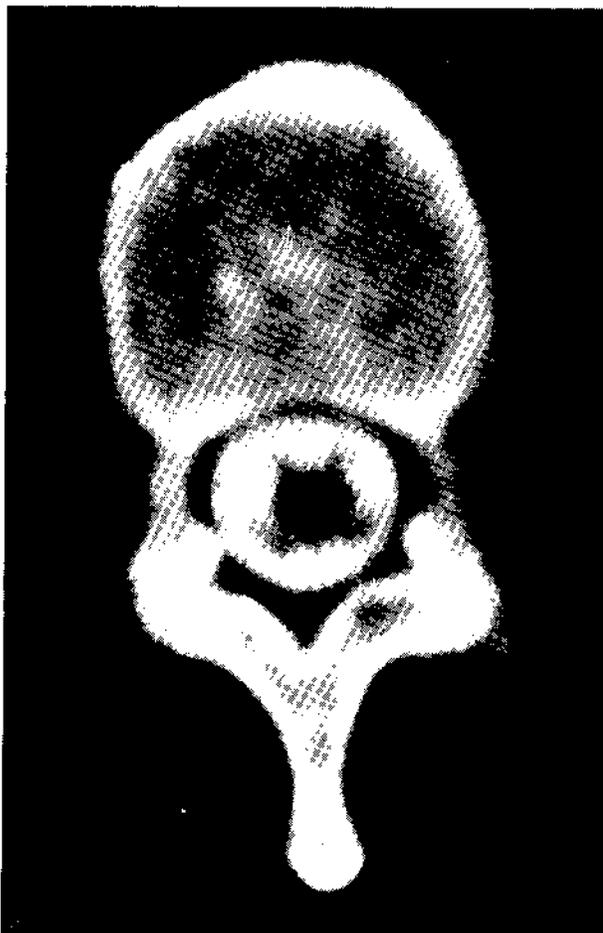


Fig. 24. Corte seccional de una vértebra torácica con aparato de gran resolución, que demuestra los segmentos vertebrales con adecuada nitidez. También se demuestra medio de contraste hidrosoluble en el espacio subaracnoideo, apreciándose en la región central del saco del cordón medular con las vainas nerviosas.

la columna vertebral (fig. 24).

El conocer adecuadamente la anatomía de los diversos órganos y estructuras visualizadas, tanto en el cráneo como en el resto del cuerpo, en la proyección o corte axial, es fundamental para valorar anomalías en cada región. Se pueden definir características líquidas o sólidas de cualquier lesión o fenómenos agregados a las mismas; es evidente la facilidad para detectar calcificaciones, aun las de tamaño muy pequeño, y en el cráneo, la presencia de una hemorragia. Otra densidad fácil de reconocer es la metálica, que en ocasiones puede llegar a causar artificios importantes. También es fácilmente definible la densidad de la gra-

Fig. 25. Corte seccional axial a nivel de la porción medio de hígado y bazo. Al paciente se le administró medio de contraste por vía bucal, por lo cual las asas de intestino están opacificadas, y por vía intravenosa, con lo cual se demuestra la interfase entre vasos portales y parenquima hepático. Nótese la abundante cantidad de grasa en toda la cavidad abdominal, lo cual facilita considerablemente el estudio. Hig = hígado; P = páncreas; c = cava; ao = aorta; B = bazo; V = vértebra.





Fig. 26. Demostración de la pobre resolución de la imagen en un paciente con linfoma del retroperitoneo, debido a la extrema delgadez y ausencia de gas en la cavidad abdominal. Hig = hígado; R = riñón; Est = estómago; B = bazo.

sa, por lo cual los pacientes obesos son ideales para ser estudiados por el procedimiento de tomografía computada del abdomen, lo que no es el caso con el ultrasonido en este tipo de pacientes (fig. 25 y 26). Una última densidad reconocible sería la de aire que es posible visualizar en el tubo digestivo y que es una manifestación frecuente en presencia de abscesos.

Las probabilidades diagnósticas, en el momento actual, son ilimitadas y es evidente que al lograrse mejor resolución en aparatos más modernos, contarse con mayor información en la literatura y mediante la constante práctica y revisión de las imágenes representadas, se logrará establecer diagnósticos con cada vez mayor precisión.

En los equipos más modernos ya es posible incluir en casos seleccionados reconstrucciones coronales y sagitales de las diversas secciones, lo cual es una de las ventajas del procedimiento ultrasonográfico en el abdomen. A pesar de que estas reconstrucciones aún no ofrecen la resolución espacial de los cortes transversales y de que requieren de tiempo adicional en el uso de la computadora, su potencialidad en el diagnóstico integral es evidente (fig. 27 y 28). La extraordinaria reso-

lución de aparatos más modernos ya permite evaluar áreas difíciles, como la región del canal vertebral, la cual previamente era imposible de estudiar, en vista de que el llamado "efecto de volumen parcial" causaba valores e imágenes falsas, debido principalmente a que esta área está totalmente rodeada por tejido óseo. Ahora es posible efectuar diagnósticos anatómicos precisos, como por ejemplo una herniación discal, sin necesidad de practicar una mielografía. Esta gran resolución permitirá examinar el hueso temporal, para dilucidar alteraciones muy finas, lo que previamente sólo era posible con politomografía (fig. 29).

Un recurso reciente de extraordinario potencial es la llamada radiografía computada; con este procedimiento se obtiene una imagen que es comparativa a una radiografía convencional, con la diferencia de que la escala de grises puede ser variada, a gusto del operador, con el nivel y amplitud de la ventana, o sea que en un momento se pueden apreciar por ejemplo imágenes de un tórax con diferente grado de penetración, ya sea que se quieran valorar los campos pulmonares, el mediastino o estructuras óseas (fig. 30); además tiene la ventaja de poder delimitar con precisión los cortes practicados en el nivel exacto de interés (fig. 31).



Fig. 27. En la porción inferior se aprecia el corte seccional axial de un absceso intra y perirrenal en el lado derecho. La reconstrucción coronal de esta imagen demuestra la imagen en forma similar a como es usual verla en un estudio de urografía; se aprecia la diferenciación evidente del aire y masa en relación al absceso localizado en el riñón derecho.

Fig. 28. Estas imágenes corresponden igualmente a una reconstrucción pero ahora sagital. Nótese las imágenes punteadas lineares blancas que delimitan el sitio donde se practicó el corte en el riñón derecho y hacia arriba la reconstrucción sagital, con demostración del absceso en la porción posterior de la imagen.





Fig. 29. Cortes seccionales de alta resolución del hueso temporal. Se demuestran adecuadamente tanto el conducto auditivo interno, canales semicirculares, vestíbulo, antro mastoideo, huecillos y la neumatización de las mastoides. En el extremo superior se aprecia la resolución tan importante que permite definir la separación entre puntos muy pequeños.

Fig. 30. Corresponde a una radiografía computada obtenida con la misma máquina, la cual se ha hecho penetrada al aumentar el nivel de ventana y disminuir la amplitud de la misma. Se alcanzan a apreciar las líneas paravertebrales; gran definición del mediastino, silueta cardiaca, estructuras óseas y parte de la vasculatura pulmonar.





Fig. 31. Radiografía computada en la cual aparecen los cursores marcando los 16 cortes con intervalo de 1 cm. Este procedimiento permite definir los cortes con mayor precisión y ayuda a la localización específica de la lesión.

Existen avances también en estudios dinámicos que proporcionan la capacidad de hacer rastreos secuenciales rápidos, con movimiento o incremento de la distancia de la mesa en la que el paciente se encuentra fijo, lo que permite determinar la perfusión de áreas específicas del cerebro o del corazón y que puede llegar a ser de gran importancia en el estudio del flujo regional de tumores o lesiones en órganos tales como el hígado. También se está trabajando en máquinas prototipo que permitirán obtener imágenes totalmente tridimensionales, que facilitarán la valoración de lesiones desde múltiples ángulos; asimismo, en un futuro no muy lejano se podrán obtener exposiciones de milisegundos, con aplicación práctica evidente en el área cardíaca. Por último, ya existen accesorios que se están perfeccionando para practicar procedimientos estereotácticos con los cuales se podrán obtener biopsias o punciones muy exactas, principalmente en la región del cráneo.

En resumen, la tomografía axial computada es un método radiológico poco agresivo, que demuestra la anatomía y lesiones del cuerpo en representaciones seccionales, axiales, con gran detalle y resolución. Su potencialidad es muy significativa y ha colaborado eficazmente en el estudio, tratamiento y evolución de las diversas entidades patológicas. Esto se ha reflejado principalmente en el área del cráneo, al apreciarse una disminución considerable en el número de estudios invasivos (neumoencefalografía, angiografía) y de operaciones innecesarias. Se espera una respuesta similar a no muy largo plazo en el resto del cuerpo. Definitivamente, la tomografía computada constituye uno de los mejores ejemplos del apoyo que ha proporcionado el uso de las computadoras en medicina.

VI. INFLUENCIA DE LAS COMPUTADORAS EN LA FISIOLÓGIA DEL CORAZÓN

EMILIO KABELA * y
LAURA BÁRCENAS

El impacto que han tenido las computadoras en las ciencias fisiológicas ha sido de tal magnitud, que sería imposible la simple enumeración de las áreas y los problemas en los que la computación ha sido incorporada como parte integral de la tecnología empleada para diversos estudios. Por estas razones, esta presentación está organizada con el objeto de resaltar tres tipos específicos de funciones en las que las computadoras contribuyen importantemente, tanto en la rutina cotidiana de un laboratorio, como en el desarrollo del conocimiento de la fisiología. Estos ejemplos van de lo sencillo a lo complejo e incluyen: 1) El uso de estas máquinas en el archivo y análisis estadístico de datos experimentales así como la expresión gráfica de estos. 2) La valoración y la medida de algunos tipos de experimentos, ya sea en línea o en forma diferida y el almacenamiento, tanto de las medidas de los experimentos como de las señales mismas. 3) La elaboración de modelos matemáticos que han permitido la reconstrucción de los potenciales de acción de diversos tejidos cardíacos con base en las características, medidas experimentalmente, de las diversas corrientes transmembrana.

A pesar de que los ejemplos que se discutirán son muy específicos, dan una idea de los distintos niveles en los que las computadoras pueden ser de utilidad y de la forma en que pueden contribuir, no sólo a simplificar la rutina sino también a la obtención de medidas más exactas y análisis más detallados de los resultados. En cuanto a los avances en el conocimiento, es indudable que la elaboración de modelos para analizar y evaluar la validez de ciertos hallazgos e hipótesis ha contribuido marcadamente el progreso de ciertas áreas de la fisiología.

* Académico numerario.

Ambos autores: Departamento de Fisiología. Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".

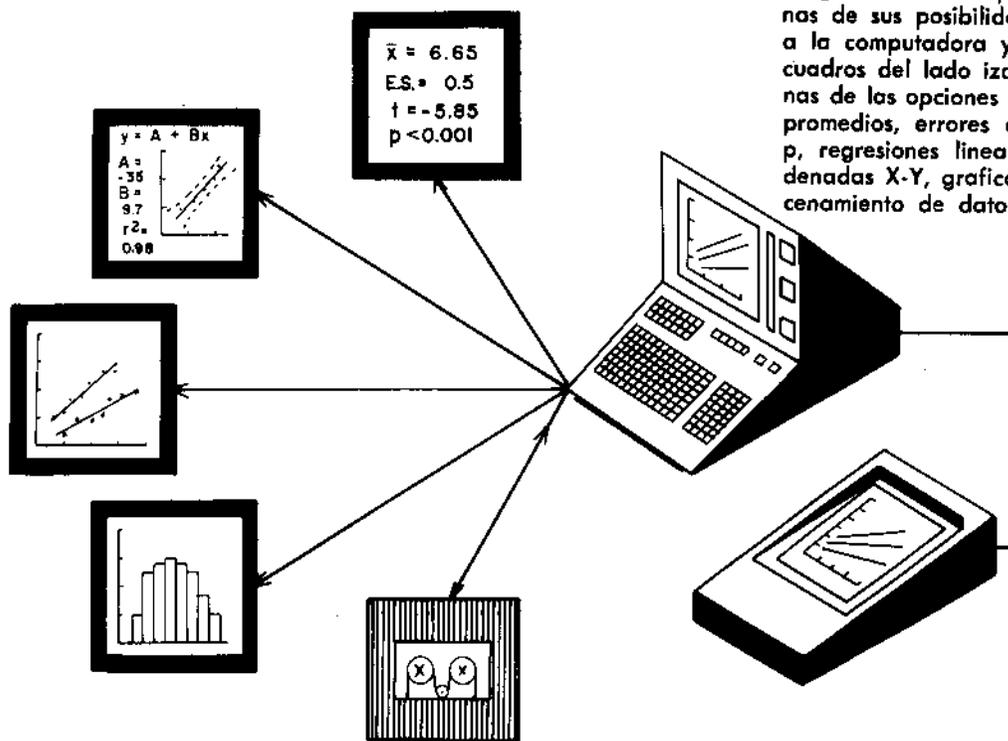


Fig. 32. Diagrama de una parte del sistema y algunas de sus posibilidades. El esquema incluye a la computadora y la copiadora y, los recuadros del lado izquierdo representan algunas de las opciones como son la obtención de promedios, errores estándar, valores de t y p , regresiones lineales, graficación en coordenadas X-Y, graficación con barras o almacenamiento de datos.

1. Manejo de datos, archivo, estadística y graficación

La figura 32 muestra un diagrama que ilustra algunas de las características de los aparatos con los que se cuenta en el Departamento de Fisiología del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez" y resume algunas de las opciones que se tienen. Esta parte del equipo consiste de una terminal gráfica inteligente, la Tektronix modelo 5051 que incluye a una microcomputadora, con 32k de memoria fija y 32k de memoria libre. La máquina está conectada a una copiadora Tektronix, modelo 4631, que reproduce el contenido de la pantalla en papel. Como se puede ver, este dispositivo ofrece un sinnúmero de posibilidades. Pueden simplemente almacenarse los valores deseados en un *cassette* para ser usados posteriormente, o bien, se pueden someter los datos a cualquier tipo de análisis estadístico, o puede obtenerse una gráfica con los resultados.

Para los procedimientos estadísticos se cuenta con una biblioteca con cuatro volúmenes de programas, elaborados también por Tektronix, que incluyen desde los procedimientos estadísticos más sencillos hasta los más complejos.

La graficación de resultados se obtiene mediante el uso de dos programas elaborados en el Departamento. Uno permite varias opciones de graficación en coordenadas X-Y y el otro proporciona diversas alternativas para gráficas de barras. Las figuras 33 y 34 ilustran los ejemplos del tipo de re-

sultados que se obtienen con estos programas. La figura 33 muestra una gráfica con coordenadas X-Y, en la que se incluyeron tres curvas, cada una con un símbolo diferente y con errores estándar ilustrados; estos pueden no incluirse o aparecer como en este caso, completos, sólo en la parte superior o sólo en la inferior. Los símbolos pueden estar conectados por una línea o no, según sea más adecuado. El programa también incluye la inserción automática y centrada del título de la gráfica, así como los valores y la identidad de las ordenadas y las abscisas.

La figura 34 muestra un ejemplo de una gráfica de barras. Con este programa, además de las opciones que se mencionaron para las X-Y, se puede elegir el número de grupos que se quieren incluir, así como el número de barras en cada grupo.

Los programas de estadística usados en conjunto con los de graficación resultan de gran utilidad, ya que permiten tener en pocos minutos una versión final de los resultados que se están analizando. Estas posibilidades aumentan considerablemente la eficiencia del laboratorio, ya que ahorran una gran cantidad de tiempo y permiten además un análisis mucho más adecuado de los resultados. Adicionalmente, hacen que la planeación de las ilustraciones finales para un proyecto sea mucho más sencilla, rápida y adecuada.

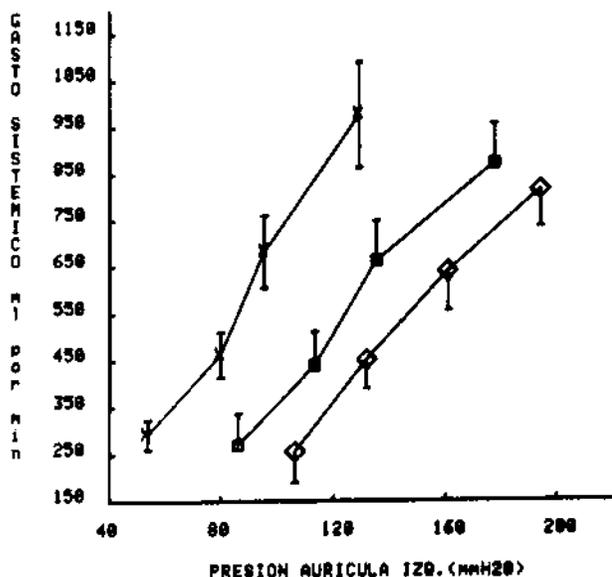


Fig. 33. Ejemplo de una gráfica de tipo X-Y.

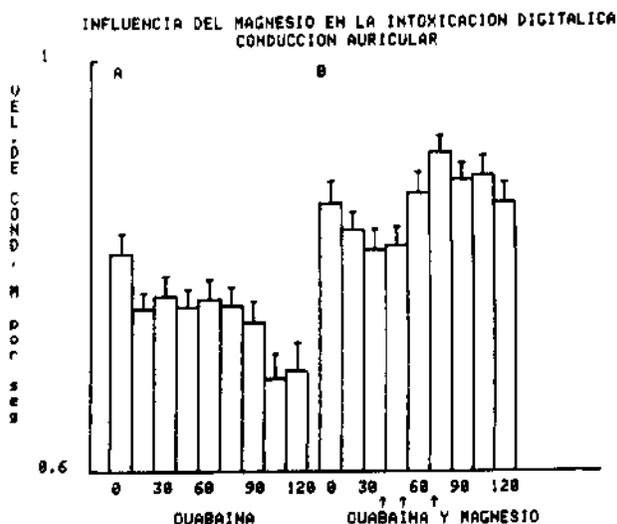


Fig. 34. Ejemplo de una gráfica de barras.

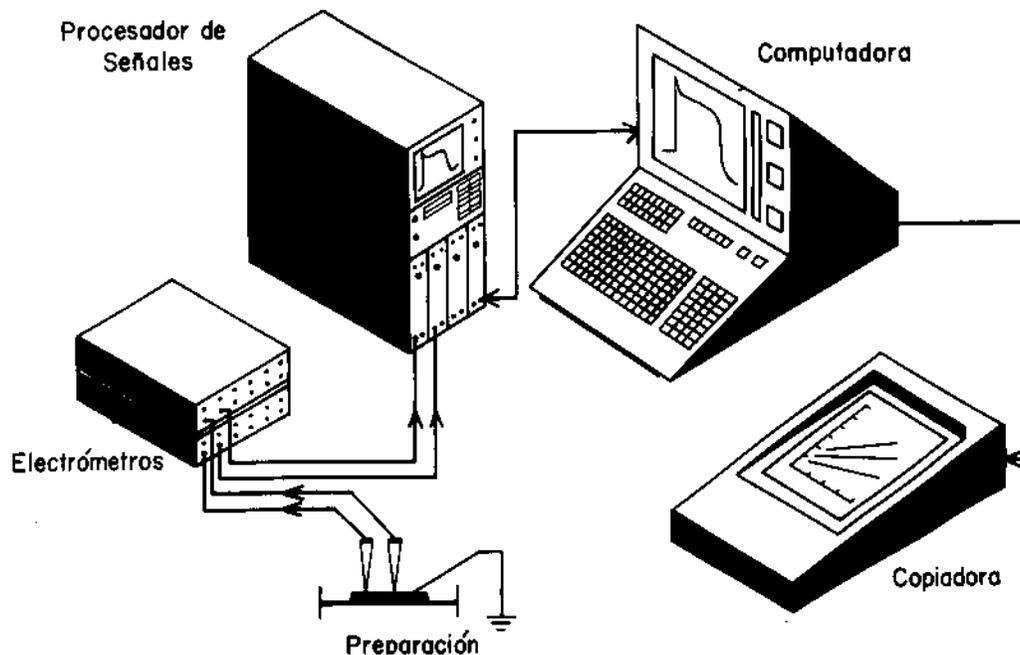


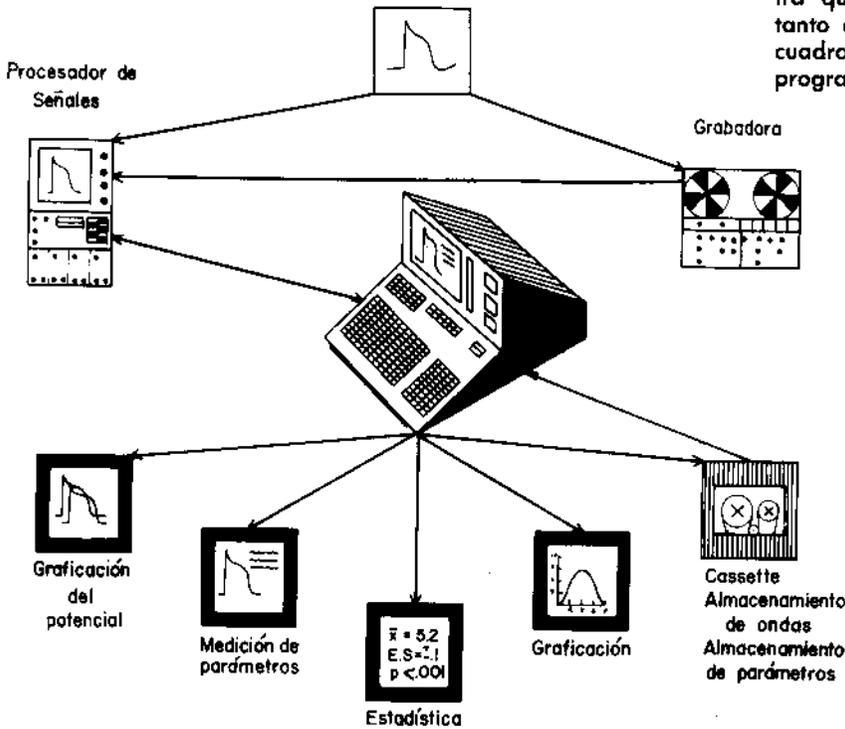
Fig. 35. Diagrama del sistema para procesar señales.

2. Medida y almacenamiento de diversos tipos de señales

La figura 35 resume los componentes más importantes del dispositivo que se emplea para el estudio de los potenciales transmembrana y señala algunas de las posibilidades con las que se cuenta para el análisis y almacenamiento de señales. El sistema está formado por una cámara de órgano

aislado, perfundida constantemente con una solución de Krebs oxigenada y mantenida a una temperatura constante de 37°C. En esta se monta la preparación que desea estudiarse y por medio de ultramicromanipuladores, se obtienen registros de potenciales transmembrana, al través de micropipetas de vidrio tipo Ling-Gerard. La señal obtenida es amplificada en los electrómetros (W-P Instruments 707) y en las unidades verticales del

Fig. 36. Diagrama del procesador de señales y de algunas de sus posibilidades. El esquema muestra que las señales pueden ser procesadas tanto en línea como de una grabadora. Los cuadros inferiores representan algunos de los programas con los que se cuenta.



osciloscopio, donde es finalmente registrada. El osciloscopio está acoplado a un microprocesador con 4k de memoria (Tektronix P-7001), que "digitaliza" las señales analógicas y las conserva en cuatro memorias diferentes. El microprocesador está comunicado con la computadora a través de una interfase, lo que permite que la computadora capture esta información ya "digitalizada" y la procese de acuerdo con los programas y las necesidades específicas.

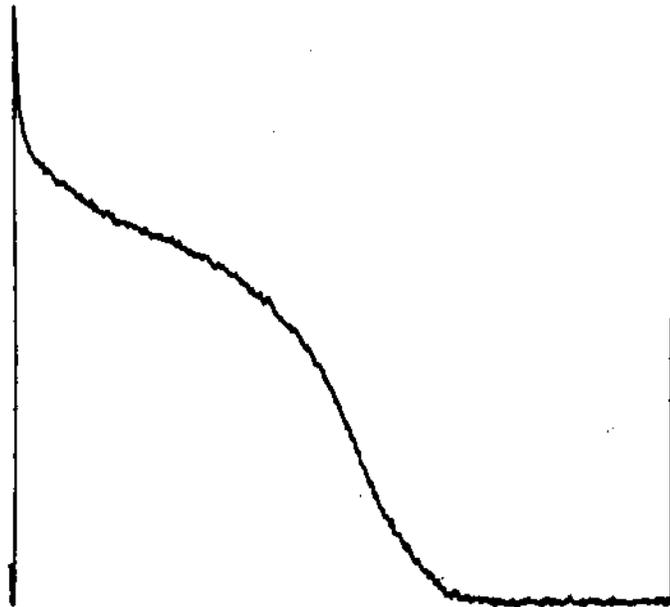
El diagrama de la figura 36 ilustra la mayor parte de las opciones con que se cuenta hasta ahora. La parte superior señala un primer punto de gran importancia, que consiste en la posibilidad de analizar en línea los registros obtenidos en el laboratorio en donde el equipo está localizado, o de forma diferida, resultados de experimentos grabados en otros laboratorios. La serie de alternativas que serán descritas a continuación, son las que se han incluido hasta ahora en el programa que se ha elaborado. Muy probablemente estas irán sufriendo modificaciones a medida que los requerimientos de los diversos proyectos vayan cambiando.

La primera posibilidad que ofrece el programa es la de simplemente capturar los potenciales de interés y almacenarlos en el *cassette*, para analizarlos después. Otra opción que se tiene es capturar la señal, graficarla en la pantalla de la terminal y obtener una copia en papel, o bien capturarla y someterla a la rutina de medida. Una vez que se tiene el potencial capturado y analizado, existen varias posibilidades. El potencial y sus medidas

pueden ser graficados en la pantalla para obtener copias de ellos, o estos pueden ser almacenados en el *cassette*; las medidas pueden almacenarse para ser acumuladas posteriormente con información de otros experimentos y someterlas entonces al análisis estadístico adecuado.

La figura 37 muestra un ejemplo del análisis que el programa ejecuta, así como la gráfica de un potencial de acción. Como puede verse, las medidas incluyen el potencial de reposo, la amplitud del potencial de acción, la velocidad de despolarización, la amplitud de la fase de meseta, la duración al 50 por ciento de la repolarización, la duración al 90 por ciento, la duración total, la frecuencia y la velocidad de repolarización de la fase 3 del potencial de acción. En la parte inferior se señala el tipo de tejido, la identificación del experimento y el momento experimental a que corresponde la señal.

Es importante hacer énfasis en que tanto el equipo descrito como la programación de este no son exclusivos para el procesamiento de potenciales de acción, sino que este puede emplearse en el análisis de cualquier tipo de señal analógica. La figura 38 muestra un ejemplo de un programa elaborado para analizar curvas de presión originadas en un probador de prótesis valvulares.¹ Con este programa se capturan y grafican las curvas de presión auriculares y ventriculares y se miden las máximas y mínimas, además de calcular otra serie de parámetros.



POT.REP. = 92.87 mV
 AMPLITUD = 137.2 mV
 dU/dt = 527 U/S
 AMP.PLAT = 77.3 mV
 DUR.50 % = 212.7 ms
 DUR.90 % = 271.8 ms
 DUR.TOT. = 309.4 ms
 FREC. = 138 1/m
 dU/dt R = 0.58 U/S

PURKINJE

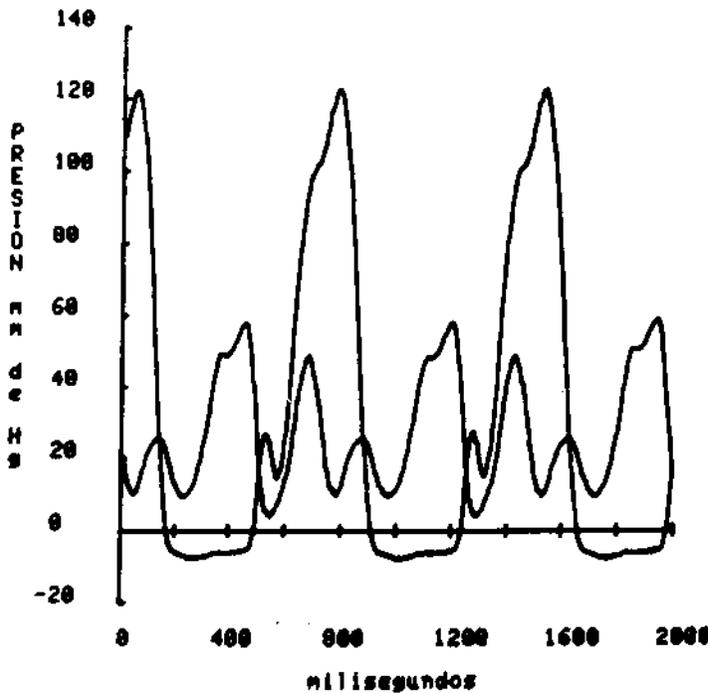
EXP. TC-38

CONTROL 4

Fig. 37. Ejemplo de un potencial de acción procesado por el sistema. Este programa resulta en la graficación de la señal y el listado de las medidas de los diversos parámetros, así como la identificación del experimento y de la señal.

Fig. 38. Ejemplo de un programa de análisis de curvas de presión. En este caso, el sistema captura y valora las señales para finalmente presentar una gráfica con las curvas de presión auricular y ventricular así como la medición de varias otras características.

CURVAS Y VALORES DE PRESION AURICULAR Y VENTRICULAR



P.MIN.U. = -7.56
 P.MAX.U. = 122.63
 P.MIN.A. = 4.15
 P.MAX.A. = 58.78
 AREA MAX.VALU. = 0.948 cm²
 DIAM.FUNCIONAL = 1.575 cm

3. Modelos matemáticos para la reconstrucción de potenciales de acción

Finalmente, se resumen algunas de las características más importantes de estos modelos y se resalta su importancia teórica.

Hasta el momento existen modelos matemáticos para la reconstrucción de los potenciales de acción de tres tipos de tejido cardíaco: el nodo sinusal,² el músculo ventricular³ y el tejido de Purkinje.⁴ En todos los casos, la formulación de las ecuaciones y de las características cinéticas de las diversas corrientes siguen el formato original del modelo de Hodgkin y Huxley para el axón.^{5,6}

En todos los modelos, el procedimiento que se sigue es el de introducir a la computadora las características de las relaciones de activación e inactivación de cada corriente con respecto al potencial de membrana y la magnitud de esta, junto con las características cinéticas de los distintos canales. Una vez que se introducen todas las características de las diversas corrientes, se procede a la

reconstrucción de los potenciales de acción. La figura 39, del trabajo del grupo de Irisawa,² muestra los resultados de esta reconstrucción. En la porción superior de la parte A se pueden observar los potenciales de acción obtenidos con los datos programados y su gran similitud con los verdaderos potenciales de acción del nodo sinusal. En la parte inferior se están representando tanto la amplitud como el curso temporal de las corrientes responsables del potencial. La parte B muestra nuevamente los potenciales reconstruidos, pero ahora en relación a los factores de activación e inactivación de las corrientes.

La figura 40 ilustra un potencial de acción reconstruido correspondiente a músculo ventricular. Esta reconstrucción, tomada del trabajo de Beeler y Reuter,³ fue lograda siguiendo un procedimiento semejante al que se acaba de describir para el nodo sinusal y es evidente la semejanza con los potenciales reales.

Fig. 39. Reconstrucción matemática de un potencial de acción del nodo sinusal. La parte superior del panel A muestra los potenciales de acción reconstruidos; la parte inferior muestra el curso temporal de las diversas corrientes responsables del potencial de acción. En el panel B se ilustra la relación entre los potenciales de acción y los grados de activación de los distintos canales. Tomada del trabajo del grupo de Irisawa.²

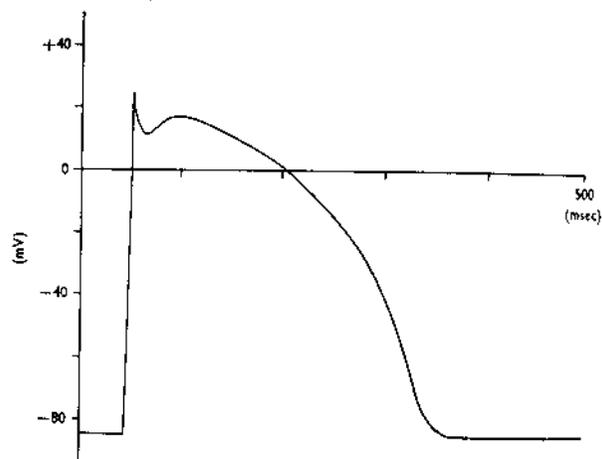
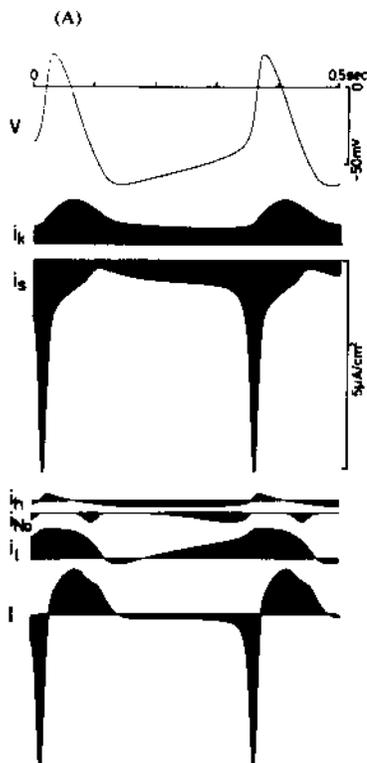


Fig. 40. Reconstrucción matemática de un potencial de acción de músculo ventricular. Tomada de la ref. ³.

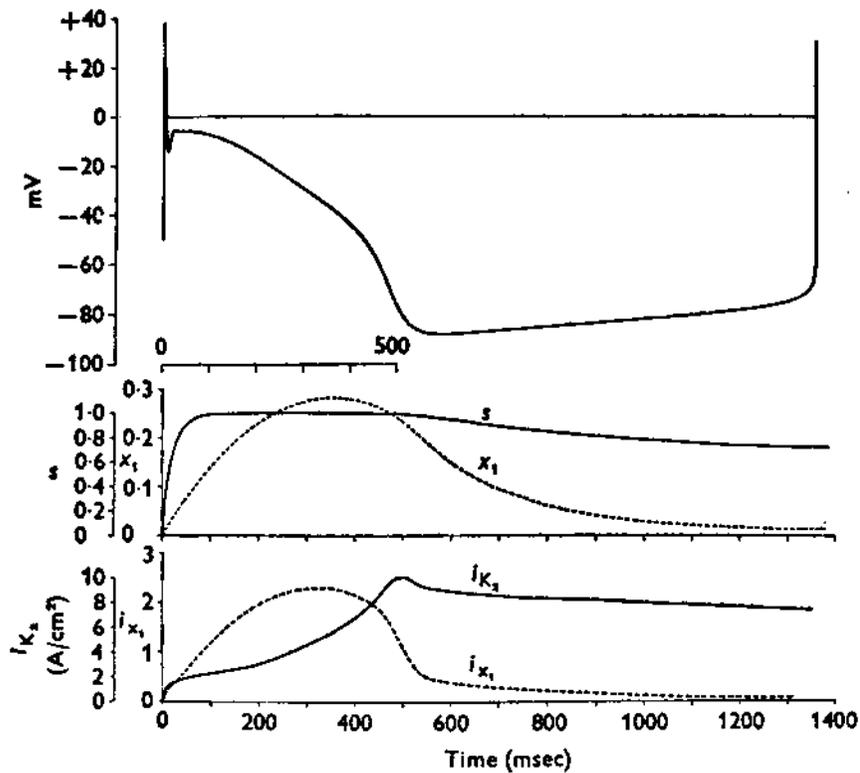


Fig. 41. Reconstrucción matemática de un potencial de acción de tejido de Purkinje. La parte superior muestra los potenciales reconstruidos. Las dos gráficas inferiores ilustran la cinética de dos de los canales de potasio. Tomada de la ref. 4.

La figura 41 resume algunos de los resultados obtenidos por McAllister, Noble y Tsien⁴ en su reconstrucción del potencial de acción de una fibra de Purkinje. En esta figura se muestra en la parte superior el potencial de acción reconstruido y en la parte inferior las características de activación e inactivación de dos de las corrientes de potasio. Este tipo de modelo no sólo permite la integración de la información experimental, sino que también reproduce algunos de los fenómenos clásicos de la fisiología, identificando los posibles mecanismos.

Los ejemplos discutidos en este trabajo resaltan la importancia que las computadoras tienen y pueden llegar a tener en la fisiología y las ciencias básicas en general y demuestran objetivamente que estas pueden contribuir en todos los niveles, desde los problemas más sencillos y rutinarios, hasta los más complejos modelos matemáticos.

REFERENCIAS

1. Peón, J.; Valenzuela, F.; Cabrera, J.; Carrillo, G.; Aguirre, A. y Kabela, E.: *Diseño y evaluación de un duplicador de ciclo cardiaco para la valoración de prótesis valvulares*. Arch. Inst. Cardiol. (Méx.) 50:535, 1980.
2. Yanagihara, K.; Noma, A. y Irisawa, H.: *Reconstruction of sino-atrial node pacemaker potential based on the voltage clamp experiments*. Jap. J. Physiol. 30:841, 1980.
3. Beeler, G. W. y Reuter, H.: *Reconstruction of the action potential of ventricular myocardial fibers*. J. Physiol. (Lond.) 26:177, 1977.
4. McAllister, R. E.; Noble, D. y Tsien, R.: *Reconstruction of the electrical activity of cardiac Purkinje fibers*. J. Physiol. (Lond.) 251:1, 1975.
5. Hodgkin, A. L. y Huxley, A. F.: *The dual effect of membrane potential on sodium conductance in the giant axon of Loligo*. J. Physiol. (Lond.) 116:497, 1952.
6. Hodgkin, A. L. y Huxley, A. F.: *A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve*. J. Physiol. (Lond.) 117:500, 1952.