



SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES CARDIOVASCULARES

G.GRZIB, P. QUIRÓS, C. BRIALES
Universidad Nacional de Educación a Distancia

F. MEDINA
Cibertec S.A.

Resumen

Se expone un sistema automatizado de monitorización y adquisición de datos cardiovasculares, describiendo la concepción del sistema, los dispositivos de hardware: unidades de registro, unidad de comprobación de las medidas, unidad de memoria y unidad de control central. Se refieren los datos técnicos, en la medida que sean relevantes, así como las funciones de cada uno de los componentes. El sistema fue desarrollado con la finalidad de poder adquirir varias señales simultáneamente (máximo 8 canales) desde una unidad de memoria externa exigiendo una sincronización máxima en la toma de muestras en los canales de medición y con las condiciones estimulares y/o la conducta de los sujetos. Actualmente se ha desarrollado software para adquirir tres canales simultáneamente con una frecuencia de muestreo de 500 Hz en cada canal: señal de ECG, onda de pulso (medida con el Fin.A. Pres. Ohmeda 2300) y respiración a través de la variación de la temperatura del aire. Del electrocardiograma y de la onda de pulso se extraen los parámetros relevantes a los estudios actualmente en curso. La respiración es remuestreada, tomando una muestra cada 0.10 segs. El sistema desarrollado permite el estudio de la coherencia en el tiempo entre señales fisiológicas, así como el establecimiento de la influencia de las condiciones estimulares y/o conductuales. En el presente artículo se establece la fiabilidad de la adquisición de datos y se discuten las limitaciones observadas.

Palabras clave: Sistema automatizado de adquisición de datos, sincronización de canales, procesamiento de bioseñales.

Abstract

An automated system that performs monitoring of experiments and acquisition of cardiovascular and related responses, is described. The system integrates the following hardware stations: Units of registration of signals, observation and check, an external digital store and a central processor. Technical data, as far as relevant, and function of each of the components are described. The system was developed for simultaneous data acquisition (maximum possibility being 8 channels) from an external storing device, requiring maximal synchronization of sampling between channels and with timing of stimuli and/or responses of the subjects. At this moment, software for acquisition and processing of three signals has been developed: electrocardiogram, pulse wave (as measured by the Fin. A. Pres. Ohmeda 2300) and respiration measured by variations of the air temperature. From electrocardiogram and pulse wave, parameters relevant for studies being performed at this moment at our laboratory are extracted, while the respiration signal is resampled with a frequency of 100 Hz.

The system developed allows the establishment of coherence between physiological variables and the determination of influences of stimulus and behavioral parameters of the variability of the physiological variables. Reliability of data acquisition is established and limitations observed are discussed.

Keywords: Automated data acquisition system, channel synchronization, biosignal processing.

Introducción

Durante los últimos años se observa un creciente interés en el análisis de la variabilidad de la actividad cardíaca. La distancia latido a latido del corazón, el llamado período cardíaco, presenta acortamientos y alargamientos debidos a varios fenómenos: el acoplamiento cardio-respiratorio, la regulación de la tensión arterial por los barorreflexos y la influencia de los mecanismos reguladores de la temperatura. Si se calcula una función de la variabilidad de los períodos cardíacos y se realiza un análisis espectral, las influencias citadas suelen corresponder a diferentes bandas del espectro. Generalmente se ha supuesto que la banda de frecuencias $<.07$ Hz se asocia con la termorregulación, la banda media de $.07$ a $.12$ Hz con la regulación barorreceptora y la banda alta de $.12$ a $.40$ Hz con la respiración (Mulder, 1985), aunque en ocasiones se han encontrado también influencias respiratorias en la banda de frecuencias medias e incluso en la banda de frecuencias bajas. En determinadas condiciones experimentales pueden introducirse adicionalmente variaciones debidas a la frecuencia de presentación de las tareas o estímulos. Conociendo estos fenómenos se han calculado índices de la influencia de la respiración sobre la tasa, e.d. índices de la sinus-arritmia respiratoria (Porges & Bohrer, 1980, McCabe, Yongue, Ackles & Porges, 1985) y también de la sensibilidad del reflejo barorreceptor (Robbe, Mulder, Rüddel, Langewitz, Veldman, Mulder, 1987). La determinación exacta de ambos índices implica el cálculo de la función de transfer entre las variables correspondientes. En el caso de la sinus-arritmia, la función de coherencia indicará la banda espectral exacta de influencia de la respiración sobre la función de variación del período cardíaco. En el caso de la sensibilidad del reflejo barorreceptor, el módulo de la función de transfer indica la ganancia del período cardíaco en mseg. debida a la variación de la tensión arterial sistólica en mmHg.

La realización de estudios en los que se toman este tipo de índices como variables dependientes requiere un sistema automatizado de adquisición de datos debido a que la valoración manual de registros poligráficos es demasiado imprecisa para este tipo de estudios. Por otra parte, la gran cantidad de datos que se generan convertiría la tarea en imposible. Además, la adquisición automatizada tiene que garantizar que las variables se recojan sincronizadas en el tiempo. No puede haber desfases entre los canales de registro. El equipo por otra parte, tiene que garantizar una alta precisión de medición. A esto se añade que la investigación de componentes de frecuencia baja requiere tiempos de registro relativamente largos. Estas exigencias encuentran sus limitaciones a nivel técnico, tanto por los convertidores A/D como por la capacidad del propio ordenador. En lo que sigue, presentamos el desarrollo del equipo conseguido en el Laboratorio de la UNED. En el estado actual permite adquirir tres variables: ECG, tensión arterial y respiración, quedando abierta la incorporación de otras variables.

Descripción de los dispositivos hardware que integran el sistema

El esquema que subyace a la concatenación de los dispositivos hardware se expone en la fig.1

En adquisición, las señales se recogen mediante sensores de la superficie del cuerpo del sujeto, y debidamente filtradas y amplificadas son conducidas hacia un convertidor A/D, que efectúa una digitalización. A continuación, las señales digitalizadas son almacenadas en cinta de vídeo. El ordenador controla el inicio y final de la captura de datos en todos los canales y, en el caso de que así se requiera, los sincroniza con la iniciación y finalización de estímulos y/o los momentos de respuesta conductual del sujeto.

FIG.1 UNIDADES HARDWARE Y ESQUEMA DE CONEXIONES

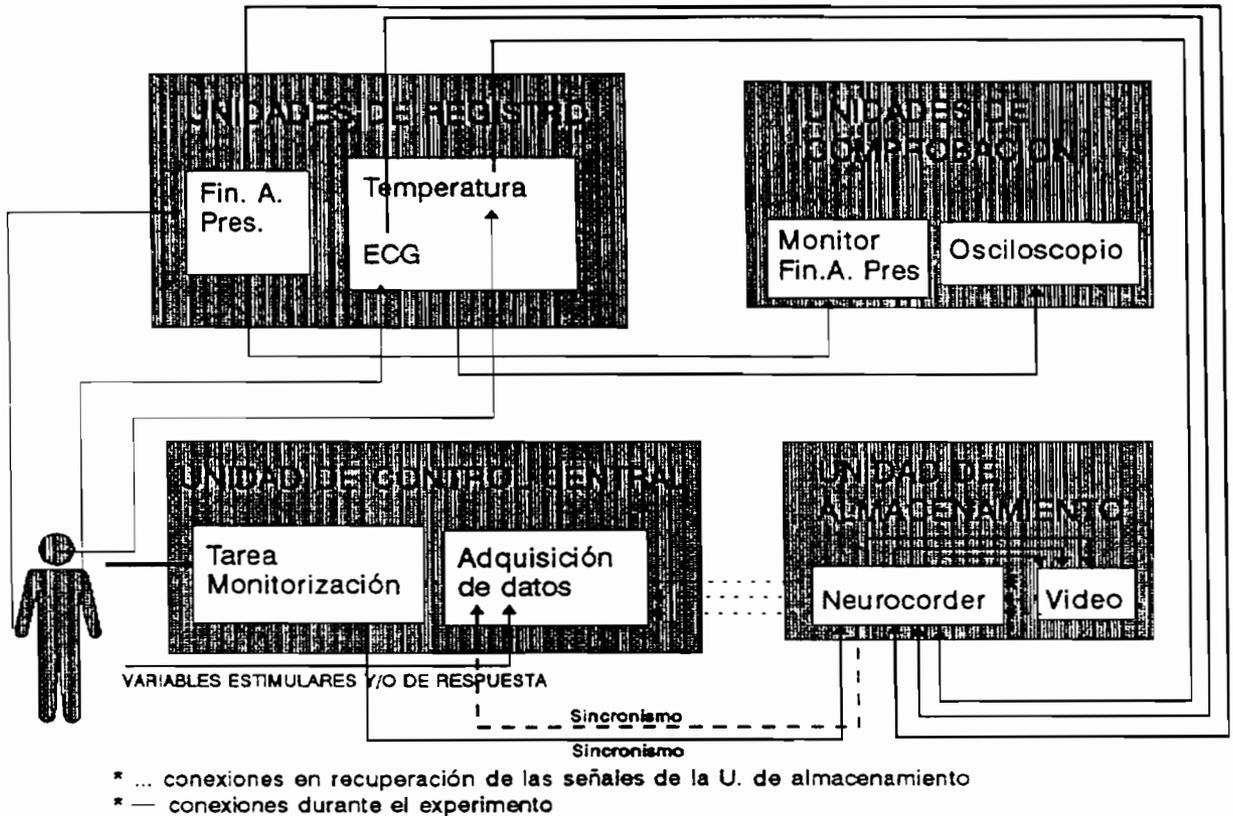


FIGURA 1: Unidades hardware y esquema de conexiones

A la hora de recuperar la información desde la memoria digital en vídeo, las señales pasan de nuevo por el convertidor A/D. Las señales analógicas son muestreadas seguidamente por una tarjeta incorporada al ordenador. Una vez adquiridos los datos son procesados off-line para extraer los parámetros deseados en cada variable. La cadena de dispositivos integra unidades de registro, de almacenamiento, de comprobación de la calidad de las señales y una unidad de control, que es un PC/AT IBM compatible. Seguidamente describiremos las diferentes unidades, especificando las condiciones técnicas en las que se efectúan los registros y el almacenamiento, y a continuación las operaciones de recuperación de las señales de la memoria externa y su adquisición por el ordenador.

Unidades de registro

Actualmente se trabaja con tres variables fisiológicas: Señales de ECG, Tensión arterial y Respiración.

Señal de ECG

El sensor del ECG es un electrodo tripolar, dos de los polos miden la diferencia del potencial y el tercero establece la referencia. La colocación que se utiliza es una variante de la derivación II, de frecuente uso en Psicofisiología. Escogemos esta colocación de electrodos porque da lugar a una onda R positiva acentuada y porque minimiza las influencias debidas a artefactos de movimiento.

La señal de ECG se amplifica y filtra mediante un módulo Lética CAR-400, cuyas características se exponen en la tabla 1.

TABLA 1: Características del módulo de registro del ECG del polígrafo

Sensibilidad:	1,2,5,10,20,50,100,200 $\mu\text{V}/\text{mm}$
Impedancia de entrada:	>100 Mohms (diferencial)
Corriente de fuga max.:	5 μA
Calibración:	onda cuadrada 100 μV pp.
Filtros fijos.	
Posición I: Filtro paso bajo:	18 Hz
Posición II: Filtro paso banda:	8 - 18 Hz
Ancho de banda:	0 hasta 800 Hz > 3 db
(sensibilidad mín.):	> 0.2 div/pp
Ruido (sensibilidad máx.):	> 1.5 div/pp
Deriva térmica:	0.5 $\mu\text{V}/\text{pp}$
CMRR:	120 db

En nuestro caso, la sensibilidad se ha ajustado en 20 $\mu\text{V}/\text{mm}$, aunque en esta señal el ajuste de la sensibilidad tiene importancia únicamente en caso de que se extraigan parámetros de amplitud, p.ej. amplitud de la onda T, posibilidad que actualmente está aún en estudio.

Señal de respiración

La investigación de la influencia de la respiración sobre la frecuencia cardíaca requiere principalmente una medida de la frecuencia respiratoria. Una técnica de registrar la frecuencia respiratoria de forma continua consiste en medir las variaciones de temperatura del aire inhalado y exhalado. Para ello se utiliza un sensor de temperatura, la sonda LM234, que se coloca a la salida de una de las fosas nasales de forma que deje que el aire circule libremente. Esta sonda es un termistor de cápsula metálica de reacción eléctrica casi instantánea (seg.). El tiempo de respuesta depende sólo de la velocidad de variación de la temperatura externa en la cápsula metálica. Los cambios se registran utilizando el módulo de amplificación Lética TMP 800, cuyas características se muestran en la tabla 2:

TABLA 2: Características del módulo de registro de temperatura del polígrafo

Sensibilidad:	0.01, 0.02, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5° C/mm
Balance:	15 a 45° C

Este método es bastante fiable en cuanto a la determinación de la frecuencia respiratoria. Un inconveniente de estos instrumentos es la interacción de las variaciones de temperatura de la respiración con la temperatura ambiente, por lo que es deseable un control de la temperatura ambiente, aunque en nuestro caso la interrelación es lineal. En cuanto al registro, es conveniente probar en cuál de las fosas se obtiene una señal mejor. Se debe registrar siempre con la misma sensibilidad; en caso contrario es necesario pasar la señal a la misma escala para todos los sujetos. En sujetos que respiran por la boca, la respuesta está muy disminuida. Finalmente, los sujetos no pueden hablar durante la experiencia.

Señal de la tensión arterial

La tensión arterial se registra mediante el Fin. A. Pres. Ohmeda 2300. Dicho aparato registra la onda de pulso en el dedo, que está perfectamente calibrada, correspondiendo el mínimo a la tensión arterial diastólica y el máximo a la tensión arterial sistólica.

La fiabilidad y validez de este instrumento es excelente en cuanto a las mediciones de las variaciones de la tensión arterial en el tiempo (Parati, Casadei, Gropelli, De Rienzo & Mancia, 1989; Smith, Wesseling & De Wit, 1983, 1985; van Egmond, Hasenbos & Crul, 1987; Wesseling, 1990). Una información exhaustiva en español sobre el Fin. A. Pres., principio de medición, fiabilidad y validez, aspectos a observar en el registro en la práctica y aplicaciones en la investigación psicológica puede leerse en Grzib, Quirós y Briales (1993).

En nuestro laboratorio se utiliza la salida analógica del aparato, por la razón ya señalada de que es necesario sincronizar la adquisición de todas las variables. Se trabaja con datos latido a latido y se mide su ocurrencia exacta en el tiempo. Si el manguito de dedo del FIN. A. PRES. está bien ajustado, se miden los valores de la onda de pulso de forma continua durante 70 pulsos, después de los cuales el aparato efectúa un ajuste del nivel de referencia. Durante el ajuste que dura 3 ó 4 pulsos no se recoge la onda de pulso. Aparte de la señal, se adquieren también los periodos correspondientes de ajuste, lo que permite la sincronización en el tiempo de la señal de la onda de pulso con las señales de los otros canales, el ECG, la respiración y/o tiempos de estimulación o respuestas del sujeto, recogidos directamente por el ordenador.

Unidad de almacenamiento

Esta unidad consta de dos aparatos: un Neurocorder, Modelo DR 890 y un vídeo marca Panasonic, sistema VHS de grabación digital.

Durante los experimentos, el conjunto de señales se almacenan en cintas de vídeo en forma digital. Para ello es necesario que las señales pasen a través del Neurocorder. Este aparato realiza dos funciones: recoge las señales procedentes de los amplificadores y las digitaliza, lo que permite su almacenamiento en cinta de vídeo; por otra parte, al recuperar la información desde las cintas de vídeo, vuelve a convertir la señal digital en analógica. Las características del Neurocorder se muestran en la tabla 3.

Durante el almacenamiento de datos, el neurocorder acondiciona la señal y permite su almacenamiento en forma digital. A cada muestra de la señal analógica le corresponde un valor digital. El aparato trabaja con 12 bits lineales, lo que significa que el número de niveles es de 4096. Cada uno de estos niveles corresponde a un nivel analógico. Se trabaja en monopolar para dar más resolución a las medidas monopolares, en especial a la tensión arterial. Esto, por otra parte, ha sido la razón por la cual se ha añadido un sumador de nivel de continua al ECG.

TABLA 3: Características del neurocorder

Canales de registro PCM:	8 canales máx.
Duración máx. del registro:	8 horas
Formato de vídeo:	VHS en nuestro caso
Vídeo input/output:	1 V/pp, 75 Ohm
Formato de código:	EIAJ formato estándar
Tasa de digitalización:	Máx. 88.112 Khz en la modalidad de un solo canal.
Respuesta de frecuencia:	DC a 44 KHz máx. en la modalidad de un sólo canal
Digitalización:	Cuantificación lineal de 12 bits
Posibilidades de N° de canales de input y frecuencias de muestreo:	Selección de 7 modos
Ganancia de input:	Seleccionable: +/-1 V,2V,3V,4V ... 8V
Impedancia de input:	50 K OHM
Voltaje de salida:	+/- 10V escala completa
Rango dinámico:	72 db
Trigger-in:	Nivel TTL, pendiente de subida
Trigger-out:	Pulso de TTI aprox.1 mseg.
Registro de trigger:	Trigger "invisible", retraso máx. 22 usegs.

Para señalar el inicio de las condiciones experimentales se registra un impulso en la pista de vídeo junto a los canales de datos, utilizando para ello una muestra del canal I. El input del trigger detecta un flanco de subida, que es generado en los programas de software que monitorizan diferentes experimentos. El intervalo entre trigger-in y trigger-out tiene una duración máxima de 22 usegs. La señal de trigger out sincroniza la captura de datos en todos los canales. El aparato tiene 8 canales. En la modalidad de un solo canal, la tasa de digitalización máxima posible es de 88.112 KHz, lo que significa que el aparato es capaz de muestrear una señal que varía con una frecuencia de 44 KHz. Si se utilizan más canales, la precisión decrece puesto que la capacidad máxima tiene que distribuirse entre los canales utilizados.

Existen siete combinaciones de selección de canales. A medida que se utilizan más canales, la frecuencia de muestreo disminuye. Para 3 y 4 canales, el muestreo es de 22 KHz en cada canal. Actualmente, se registra el ECG, la tensión arterial y la respiración. El aparato realiza además el multiplexing y demultiplexing de forma automática. Para ello, en adquisición toma sucesivamente una muestra en cada canal (I,II,III...VIII, en caso de utilizar todos los canales), luego la siguiente en cada canal y así sucesivamente, repitiendo el mismo procedimiento con cada unidad mínima de muestreo hasta finalizar la adquisición. A la hora de recuperar la información desde las cintas de vídeo, el aparato vuelve a separar la información por canales.

Dadas las características del equipo es posible el almacenamiento de la información con una altísima resolución, lo que permite afirmar que, al volver a convertir las señales digitales en analógicas, no hay pérdida de información ni desfase entre las mismas con respecto a las señales originales.

Unidades de comprobación de la calidad de la señal

Durante la adquisición, las señales se controlan de la siguiente manera: ECG y respiración en un osciloscopio de dos canales y tensión arterial en el monitor del Fin. A. Pres.

El sistema de almacenamiento descrito permite la comprobación de las señales almacenadas, conectando las salidas de los canales del Neurocorder (vídeo en "play") con el osciloscopio. Esto es interesante, ya que es posible comprobar si un artefacto que se observa en la señal, una vez adquirida por el ordenador, está presente en la señal almacenada o si se trata de un fallo en el procesamiento.

Unidad de control

La unidad de control es un PC/AT IBM compatible (Olivetti 386 SX) con una tarjeta multifunción PCL-718 incorporada. Las características de la tarjeta se exponen en la tabla 4.

TABLA 4: Características de la tarjeta multifunción PCL-718

Analog input (Conversión A/D)

- 16 canales A/D simples ó 8 diferenciales.
- Un conversor único, precedido de un multiplexor, con una resolución de 12 bits.
- Tasa de digitalización: 60KHz en la modalidad de un solo canal.

Analog output (Conversión D/A)

- 2 canales D/A de resolución de 12 bits con rango de salida de ref. interna de 0 a 5V, ref. externa -10 hasta +10 V. Tiempo de establecimiento: 5 segs.

Dispone además de:

- 1 dispositivo contador/temporizador INTEL 8254
- Canales de interrupción nivel 2
- 1 canal DMA nivel seleccionable 1 ó 3

Se trabaja también en este caso de forma monopolar. El rango de entrada seleccionado es de +5V. Hacemos funcionar el sistema a las siguientes velocidades de muestreo según el número de canales activos:

- Con 2 canales activos la velocidad de muestreo del equipo es de 2KHz, e.d. de 1 KHz en cada canal; cada mseg. se toma una muestra en cada canal. Esto significa que el desfase con dos canales es 1/2msecs., e. d. 0.5 msecs. y que en ningún caso puede ser mayor a 1mseg.

- Con 4 canales activos, la velocidad de muestreo del equipo es de 1 KHz, e.d. de 500 Hz en cada canal, durante cada 2 msecs. se toma una muestra en cada uno de los cuatro canales, siendo el desfase entre dos canales muestreadas sucesivamente 2/4 msecs o lo que es lo mismo 0.5 msecs. El desfase máximo entre el primer y el cuarto canal muestreado no puede exceder los 2 msecs.

- Con 6 canales, durante 3 msecs hay que adquirir 6 muestras, la frecuencia de muestreo por canal bajaría a 333 Hz por canal, el desfase entre cada dos canales será 3/6, e.d. 0.5 msecs. etc. El desfase máximo entre el primero y el sexto canal serían 3 msecs.

Por tanto, el desfase entre dos canales que se muestrean sucesivamente es 0.5 msecs., mientras que el desfase entre canales no muestreados sucesivamente aumenta a medida que se incrementa el número de canales.

Estas limitaciones del equipo hay que tenerlas en cuenta a la hora de la práctica. Por una parte, la frecuencia de muestreo a utilizar con una determinada variable viene impuesta por

el teorema de muestreo: la frecuencia de muestreo del equipo (Tasa de Nyquist) tiene que ser el doble de la frecuencia más alta de la variable medida (Frecuencia de Nyquist). De otra forma, los datos estarían sujetos a graves distorsiones, concretamente ocurre un alisamiento, e.d. se captarían menos variaciones que las realmente presentes en la señal. Por otra parte, depende de la precisión que se quiera en las medidas. En los análisis latido a latido se trabaja con variaciones en msecs., por ello los equipos tienen que ser de una gran precisión. La exigencia de precisión encuentra sus limitaciones en la capacidad del sistema y del ordenador, siendo menor a medida que aumenta el número de canales activos.

El equipo desarrollado presenta la ventaja de que es posible obviar estas limitaciones. Las señales de los dos primeros canales pueden ser recuperadas con la máxima precisión, pudiéndose adquirir estos canales de forma independiente del resto. Esto es posible, porque se cumplen dos requisitos: 1) en adquisición, todas las señales se han almacenado de forma sincrónica en el tiempo; 2) en todos los casos, la frecuencia de muestreo, que da lugar a la señal digitalizada que se almacena en cinta, ha sido mucho más alta que la más alta posible de la tarjeta que utilizará el ordenador a la hora de la recuperación. Actualmente la precisión de muestreo de 2 msecs. para el ECG y la tensión arterial la consideramos suficiente para los trabajos que estamos realizando. La respiración, como es una señal de variación mucho más lenta, podría muestrearse a velocidades mucho menores, de hecho el tratamiento que recibe esta variable es un nuevo muestreo cada décima de segundo.

Operaciones de control: Descripción del software

Los programas de software están escritos en módulos de Pascal y en lenguaje Assembler. Los operaciones de control mediante software son de dos tipos:

1. Sincronización temporal de los datos en la fase de almacenamiento

Se han desarrollado actualmente varios programas que monitorizan experimentos y que no vamos a exponer aquí. En todos estos experimentos es necesario sincronizar las variables dependientes en el tiempo, e. d. iniciar la recogida de la información para el conjunto de señales a estudiar en el mismo momento. Ello exige señalar el inicio de cada condición experimental sobre la cinta de vídeo, lo que se consigue generando un flanco de subida que activa el trigger del Neurocorder, iniciando de esta forma la grabación de los valores digitales de la señal en la cinta.

2. Adquisición de datos desde las unidades de almacenamiento

El programa de adquisición desarrolla diferentes funciones:

A) Recuperación de las señales almacenadas: Conversión A/D, multiplexing y almacenamiento de los valores digitales.

B) Reproducción visual de las señales en su forma analógica.

C) Análisis automatizado de las señales.

A) *Recuperación de las señales almacenadas: Conversión A/D de las señales, multiplexing y almacenamiento en memoria de los valores digitales*

En cada captura, el ordenador con la tarjeta adquiere los canales activos en el Neurocorder en las condiciones de digitalización arriba indicadas. Mediante programa, se fija el tramo de

tiempo a capturar (en segs.) y las fases, en caso de que el experimento tenga más de una condición. Durante la captura, el programa necesita hacer una serie de cálculos intermedios que se refieren al orden de conversión analógica/digital, la recogida de los datos convertidos, el almacenamiento intermedio en la memoria dinámica y, en caso necesario, el volteo de la memoria dinámica a un almacén fijo en disco duro.

Como hemos visto, el número de canales activos condiciona la velocidad de muestreo de la tarjeta. En la práctica, por programa se fija una unidad de tiempo. Cada vez que se cumple la misma, el reloj de la tarjeta emite un pulso. La magnitud de la unidad de tiempo depende de la velocidad de muestreo, y, en definitiva, del número de canales activos. En cada unidad de tiempo el Convertidor A/D toma sucesivamente una muestra en cada uno de los canales activos, proceso que debe concluir en la unidad de tiempo fijado. Cada vez que el reloj emite un pulso se toman las muestras sucesivas correspondientes, una en cada canal, hasta finalizar. Este proceso, que se llama multiplexing y al que ya nos hemos referido al hablar de la forma en que se almacenan las señales en vídeo. Como hemos explicado, esto produce un ligero desfase entre las señales de los canales activos.

Cada 1024 datos, se efectúa una transferencia de la memoria intermedia a disco, utilizando el dispositivo DMA (Direct Memory Access). El dispositivo DMA es como un segundo procesador en el sistema, y su única función es la transferencia de datos, lo que lleva a cabo con gran eficacia y rapidez. Por otra parte, la utilización del dispositivo DMA condiciona que el procesamiento de la señal o señales que se están adquiriendo sea off-line.

Se ha escogido el número 1024 porque es un múltiplo entero de un sector de disco. Cada 1024 datos hay que volver a llamar al DMA. Este mandato implica al procesador aunque por un brevísimo tiempo. Si durante este tiempo se requiere otra conversión A/D, esta no será atendida. En nuestro caso, hemos constatado que de cada 1024 datos, los últimos 4 valores no son fiables. Estos valores se comprueban respecto a su verosimilitud y, en caso necesario, son interpolados.

B) Reproducción visual

En la reproducción, se visualizan todos los puntos muestreados de cada señal en el monitor. Estas señales cuasi-analógicas reproducen la forma analógica original. En la reproducción, las unidades arbitrarias a las que se han traducido los datos de amplitud en la conversión deberán ser recalculadas en la escala física original. Para ello debe tenerse en cuenta la resolución de la tarjeta. Cada conversión produce un valor digital entre 0 (valor mínimo) y un máximo, que depende de la resolución de la tarjeta. Este valor máximo se calcula según la fórmula:

Valor máximo = $2^N - 1$, donde N= número de bits.

En nuestro caso, la resolución de la tarjeta es de 12 bits, por tanto su rango es de 0 a 4095. El rango de input es en nuestro caso de +5V, por tanto el valor de unidad es .00122 V.

C) Análisis automatizado de las señales

1) Cada señal se analiza según sus características propias. La señal de respiración se vuelve a muestrear a una velocidad de 100Hz, e. d. una muestra cada décima de segundo.

En el análisis del electrocardiograma y de la tensión arterial, con objeto de identificar las zonas de interés sobre cada variable, se establece un mapa vectorial. Para ello se calcula la pendiente en cada grupo de ocho muestras. Obtenemos así una serie de pendientes positivas, negativas y cero. En el mapa vectorial se observan agrupaciones o patrones carac-

terísticos consistentes en sucesivas subidas, bajadas y pendientes nulas que tienen una relación lógica con la señal a analizar. Posteriormente se exploran las zonas de interés buscando los máximos y mínimos pertinentes.

De momento se calculan los siguientes parámetros:

- Sobre el ECG se determina el tiempo de ocurrencia de las ondas R. La obtención de otros parámetros está aún en estudio.
- Sobre la onda de pulso, tomada con el Fin. A. Pres, se determinan la amplitud del mínimo, del máximo y el mínimo y máximo secundario (de la dicrotía) y los tiempos correspondientes a cada uno de estos puntos.

2) Una vez identificados los puntos de interés, se ingresan en un fichero. Las identificaciones correspondientes pueden seguidamente visualizarse sobre cada señal en el monitor. Posibles identificaciones erróneas y omisiones se corrigen sobre la pantalla mediante el cursor, teniendo el operador en pantalla el tiempo y la amplitud correspondiente a cada punto de la señal cuasi-continua. Los datos de los ficheros correspondientes se modifican automáticamente.

3) Se procede al cálculo definitivo de los ficheros de intervalos cardíacos, valores de tensión y respiración, que se detallan en la tabla 5.

TABLA 5: Ficheros que se obtienen actualmente

- ECG:	Fichero de períodos cardíacos
- T.A.:	Fichero ciclo a ciclo de:
	T.A. diastólica -- Tiempo desde la señal de sincronismo
	T.A. sistólica -- Tiempo desde la señal de sincronismo
	Mín. de la dicrotía -- Tiempo desde la señal de sincr.
	Máx. de la dicrotía -- Tiempo desde la señal de sincr.
	Suma de valores hasta la incisura de la dicrotía
	Suma de valores de mín. a mín.: T. A. media
- RESPIRACION:	Valores sobre la variación de la señal de temperatura cada décima de segundo.

Fiabilidad y validez de las medidas

En los estudios de variabilidad y covariación entre variables fisiológicas, uno de los aspectos a cuidar es que no se introduzcan desfases con respecto a la ocurrencia real de los eventos. Hay que tener en cuenta que desfases mínimos se acumulan a lo largo de la experiencia, y aunque puntualmente un desfase sea despreciable, su acumulación no lo es.

En nuestro caso, hemos introducido una señal fija, producida con un estimulador externo (Simulator Cibertec CS 14), que fue programado para emitir una onda cuadrada de 200 msecs. Esta señal se introdujo en los dos primeros canales del Neurocorder mediante una conexión en T. Posteriormente, se aplicó un algoritmo que detecta los tramos de subida de la onda cuadrada de forma análoga a la onda R del ECG, primero en un canal y luego en el otro. De esta forma es posible comparar la adquisición de la misma señal en los dos canales y además comparar esta adquisición con respecto a una señal externa de frecuencia fija.

Los datos para un tiempo de 5 minutos se exponen en la tabla 6.

TABLA 6: *Fiabilidad de adquisición de una señal de frecuencia fija por dos canales diferentes*

- Tiempo del 1º flanco de subida en ambos canales: 156 msecs.
- Tiempo del último flanco de subida en ambos canales: 292804 ms
- Nº de ciclos enteros detectados en ambos canales: 1463.
- Media de ciclo detectado en ambos canales: 200.032 ms.
- Desviación típica en canal I y canal II: 1.16
- Correlación de Pearson entre canal I y canal II $r = .97$

Como demuestran los datos no hay desfase entre los canales, el error máximo posible en la detección de un flanco es de 1 mseg., sin embargo, esto ocurre tanto en uno como en otro canal y no produce desfase.

El hecho de utilizar una onda fija de 200 msecs. permite también ver la validez del sistema, es decir hasta qué punto los tiempos medidos corresponden a los tiempos verdaderos. Existe una discrepancia entre la media de la onda de entrada (supuestamente 200msecs.) y la media de la onda detectada de .03 msecs. Esta discrepancia parece deberse a diferencias en precisión entre el sistema y la onda del estimulador. Las pequeñas diferencias en la onda "fija" del estimulador se almacenan en la memoria del ordenador y se suman. Esto explica que aproximadamente cada 31-32 datos se introduzca una onda de 201 ms, en vez de una onda de 200 msecs.

Una segunda característica que tiene que cumplir el sistema que hemos montado es la sincronización con estímulos externos. Este aspecto es necesario si se desea covariar en el tiempo aspectos de la conducta y de la fisiología. Con objeto de comprobar esta exigencia, se utilizó un aparato construido para investigar la autopercepción del latido cardíaco. Dicho aparato detecta trenes de ondas R por hardware (p.ej. un tren de 10 latidos). La monitorización por ordenador permite recoger el tiempo de ocurrencia de las ondas R mediante un fichero de ondas R, que es independiente de los tiempos que mide el sistema. En esta comprobación de la validez, además de alimentar los canales I y II mediante la onda cuadrada de 200 msecs. del estimulador externo, se pasa esta onda simultáneamente por el aparato de autopercepción. La programación del aparato de autopercepción era la siguiente: detección de un tren de 10 "latidos" en cada ensayo, siendo el total de ensayos 25 y el intervalo interensayo de 10 segundos.

Como primer aspecto, se debe establecer si a nivel local, e. d. en cada tren de 10 latidos, hay diferencias significativas entre la duración de los períodos cardíacos detectados por el sistema y por el aparato de autopercepción. Para ello se ha comparado las desviaciones en cada tren de diez latidos, que en ningún caso han sido mayores de 1 mseg. entre una y otra forma de recogida. El test t sobre los 25 ensayos indica una $t = 1.73$. Para considerar que entre las dos condiciones de cálculo existen diferencias significativas con 24 g.l., el valor de t tendría que ser 2.064 con un nivel de significación $p = 0.05$. Por tanto, puede afirmarse que las duraciones de los períodos cardíacos detectadas por los dos procedimientos no son significativamente diferentes. Sin embargo, una $t = 1.73$ es alta e indica que hay un desfase sistemático. Comparando el tiempo total que invierten ambas formas de recogida, resulta que el sistema tarda 289848 msecs. y el aparato de autopercepción 289833 msecs. Suponiendo que el número de ciclos detectados es el mismo (1449), el reloj del aparato de autopercepción

detecta ciclos de 200.02 msecs., mientras que el sistema detecta ciclos de 200.03 msecs.. Esta diferencia de una centésima de segundo en cada ciclo se acumula a lo largo de la experiencia. En nuestro caso, en 4.83 minutos ha producido un retraso de 15 msecs. Este retraso parece deberse al hecho de que las señales que se adquieren a través del sistema pasan por una serie de transformaciones, en cambio el aparato de autopercepción detecta los flancos de subida de las ondas R por hardware, e.d. el ordenador recoge directamente los tiempos de ocurrencia de las mismas y calcula los períodos cardíacos. Estas diferencias técnicas pueden introducir desfases, que aunque a nivel local son mínimos, indican la conveniencia de que todos los datos que se manejan en un experimento se obtengan a partir de señales que han pasado por las mismas transformaciones.

Finalmente se ha calculado la fiabilidad del cálculo de los parámetros de las señales del electrocardiograma y de la onda de pulso medido con el Fin. A. Pres. Para ello se ha comparado los ficheros de los parámetros: períodos cardíacos, tensión arterial sistólica y tensión arterial diastólica, obtenidos a partir de dos adquisiciones sucesivas. Las correlaciones de Pearson para 70 datos, correspondientes al mismo período de tiempo entre ajuste y ajuste del Fin. A. Pres. se recogen en la tabla 7 y, como puede verse, indican que se ha logrado una fiabilidad muy satisfactoria.

TABLA 7: Correlaciones entre dos adquisiciones sucesivas para la T.A. sistólica, diastólica y el intervalo entre latidos

$$r_{T.A. \text{ sistólica}} = .9993327 ; \quad r_{T.A. \text{ diastólica}} = .9913409; \quad r_{IBI} = .9990713.$$

Conclusiones

El sistema que hemos puesto a punto cumple muy bien con los requisitos necesarios para realizar estudios que tratan de aprehender la co-ocurrencia de eventos en el tiempo. Como se ha demostrado, no existen desfases entre los canales de medición, aparte de los que ocasiona el multiplexing que se realiza de manera adecuada. El sistema tiene además una fiabilidad muy cercana a 1, exigible a sistemas físicos de medición. En cuanto a la validez, sometida a test comparando los datos en una variable, adquirida por una parte mediante el sistema y por otra, directamente por el ordenador, hay que señalar que pueden ocurrir desfases debido al diferente tratamiento de las señales originales. Ello indica la conveniencia de que todas las variables que se quieran correlacionar en el tiempo deban pasar por las mismas transformaciones. Esta indicación es relevante especialmente en lo que concierne a variables de estímulo y de respuestas del sujeto. El sistema de medición sólo se utiliza actualmente para adquirir tres señales fisiológicas, pero es ampliable en tres sentidos: 1) La extracción de un mayor número de parámetros de las señales actuales, p.ej. del ECG. 2) La incorporación de un mayor número de variables fisiológicas. 3) La adquisición de las señales de estímulo y/o de respuesta por uno de los canales del sistema. Actualmente en el laboratorio de Emoción y Motivación de la UNED se está trabajando en la ampliación del sistema en los tres sentidos señalados.

Referencias

- Grzib, G., Quirós, P., y Briaies, C. (1993). La tensión arterial como variable dependiente en psicología. *Rev. de Psicol. Gral. y Aplic.*, 46 (2), 161-169.
- Egmond, J. van, Hasenbos, M. Crul, J.F. (1987). Invasive versus noninvasive measurement of arterial pressure: comparison of two automatic methods and simultaneously measured direct intra-arterial pressure. *British Journal of Anaesthesiology*, 57, 434-444.
- McCabe, P. M. Yongue, B. G., Ackles, P. K. y Porges, S. W. (1985) Changes in heart period, heart period variability and a spectral analysis estimate of respiratory sinus arrhythmia in response to pharmacological manipulations of the baroreceptor reflex in cats. *Psychophysiology*, 23 (1), 195-203.
- Mulder, L.J.M. (1985) Model based measure of cardiovascular variability in the time and frequency domain. En J.F. Orlebeke, G. Mulder & L.J.P. van Doornen (Eds.), *Psychophysiology of Cardiovascular Control: Models, Methods and Data* (pp. 333-352). London, New York: Plenum Press.
- Parati, G., Casadei, R., Gropelli, A., De Rienzo, M., y Mancia, G. (1989). Comparison of finger and intra-arterial blood pressure, monitoring at rest and during laboratory testing. *Hypertension*, 13, 647-655.
- Porges, S.W., y Bohrer, R.E. (1980) New time-series statistic for detecting rhythmic co-occurrence in the frequency domain: The weighted coherence and its application to psychophysiological research. *Psychological Bulletin*, 88 (3), 580-587.
- Robbe, H. W. J., Mulder, L. J. M., Rüddele, H., Langewitz, W.A. Veldman, B.P., y Mulder, G. (1987). Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis. *Hypertension*, 10, 538-543.
- Smith, N. T., Wesseling, K.H. y De Wit, B. (1983). Evaluation of a device producing non-invasive, pulsatile, calibrated blood pressure from finger. 64-65. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 27, 64-65.
- Smith, N. T., Wesseling, K. H., y De Wit, B. (1985). Evaluation of two prototype devices producing non-invasive, pulsatile, calibrated blood pressure measurement from a finger. *Journal of Clinical Monitoring*, 1, 17-29.
- Wesseling, K. H. (1990). Finapres-Kontinuierliche, nichtinvasive arterielle Blutdruckmessung am Finger nach der Methode von Peñáz. En W. Meyer-Sabelleck, & R. Gotzern (Eds.), *Indirekte 24 Stunden Blutdruckmessung* (pp. 45-58). Darmstadt: Steinkopf Verlag.