



UNIVERSIDAD NACIONAL
DE MAR DEL PLATA
.....

Proyecto Final

**ESTUDIO DE TRASTORNOS
DEL SUEÑO MEDIANTE
ACTIGRAFÍA**

Diego F. Masone

**Director
Ing. Fernando Clara**

Diciembre de 2004



RINFI es desarrollado por la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución- NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



UNIVERSIDAD NACIONAL
DE MAR DEL PLATA
.....

Proyecto Final

**ESTUDIO DE TRASTORNOS
DEL SUEÑO MEDIANTE
ACTIGRAFÍA**

Diego F. Masone

**Director
Ing. Fernando Clara**

Diciembre de 2004

ÍNDICE

RESUMEN	3
INTRODUCCIÓN	4
ANTEPROYECTO	6
PROYECTO	8
Diagrama en bloques del sistema completo	8
Acelerómetro	9
Adquisidor	11
Control del banco de memoria	12
Circuito astable (oscilador)	13
Circuito de reset	14
Fuente de alimentación	16
Descripción del funcionamiento del sistema completo	17
Descripción del Software de Procesamiento	18
Adquisición	18
Descarga del banco de memoria externo	19
Autocorrelación	19
Fourier	19
PDF	19
Archivo	20
Ensayo del Software	21
Análisis de una señal senoidal	21
Análisis del movimiento de la muñeca	25
MANUAL DE OPERACIÓN	29
MANUAL DE MANTENIMIENTO	30
CONCLUSIONES	35
Alternativas futuras	35
BIBLIOGRAFÍA	36
ANEXO 1: Código del programa realizado	38
ANEXO 2: Lista de componentes	49
AGRADECIMIENTOS	50

RESUMEN

Se desarrolló y construyó un equipo destinado a medir aceleración física en la muñeca de un paciente, durante las noches, para luego procesar la información en una PC. El instrumento fue dividido en cuatro partes:

- I) *Acelerómetro (sensor de movimiento)*
- II) *Adquisidor*
- III) *Sistema de control de memoria*
- IV) *Interfaz y software de procesamiento*

El circuito del acelerómetro, fue diseñado con tecnología óptica infrarroja, de modo que la sensibilidad alcanzada fue muy elevada. Se utilizó un amplificador operacional uA741, en cuya entrada se colocó un led infrarrojo receptor. Se instaló un espejo móvil suspendido en una banda elástica, de modo que la luz de un led emisor también infrarrojo se reflejaba hacia el led receptor. De esta forma los cambios de velocidad en la muñeca, balanceaban el espejo y se traducían en cambios de intensidad de luz, que el led receptor convertía en variaciones de corriente. Este método de detección motora, fue de tipo uniaxial, dado que el balanceo del espejo solo se producía en un único eje.

El circuito adquisidor, fue pensado como un sistema de control del conversor ADC0804, y un sistema de direccionamiento para dos memorias KM684000B de 512Kx8bit cada una, para alcanzar una capacidad total de 1 Mbyte. El banco de memoria no se incluyó dentro del actígrafo, dado su elevado costo, sin embargo, el equipo se diseñó originalmente para proveer 20 líneas de direccionamiento, (las correspondientes a 1Mbyte). En su modo de utilización con la PC (adquisición en tiempo real), el tiempo de adquisición resultó prácticamente ilimitado, pues la información se envió directamente al disco rígido.

Por simplicidad, se utilizó el circuito LM555 como oscilador para controlar los instantes de muestreo y de escritura en memoria. Para direccionar las dos memorias en el equipo durante la escritura se utilizaron cinco contadores de décadas SN74193, conectados en cascada. También se utilizó un LM555 adicional como monoestable, para producir el reset de los contadores, y poder así iniciar y sincronizar el proceso de adquisición.

El software de procesamiento se desarrolló en VISUAL BASIC 6.0, para comunicarse con el actígrafo a través del puerto paralelo de la PC. El programa se concibió para generar las señales necesarias para direccionar las memorias, leer el contenido de cada posición y almacenarlo en el disco rígido, o bien, adquirir en tiempo real, visualizar en la PC, y almacenar en el disco rígido. Luego la información se procesó en el mismo software, a través de herramientas apropiadas para realizar el análisis de señales, que se incluyeron con este fin.

INTRODUCCIÓN

La técnica más utilizada en el estudio de las enfermedades neurológicas relacionadas con los trastornos del sueño, es la polisomnografía. Se trata de un registro simultáneo de electromiografía y electroencefalografía, que se efectúa durante una noche, bajo condiciones controladas en un laboratorio. Esta técnica no resulta apropiada para efectuar registros durante días o meses, tal como lo requieren nuevas técnicas de estudio. Por lo tanto, surge la necesidad de un instrumento no invasivo, de fácil uso, portátil y de bajo costo para registrar los patrones de sueño-vigilia.

Una técnica de desarrollo reciente, la Actigrafía, responde a tal necesidad. Se basa en el registro de movimiento del paciente durante el sueño, y su posterior procesamiento. La técnica de actigrafía aplicada a detectar movimientos en la muñeca del paciente, es la alternativa más difundida. Un sensor de aceleración provee información sobre la actividad motora del usuario. Esta información es muestreada a intervalos regulares, y almacenada para su posterior tratamiento en la PC. Su procesamiento permite reconocer patrones sueño-vigilia para el estudio de apneas nocturnas, insomnio, hipersomnias, movimientos periódicos durante el sueño, y de efectos secundarios como consecuencia de la aplicación de drogas a pacientes bajo tratamiento, entre otras patologías.

Durante la búsqueda bibliográfica relativas a esta novedosa técnica se hallaron numerosas publicaciones referentes a la misma. A continuación se extractan las publicaciones más relevantes.

El artículo *Activity-based sleep-wake identification in infants (ref 19)* compara los resultados de la actigrafía contra aquellos logrados mediante la polisomnografía, en la detección de patrones de sueño-vigilia, alcanzándose una coincidencia de hasta el 95% en adultos y de hasta 87% en niños.

El artículo *The role of actigraphy in in the Study of Sleep and Circadian Rhythms (ref 20)* clasifica a los movimientos por su frecuencia espectral de la siguiente manera:

- *movimientos voluntarios: 0.25Hz – 3Hz*
- *movimientos involuntarios: > 5Hz*

En el artículo *A controlled study of additional sr-L-dopa in L-dopa-responsive restless legs syndrome with late-night symptoms, (ref 21)* se aplica la actigrafía como método de registro para verificar el efecto de drogas como la sr-L-dopa y la L-dopa en los síndromes PLM (*Periodic Limb Movements*) y RLS (*Restless Leg Syndrome*).

El artículo *High prevalence of sleep disturbance in cirrhosis (ref 22)* demuestra a través de la actigrafía, la existencia de perturbaciones en el sueño en individuos cirróticos, no siempre advertida por ellos mismos.

El artículo *Evaluating the role of melatonin in the long-term treatment of delayed sleep phase syndrome (DSPS) (ref 23)* utiliza la actigrafía para registrar la evolución de pacientes con DSPS, durante su tratamiento con melatonina.

El artículo *Potassium affects actigraph-identified sleep (ref 24)* examina con actigrafía, el efecto del suplemento de potasio en la calidad del sueño, en individuos con una dieta baja en este mineral.

El artículo *Subjective and objective confirmation of the ability to self-awaken at a self-predetermined time without using external means (ref 25)* utiliza la actigrafía como método de registro objetivo, para analizar la habilidad del ser humano de despertarse a una hora determinada.

El artículo *Actigraphic evaluation of handedness (ref 26)* utiliza la actigrafía como registro objetivo, para comparar la actividad motora en intensidad y en forma, entre individuos con diferentes brazos dominantes.

El artículo *Motor overactivity and loss of motor circadian rhythm in fatal familial insomnia (FFI): an actigraphic study (ref 27)* , aplica la actigrafía durante períodos de adquisición de 52 días, con el fin de detectar el síndrome FFI.

Se advierte, en base a las publicaciones citadas, que la actigrafía ha comenzado a ganar terreno a la polisomnografía, y ya es de uso corriente en los países desarrollados. De aquí la importancia del desarrollo de un instrumento de tales características con vistas a su fabricación nacional.

El objetivo de este trabajo consistió en el diseño y construcción de un actígrafo portátil, y en el desarrollo del software de aplicación correspondiente. Las especificaciones de diseño fueron tomadas de un instrumento comercial existente en el mercado internacional.

El software de procesamiento debe permitir realizar las siguientes operaciones matemáticas:

- Transformada Discreta de Fourier (DFT)
- Función Densidad de Probabilidad (PDF)
- Función Autocorrelación.
- Análisis Estadísticos

El instrumento debe contar con seis posibles frecuencias de muestreo, que permitan analizar diferentes zonas del espectro.

El sensor debe ser apto para registrar movimientos de la muñeca.

ANTEPROYECTO

Se comenzó por desarrollar el sensor de movimiento, un acelerómetro, que es parte fundamental del instrumento.

Primeramente se pensó en reflejar un láser en la muñeca del usuario, registrando las variaciones de amplitud con un fotodiodo receptor-amplificador a una distancia de uno o dos metros. Los resultados fueron óptimos, ya que los resultados obtenidos en el banco de medición arrojaron pruebas de extrema sensibilidad. Sin embargo la implementación de un dispositivo láser portátil resultó imposible.

La opción siguiente fue utilizar leds infrarrojos (emisor y receptor), similares a los utilizados en los controles remotos de televisión. El diodo receptor es un dispositivo que detecta la presencia de fotones, y convierte señales ópticas en señales eléctricas. Al incidir luz sobre el diodo receptor, éste genera una pequeña corriente que debe ser amplificada mediante un amplificador de transconductancia. El costo de este dispositivo fue muy bajo, y su construcción muy sencilla. Además su tamaño resultó ser el óptimo para colocarlo en la muñeca del usuario. Por estas razones esta fue la opción adoptada.

Respecto del sistema de reflexión de luz, se utilizaron diferentes tamaños de superficies espejadas, lo que está directamente relacionado con la frecuencia de oscilación de las mismas, pues al incrementar su tamaño se incrementa su masa, y con ello el período de oscilación disminuye. Se buscó entonces, que esta frecuencia indeseable, quedara fuera del intervalo espectral de análisis.

En el diseño del adquirente, el primer paso fue determinar la capacidad de memoria necesaria. Dado que la máxima frecuencia que se debe registrar es del orden de los 10 Hz, se adoptó una frecuencia máxima de muestreo levemente mayor, alrededor de 15Hz, para poder luego hacer una interpolación lineal aceptable de las muestras.

En base al alto costo de las memorias se adoptó como razonable 1Mbyte, tal que a la frecuencia máxima de muestreo podemos realizar 19 Hs de adquisición continua. Sin embargo, puesto que el sistema se diseñó para ser utilizado durante las noches, en períodos muy largos de tiempo (meses), y dado el elevado costo de las memorias, la opción más económica fue la utilización en modo de adquisición en tiempo real con la PC.

Dado que no resulta necesario conocer las formas de onda del movimiento, sino solo la existencia de éste y su amplitud en un instante pues se trata de un análisis estadístico, la frecuencia de Nyquist no necesita verificarse.

Los actígrafos comerciales toman una muestra cada 2 o 5 segundos. En nuestro caso se adoptó la frecuencia mínima de muestreo en 0.11 Hz. Utilizándose una memoria de 1 MB, puede efectuarse adquisición continua durante 106 días. Para ello se utilizaron dos memorias KM684000B de 512Kx8bit cada una.

El siguiente paso en el diseño del adquisidor fue la elección del conversor A/D. Se adoptó el conversor ADC0804 de 8 bits, de una sola entrada y relativo bajo costo. Con este conversor se logró una resolución de:

$$\frac{V_{ref}}{2^n - 1} = \frac{5V}{2^8 - 1} = 19.6 mV$$

lo que resultó más que suficiente para esta aplicación.

Finalmente la elección de los contadores de direcciones para la memoria se realizó en base al costo, disponibilidad de mercado y lo más importante, la posibilidad de conectarlos en cascada, para poder generar todas las líneas de direccionamiento necesarias para el acceso a memoria. La elección fue el SN74193. En principio se utilizaron en versión TTL, pero su consumo resultó de 500mA, lo que impedía rotundamente el uso de baterías para la alimentación. Por esto fueron reemplazados por su versión CMOS, llevando el consumo total del equipo a menos de 30mA.

PROYECTO

El diagrama en bloques del sistema completo es el siguiente:

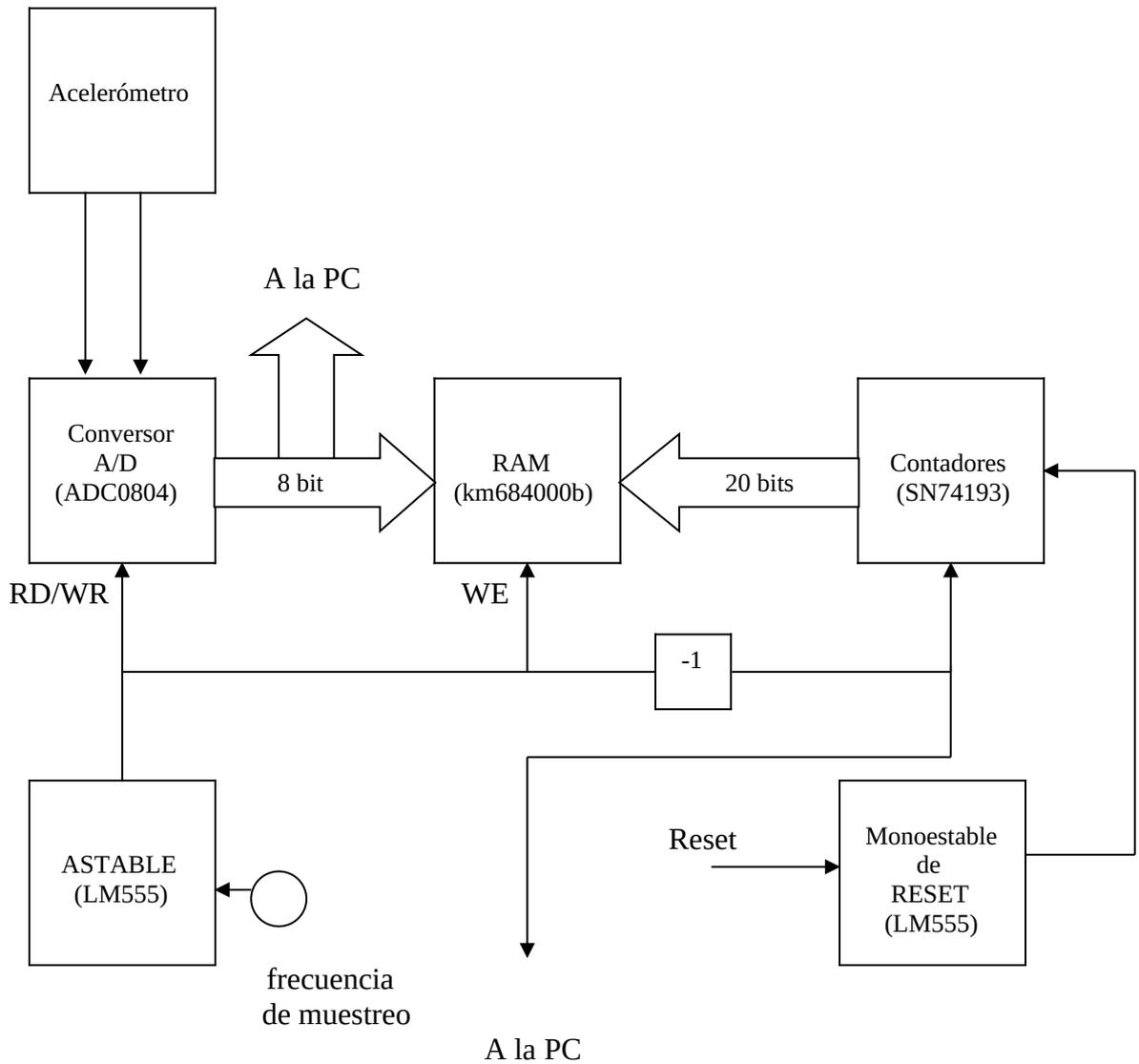


FIGURA 1. Diagrama en Bloques del Actígrafo

A continuación se describe el funcionamiento detallado de cada uno de estos bloques.

I) Acelerómetro

Previo al diseño del circuito, se analizaron las fuentes de ruido más comunes en los sistemas de medición ópticos.

La capacidad de un fotodetector para detectar una señal de luz, está limitada por el ruido proveniente de fluctuaciones de la luz incidente y de la corriente generada por el propio detector. Examinando detalladamente la tasa de llegada de fotones al detector, se observa que el valor fluctúa alrededor de un valor promedio. Las fluctuaciones en el flujo de fotones dan lugar a fluctuaciones en la tasa de producción de fotoportadores. Estas fluctuaciones aparecen como una corriente que varía aleatoriamente superpuesta a la corriente promedio. Los tipos de ruido que se deben considerar en la utilización de un fotorreceptor son:

- El ruido impulsivo. (*shot noise*)
- El ruido térmico.
- El ruido 1/f.
- El ruido de recombinación.

Al realizar pruebas con los leds infrarrojos, se logró una respuesta muy aceptable sólo cuando, la amplificación introducida para el led receptor superó los 80dB. Por debajo de este valor la señal de salida se mantenía inmersa en el ruido resultante de salida. El diseño realizado para el amplificador de transconductancia, ubicado en el acelerómetro, se observa en la figura 2a.

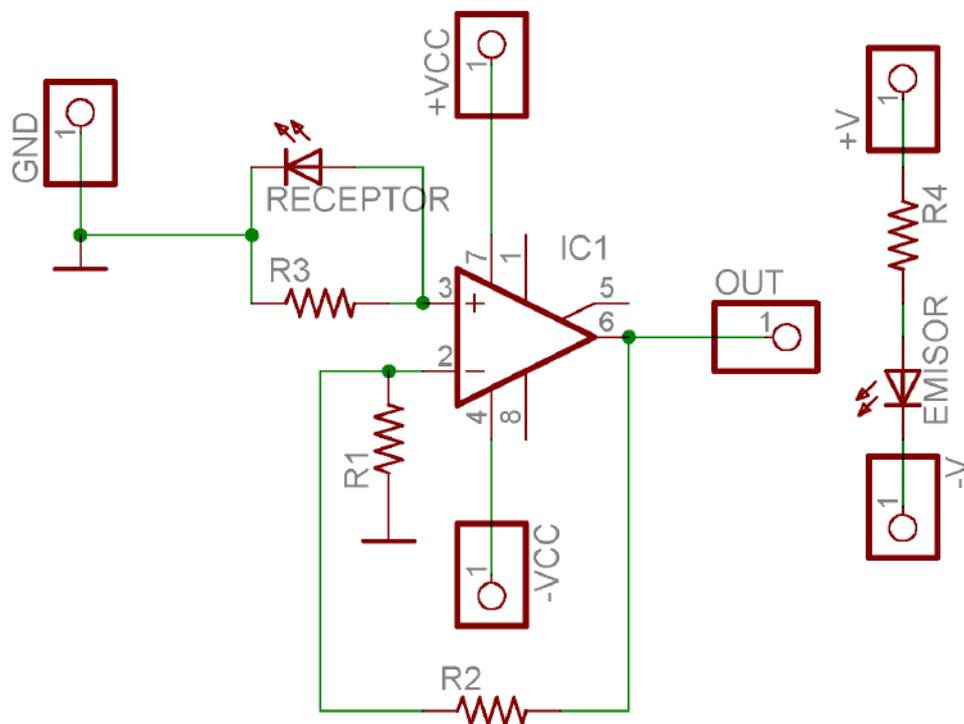


FIGURA 2a. Circuito del Amplificador de Transconductancia (Acelerómetro).

Se trata de un amplificador operacional no inversor, con una ganancia a lazo cerrado muy elevada:

$$TLC = \frac{1 + R2 / R1}{R3} \cong 10^4$$

De esta forma es posible amplificar las señales tan débiles que provienen del diodo infrarrojo receptor, y obtener un rango de tensiones a la salida de 2 a 8V. Esta señal es luego atenuada convenientemente, mediante un divisor resistivo, para no superar nunca los 5V, que es la tensión máxima tolerada a la entrada de la etapa adquisidora. De esta forma se redujo la tensión al rango de 1 a 4V.

La frecuencia de oscilación del espejo resultó de 11 Hz aproximadamente, lo que la ubica más allá del intervalo de interés.

El software EAGLE 4.03 se utilizó para diseñar los circuitos impresos correspondientes. Se expone en la figura 2b la plaqueta realizada para el amplificador de transconductancia del sensor.

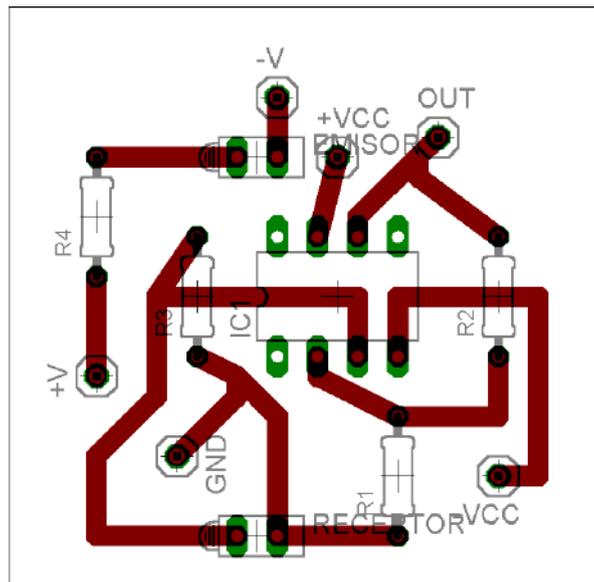


FIGURA 2b. Pistas del Acelerómetro.

La distribución de los componentes se eligió de modo de reducir el tamaño al mínimo, pero utilizando una sola cara de la plaqueta, para reducir los costos.

La alimentación requerida por el operacional es de 9V, para lo cual se utilizó una batería de 9V, que se ubicó de manera remota en el adquisidor.

Todas las conexiones de entrada y salida del sensor se vinculan al adquisidor mediante conector y cable DB9.

en las que se opera. Las masas analógica y digital se conectaron al mismo punto. La alimentación es de 5V, y la salida de datos de 8 bits se lee de DB0 a DB7.

El terminal ADC_CS permite colocar al ADC0804 en estado inactivo, con sus salidas de datos (DB0 a DB7) en alta impedancia.

III) Control del Banco de Memoria

El direccionamiento del banco de memoria es efectuado por el circuito contador que se observa en la figura 4.

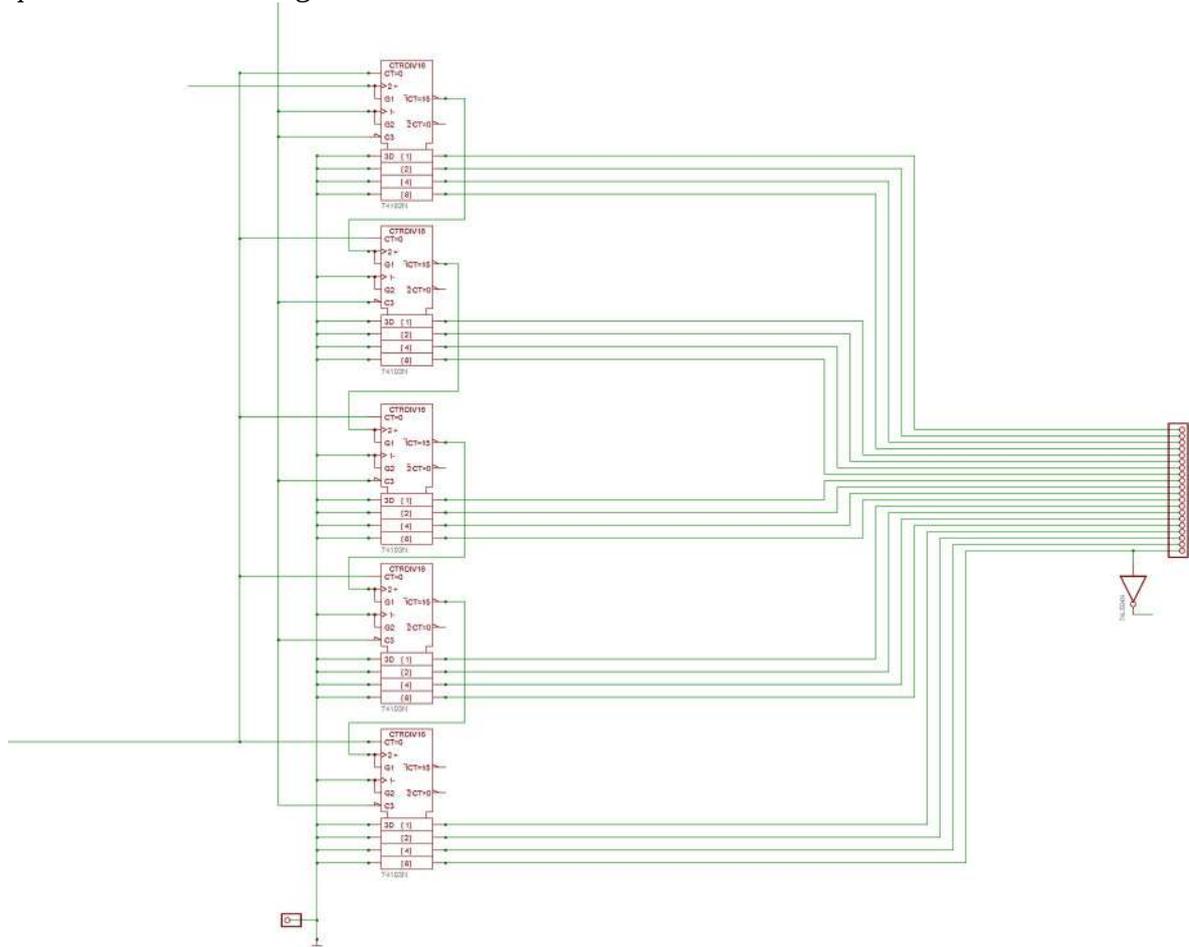


FIGURA 4. Contadores en cascada.

Se trata de cinco contadores SN74193 colocados en cascada, con posibilidad de reseteo simultáneo, y controlados para cuenta ascendente desde el primero de ellos, a través del flanco ascendente de la salida negada del astable LM555. Esto significa que se avanza una cuenta y simultáneamente se envía la señal de inicio de conversión al conversor A/D. Cada contador provee cuatro salidas (Qa, Qb, Qc y Qd), cada una de frecuencia mitad de la anterior. Con los cinco contadores se logran las 20 señales necesarias para direccionar 1Mbyte de memoria. Esta etapa del circuito es en realidad un divisor de frecuencias por un factor de $2^{20} = 1.048.576$ veces.

La alimentación de los contadores es de 5 V y su consumo es muy reducido, por tratarse de tecnología CMOS.

Los contadores direccionan las dos memorias km684000b simultáneamente, pero solo una de ellas se habilita a la vez. Esto se logra negando la línea más significativa (A19) de la salida de los contadores, con un negador 74LS04, e ingresando con esta línea en su versión directa y negada a la habilitación de ambas memorias, respectivamente.

Las diecinueve (19) señales de direccionamiento (A0 a A18), se utilizan para el acceso a las 2^{19} posiciones de cada memoria (512Kbytes). Estas señales se encuentran disponibles externamente, bajo la forma de un conector DB25, desde los pines 1 a 19.

IV) Circuito Astable (oscilador)

El oscilador LM555 es el reloj del sistema, pues comanda todas las acciones que se realizan. El circuito se muestra en la figura 5.

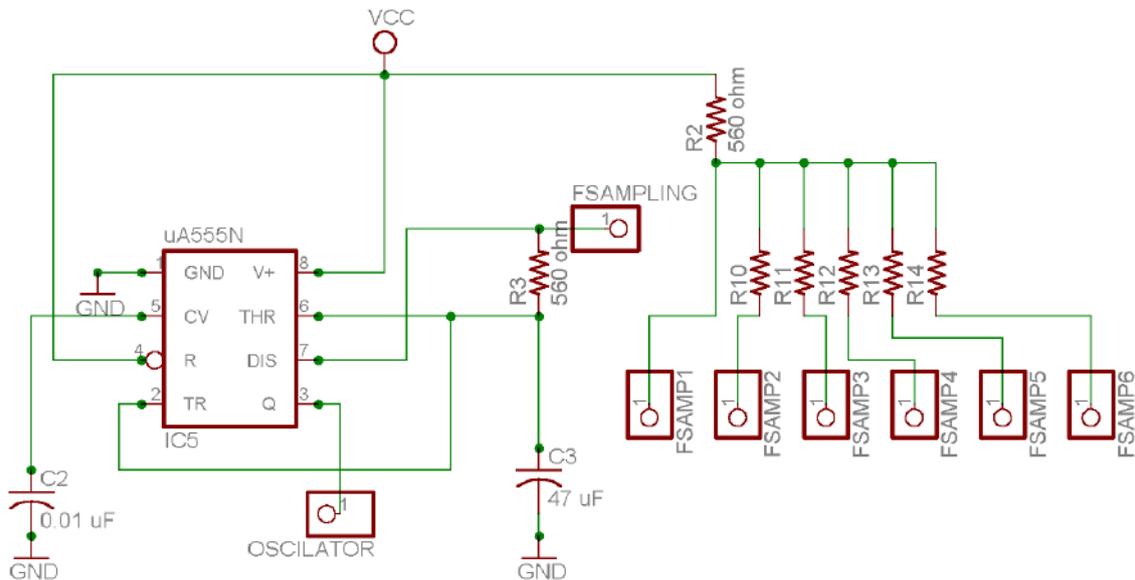


FIGURA 5. Circuito astable.

Se trata de la configuración astable del LM555 dada por el fabricante. Se ha utilizado una llave selectora de tipo rotativa para generar seis posibles frecuencias de oscilación, según la ecuación:

$$\frac{1}{f} = (R3 + Ri + 2R2) C \ln 2$$

donde R3 y R2 están fijas, y solo se modifica Ri, la cual puede seleccionarse como 0, R10, R11, R12, R13 o R14. El ciclo de trabajo de la señal rectangular generada, queda determinado por la ecuación:

$$D = \frac{Rb}{Ra + Ri + 2Rb}$$

Las frecuencias de oscilación posibles y los ciclos de trabajo resultantes son los siguientes:

f (Hz) teórica	D(%)	Ri
18.27	33	0
2.24	4.1	12K
0.88	1.6	33K
0.53	0.97	56K
0.3	0.55	100K
0.11	0.2	270K

TABLA 1.

El ciclo de trabajo D, no tiene mayor relevancia en el circuito, excepto cumplir que el ancho del pulso sea siempre mayor al requerido por el convertor A/D, las memorias y los contadores. En todos los casos el ciclo de trabajo es de 18 mseg. La alimentación del astable es de 5V.

V) Circuito de Reset

El sistema cuenta con un circuito monoestable que genera un pulso para resetear los contadores, e iniciar el proceso de almacenamiento direccionando las memorias desde la posición “todos ceros”. Para esto se utilizó nuevamente un LM555 configurado esta vez, como monoestable. El circuito se describe en la figura 6.

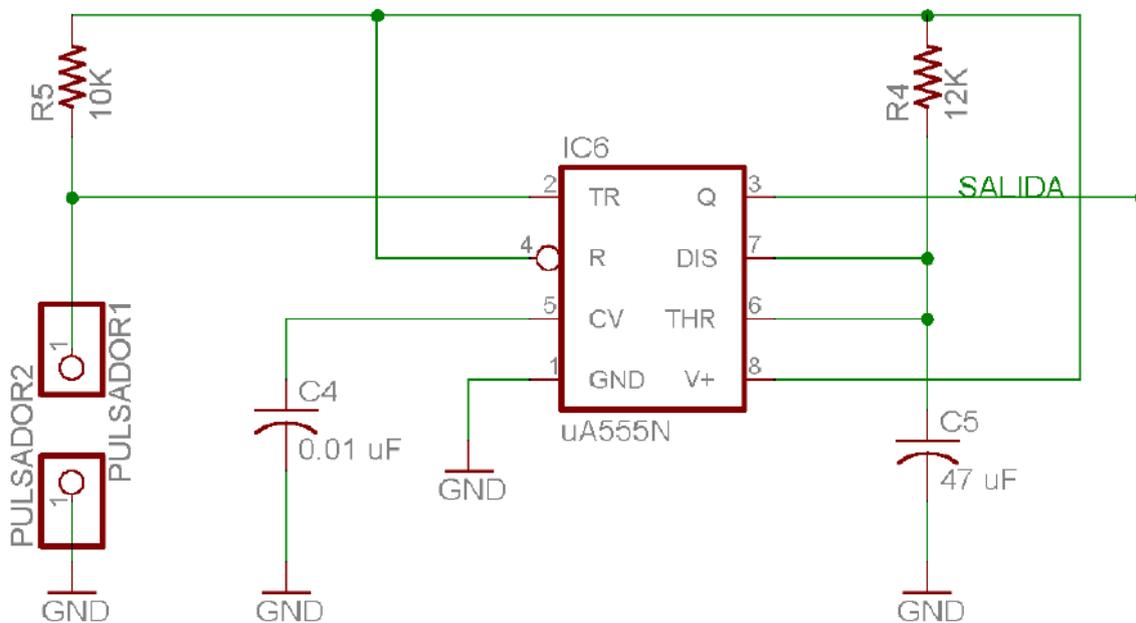


FIGURA 6. Circuito monoestable de reset.

El pulso de RESET se genera con un pulsador accesible por el usuario. El período inestable se calculó según la ecuación:

$$T(\text{inestable}) = RC \ln 3 \cong 620 \text{ mseg.}$$

El valor para el ancho del pulso se adoptó arbitrariamente, de modo que produzca sin inconvenientes el reset de los contadores. La alimentación de este monoestable es también de 5V.

Los circuitos de las figuras 3,4,5 y 6 se implementaron en una única pista de doble faz, que se muestra en las figuras 7a y 7b.

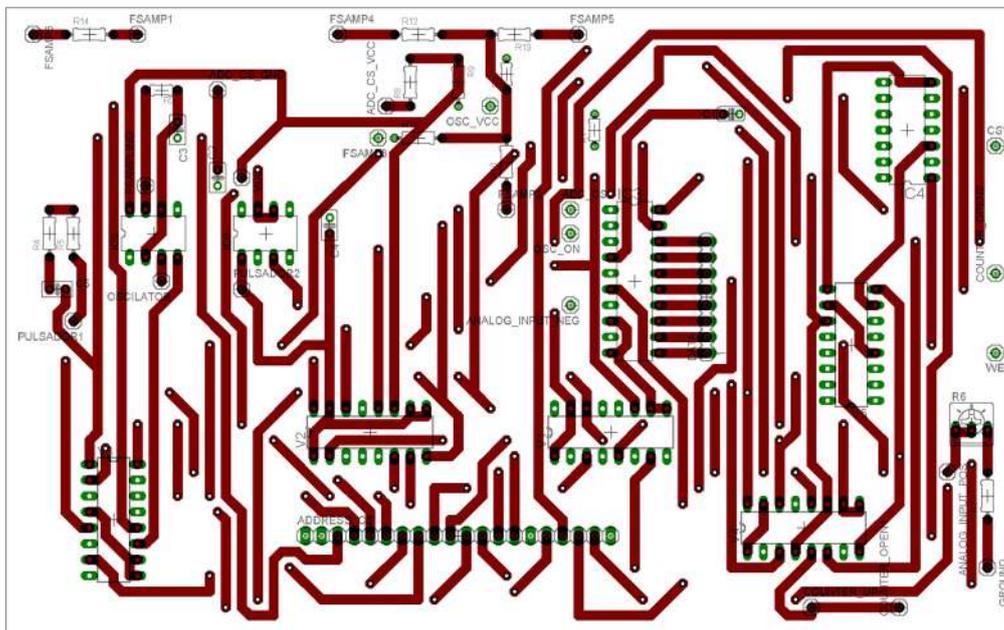


FIGURA 7a. Adquisidor completo (cara superior).

Los capacitores utilizados son de 0.1 μ F, como lo indica la hoja de datos del regulador de tensión 7805. Esta fuente resulta muy estable y de bajo consumo, aproximadamente 4.2mA.

La tensión de entrada V_{in} puede variar entre 7 y 25V, y la tensión de salida seguirá siendo de 5V. En este caso se utilizaron los 9V provistos por la batería de 9V que alimenta al acelerómetro. De esta forma todo el sistema queda alimentado por dicha batería única.

Descripción del Funcionamiento del Sistema Completo.

El actígrafo está alimentado por baterías, siendo su consumo total de 30mA. Cuando el equipo es reseteado, (con el pulsador de *RESET*, accesible desde el panel frontal) todos los contadores ponen sus salidas en nivel bajo. El astable comienza a oscilar, y la cuenta se inicia. Cada flanco descendente del astable inicia una conversión de datos en el conversor A/D. Simultáneamente, el flanco ascendente de su salida negada, incrementa la cuenta en un dígito, direccionando la memoria. Este ciclo se repite indefinidamente, hasta la detención manual del astable mediante el interruptor de *LECTURA/ESCRITURA* disponible en el panel frontal del equipo. La señal del astable también está disponible entre las 20 líneas de direccionamiento en el conector DB25, para controlar el proceso de escritura de las memorias.

De no hallarse conectado el banco de memoria externo, la PC adquiere en tiempo real la información que el adquisidor coloca en el bus de datos. Es decir, el actígrafo funciona en el modo de almacenamiento en PC.

Cuando está conectado el banco de memoria externo, el proceso de escritura en memoria es idéntico al de adquisición en tiempo real. Normalmente el equipo opera en el modo escritura. Cuando las memorias se llenan, el equipo debe colocarse en modo lectura, pulsando un interruptor en el panel frontal. De esta forma, las memorias se colocan en modo lectura, y la PC reemplaza al astable 555, tomando el control de los contadores que generan el direccionamiento. Simultáneamente el conversor A/D queda en estado de alta impedancia. La línea que coloca las memorias en estado lectura es la del oscilador, que pasa a estado alto al pulsar el interruptor mencionado. En este caso el software cuenta con un procedimiento de descarga de las memorias, que solo se diferencia del aquel de adquisición real, en el hecho de que la señal de control de los contadores para el direccionamiento es provista por el bit 1 del registro de control &H37A del puerto paralelo de la PC.

Descripción del Software de Procesamiento

El software, desarrollado en Visual Basic 6.0, es de fácil e intuitivo uso y cuenta con distintos procedimientos de cálculo. El código del programa es totalmente original, no utilizándose ningún algoritmo procedente de internet, ni llamadas a otros programas. El aspecto de la pantalla se muestra en la figura 9.

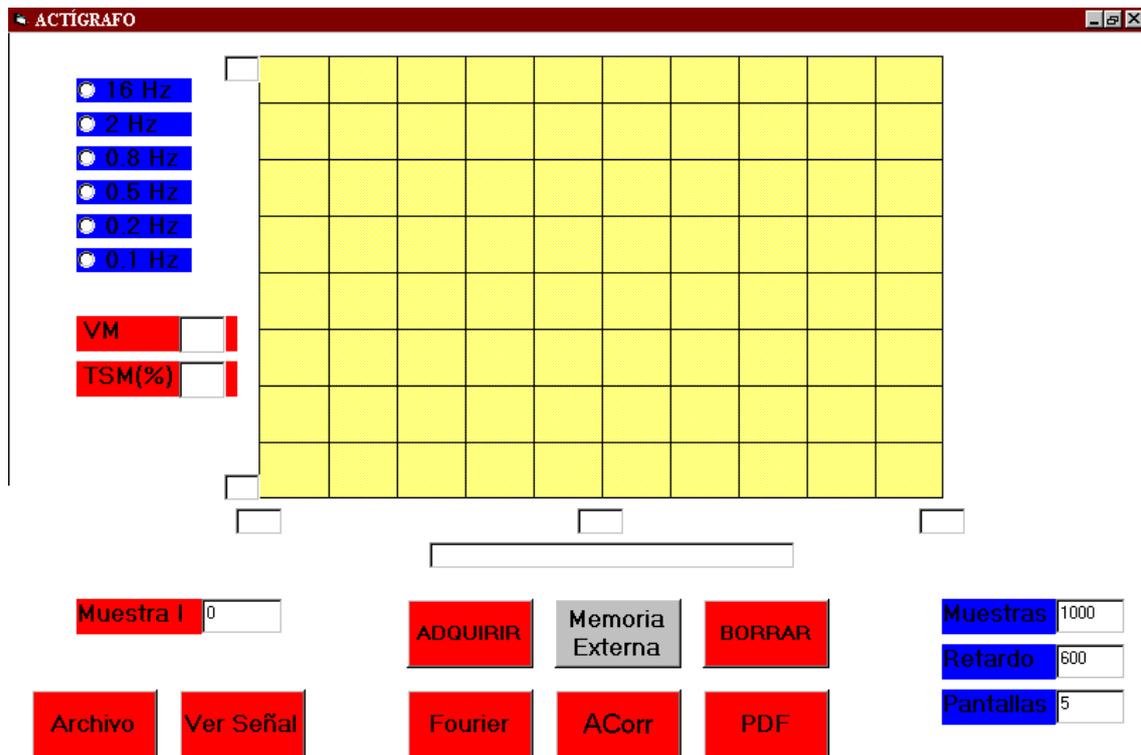


FIGURA 9. Pantalla del software.

A continuación se describen las prestaciones provistas en el software.

I) Adquisición

Esta rutina se encarga de leer el puerto paralelo de la PC, y almacenar la información en el disco rígido.

Primeramente, se configura el puerto como entrada de datos. Para ello se coloca el bit 5 del registro de control &H37A en alto, lo que implica escribir el número 32 (decimal) en esta dirección.

A continuación, se leen repetidamente los datos que el actígrafo vuelca sobre el bus, hasta que se completan todas las muestras. La cantidad de muestras (N) que se

descargan de la memoria, es seleccionable por el operador, ingresando simplemente el valor deseado en la pantalla.

Por último se realiza el almacenamiento en el disco rígido de la información que se va leyendo del puerto, bajo la forma de un archivo .TXT.

II) Descarga del banco de memoria externo

Esta rutina se encarga de leer el puerto paralelo de la PC y almacenar la información en el disco rígido. A diferencia del procedimiento anterior, la información del bus de datos proviene del banco de memoria, el cual debe ser direccionado secuencialmente. Para ello se genera una línea de control de los contadores, utilizándose el bit 1 del registro de control &H37A.

II) Autocorrelación

Esta función permite calcular y visualizar la autocorrelación de la información adquirida. El cálculo realizado es el siguiente:

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X(i)X(i - \tau)$$

donde $X(i)$ es el valor de la i -ésima muestra adquirida por el actígrafo.

III) Fourier

Calcula la Transformada Discreta de Fourier (DFT), de la información almacenada. La operación que se realiza es la siguiente:

$$DFT(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N X(k) e^{j2\pi nk/N}$$

Para poder ajustar la escala del eje de las abscisas, es necesario que el usuario indique a qué frecuencia de muestreo fue realizada la adquisición, pues este parámetro se controla desde el actígrafo, y no hay comunicación de este tipo con la PC. Esto se realiza en un pequeño menú disponible en la pantalla. La elección por defecto es siempre 16Hz, que corresponde a una frecuencia máxima en el espectro de 10Hz.

No se incluyó un algoritmo FFT (Fast Fourier Transform), pues el tiempo de cálculo resultó muy pequeño (alrededor de 1 o 2 segundos en una PC de considerable antigüedad).

IV) PDF

Esta rutina permite hallar la Función Distribución de Probabilidad (PDF) de la información adquirida. Para lograrlo se determina la probabilidad de ocurrencia de cada

uno de los posibles 256 valores en la señal obtenida. El gráfico de esta probabilidad en función de los 256 valores, es la función densidad de probabilidad.

El cálculo se realiza determinando cuántas veces aparece cada uno de los valores posibles de la señal adquirida. En rigor, puesto que la adquisición se realiza en formato *double*, lo que se determina es cuántas veces los valores muestreados caen dentro de cierta “ventana deslizante” de extensión ajustable y que abarca el rango 0 a 255. La extensión de la ventana determina la resolución de la gráfica de PDF. Este valor se ajustó en 15, teniendo en cuenta una relación de compromiso entre la definición requerida para el análisis y el tiempo de cálculo necesario. Este parámetro no puede modificarse sino desde el código del programa.

V) Archivo

Permite abrir un archivo existente en el disco rígido y visualizarlo en pantalla para poder aplicar cualquiera de los procedimientos anteriores. Al ejecutar este comando, el programa calcula dos parámetros adicionales que son:

TSM(%): tiempo sobre la media, (porcentual).

V_m : valor medio ($0 < V_m < 255$)

La información visualizada corresponde a 1000 muestras reales, y puede comenzarse desde el número de muestra que se desee, simplemente indicándolo en pantalla.

Cabe aclarar que los archivos generados por el programa, son de tipo .TXT por lo que pueden ser ejecutados por otros programas de procesamiento, tales como MATLAB, para realizar análisis estadísticos más complejos.

Ensayo del Software

Análisis con una señal senoidal

Para verificar el funcionamiento del software realizado, se adquirió una señal senoidal de 0.5Hz proveniente de un generador de funciones. La señal se muestra en la figura 10.

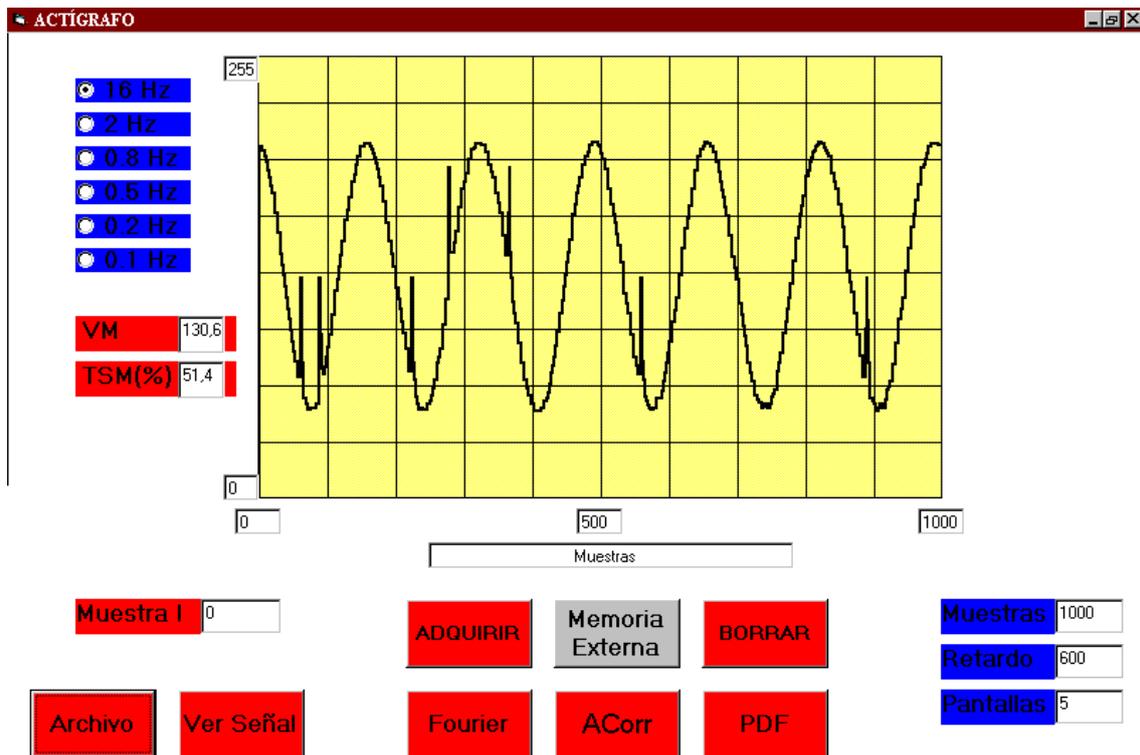


FIGURA 10. Señal senoidal adquirida.

Como se indica en la pantalla del programa, en la parte superior izquierda (azul), la frecuencia de muestreo utilizada fue la máxima (16Hz). Se expone en la figura 10 la señal procesada luego de la adquisición, donde se han eliminado los valores de alta impedancia que aparecen entre muestras durante la adquisición en tiempo real.

Se aplicaron a esta señal los procedimientos antes descritos, obteniéndose los siguientes resultados:

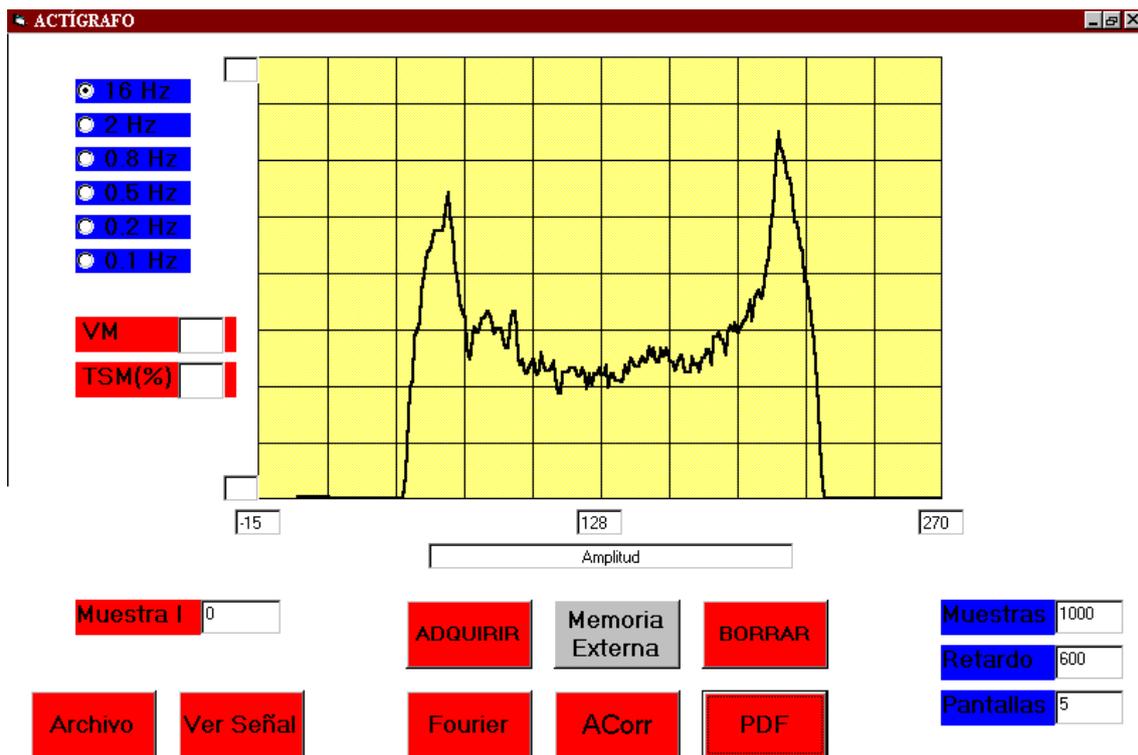


FIGURA 11. PDF de la señal senoidal de la figura 10.

Se obtuvo la respuesta esperada, pues la señal senoidal se encuentra la mayor cantidad del tiempo en los picos, donde la derivada disminuye hasta hacerse cero. Contrariamente, el tiempo de permanencia en los cruces por el valor medio de la senoidal, es el menor, dado que allí la señal tiene la máxima pendiente. Observando el eje de las abscisas, vemos que los valores más frecuentes de la señal, son efectivamente el máximo y el mínimo de amplitud.

Si se analiza con más detalle, se puede determinar que el pico derecho de la PDF es mayor que el izquierdo. Esto se debe a que el número de períodos adquiridos de la señal temporal no es entero, de modo que la señal se encuentra más tiempo por encima de la media que por debajo de ella. Esto puede corroborarse con la información proporcionada por el programa, en el TSM = 51.4%, de la figura 10.

También puede verificarse que el valor mínimo de la PDF ocurre aproximadamente para una amplitud de 128, según lo indica la figura 11. Esto coincide con el valor medio $V_m = 130.6$ proporcionado por el programa, como se observa en la figura 10.

En la figura 12 se observa la autocorrelación de la senoidal, que también brinda el resultado esperado, pues se trata de una señal senoidal de la misma frecuencia. Se evidencia aquí la importancia de la función autocorrelación, que filtra de manera efectiva las imperfecciones de la señal. Aún en casos muy desfavorables de relación

señal a ruido, el cálculo de la autocorrelación permitió reconocer señales senoidales inmersas en la señal temporal, que resultaban muy difíciles de reconocer a simple vista.

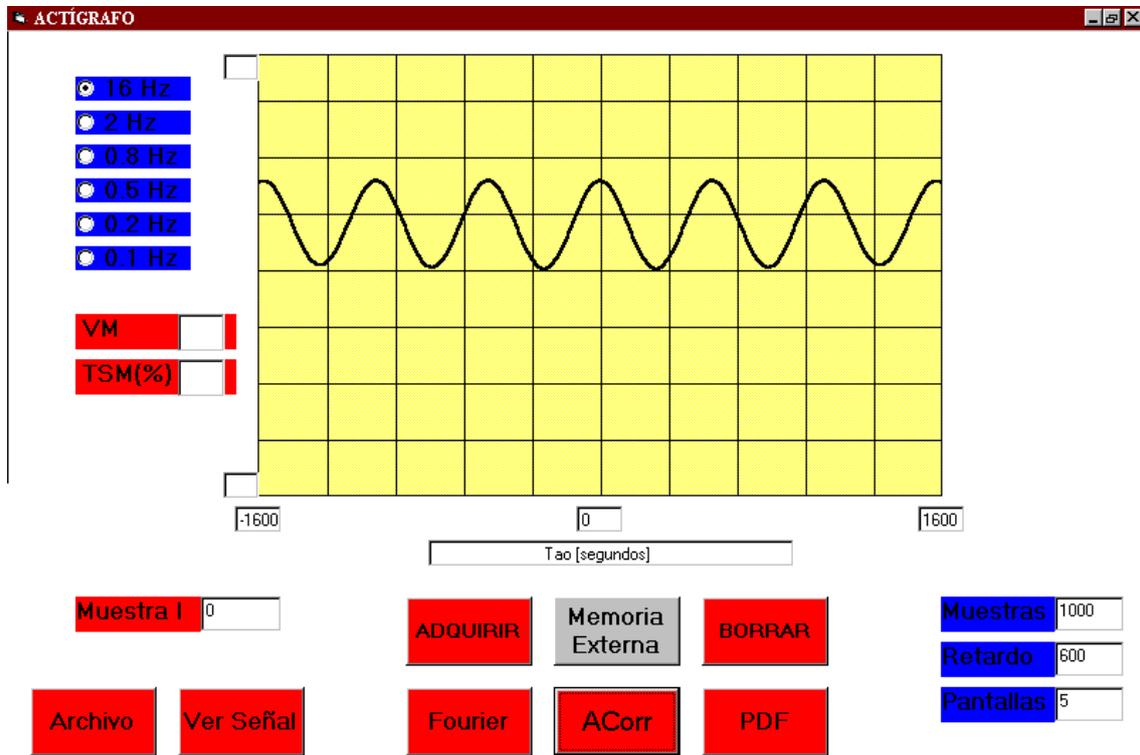


FIGURA 12. Autocorrelación de la señal senoidal de la figura 10.

En la figura 13, se observa el espectro de frecuencias de la senoidal. No se encuentra una única barra, tal como se hubiese esperado, pues no se han tomado en la señal temporal un número entero de períodos. Esto produce dispersión espectral inherente al algoritmo DFT que interpreta como periódicas todas aquellas muestras que se utilizan para calcular la transformada.

Este efecto podría minimizarse con la utilización de técnicas de ventaneo, si fuese necesario refinar el análisis. Sin embargo se puede discernir que la barra de mayor amplitud se encuentra cerca de los 0.5 Hz, como era de esperarse.

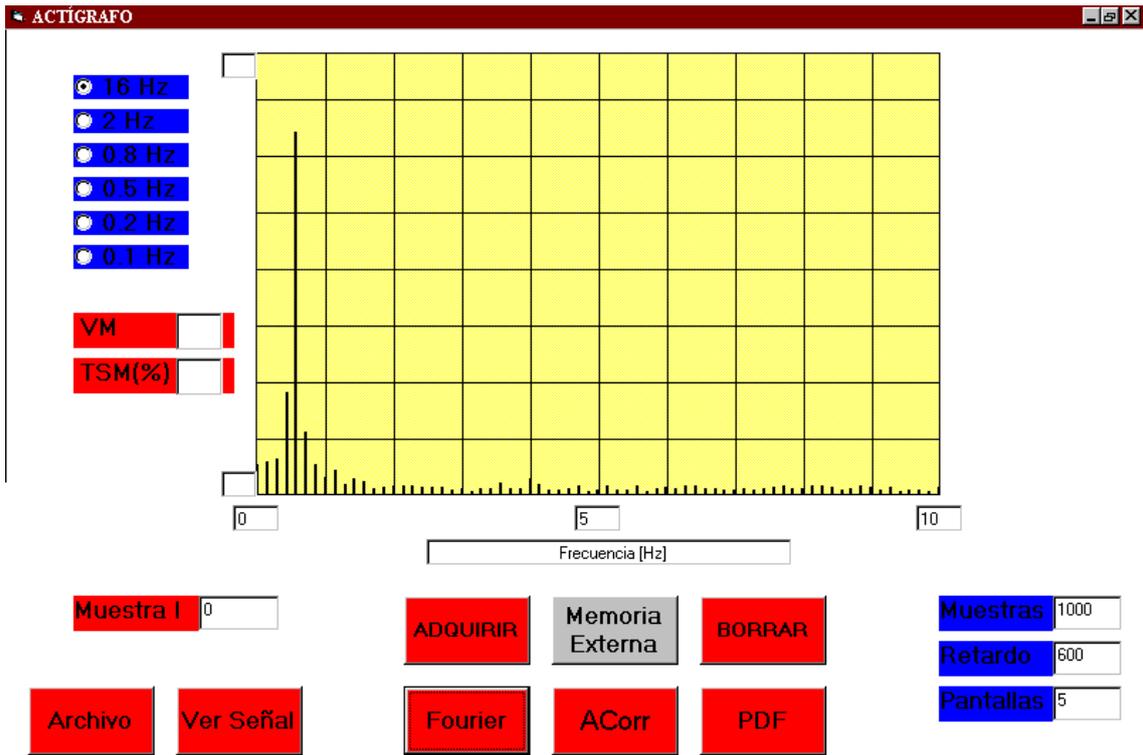


FIGURA 13. Espectro de frecuencia de la señal senoidal de la figura 10.

Análisis del movimiento de la muñeca

A continuación se muestra el resultado de adquirir el movimiento consciente en la muñeca del brazo hábil de un voluntario en estado de vigilia, con una frecuencia de muestreo de 16Hz.

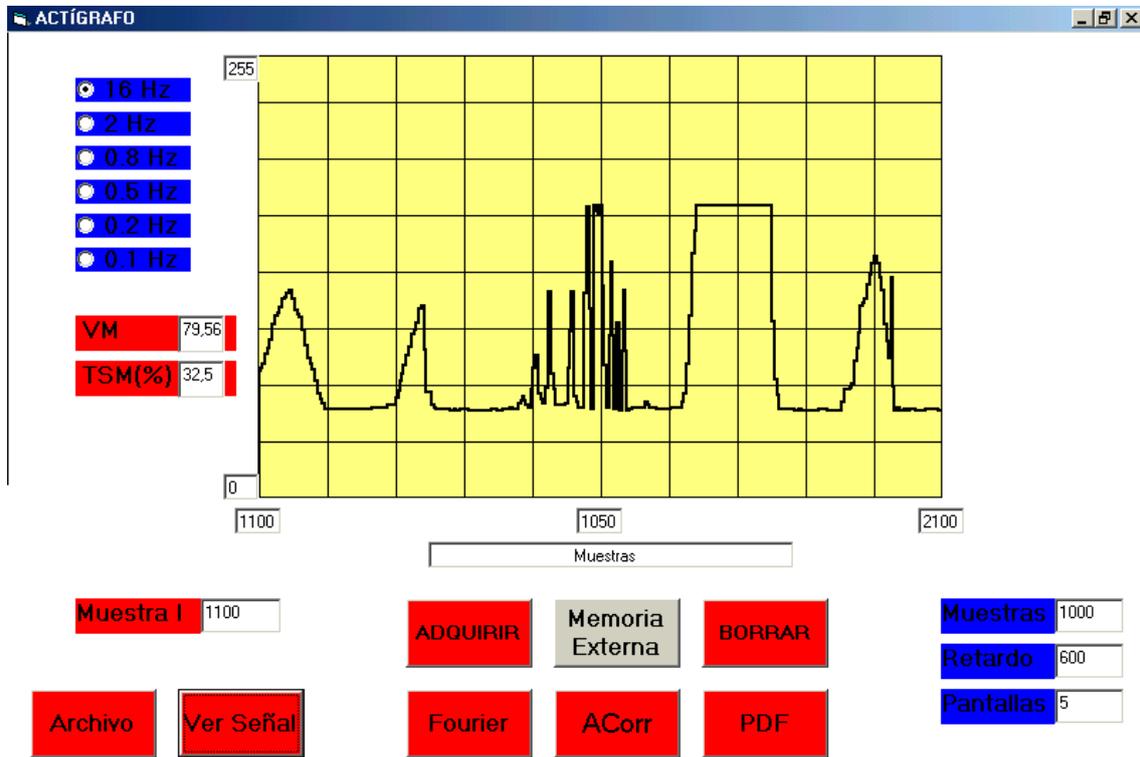


FIGURA 14. Resultado de la adquisición del movimiento de la muñeca.

Seguidamente se aplicaron las técnicas de análisis ya descritas, para obtener los gráficos que se exponen en las figuras 15, 16 y 17.

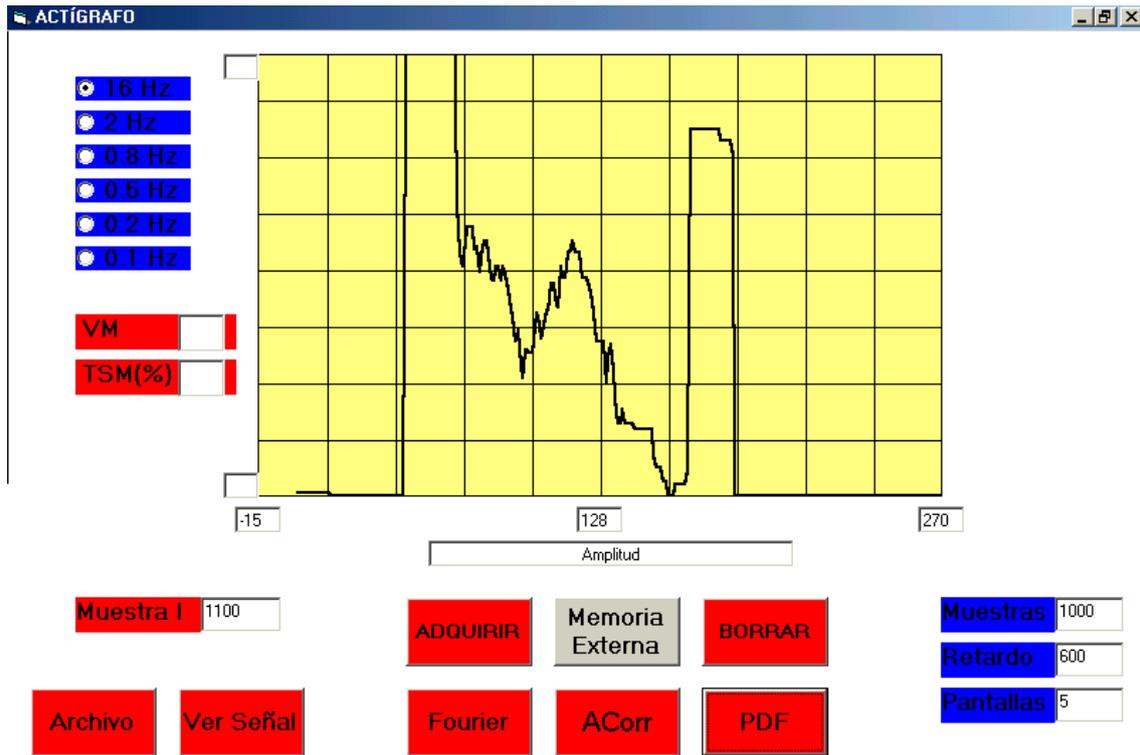


FIGURA 15. PDF de la señal de la figura 21.

Se observa en la figura 15, una gran similitud a una función distribución de probabilidad de una señal senoidal, por lo que se podría inferir cierto comportamiento oscilatorio en el movimiento. También se observa una característica decreciente entre los valores picos, que se atribuye a que la señal se encuentra más tiempo por debajo de la media. Esto se corrobora en la figura 14.

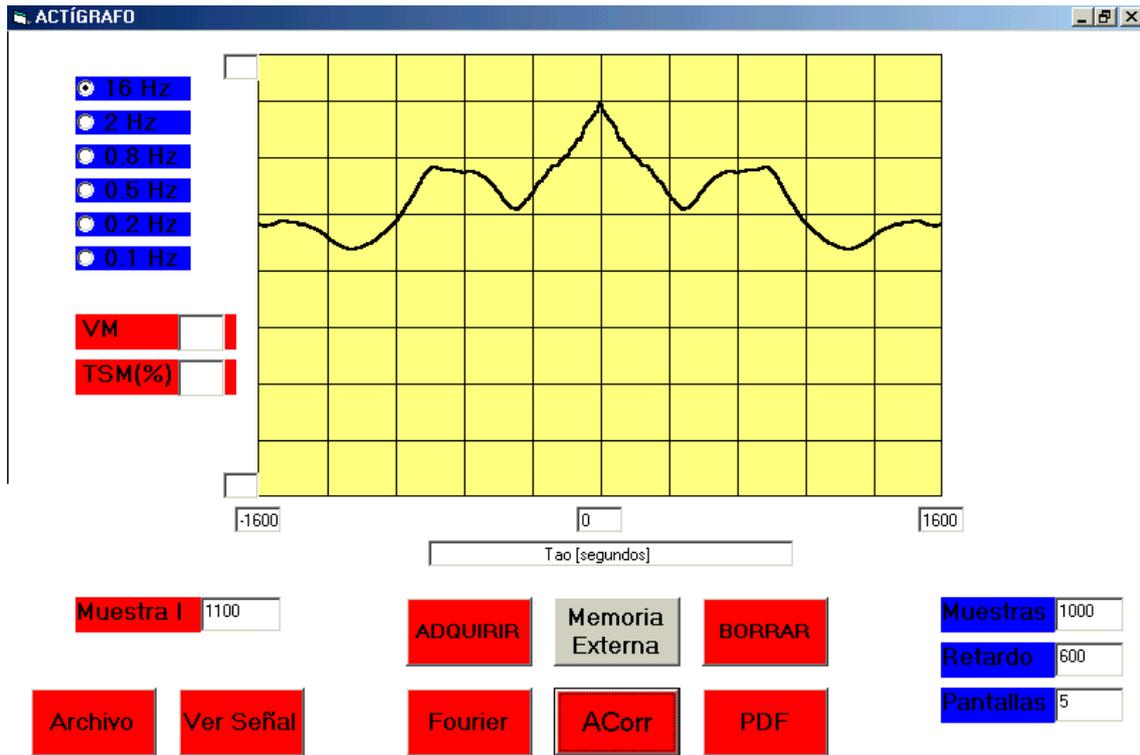


FIGURA 16. Autocorrelación de la señal de la figura 21.

La figura 16 muestra una señal con componentes sinusoidales de baja frecuencia, reforzando lo previsto en la figura 15. Esto coincide con datos obtenidos en la bibliografía (ref 20) que afirman que los movimientos conscientes poseen componentes espectrales en el rango de 0 a 3 Hz.

En el centro de esta figura, se observa la característica de una señal aleatoria, cuya autocorrelación cae rápidamente. Esto indica la presencia de transitorios de movimientos que no se repiten en el tiempo, y cuya frecuencia espectral está por encima de las señales periódicas que se observan en la misma gráfica. Estos movimientos transitorios pueden distinguirse en la parte central de la figura 14.

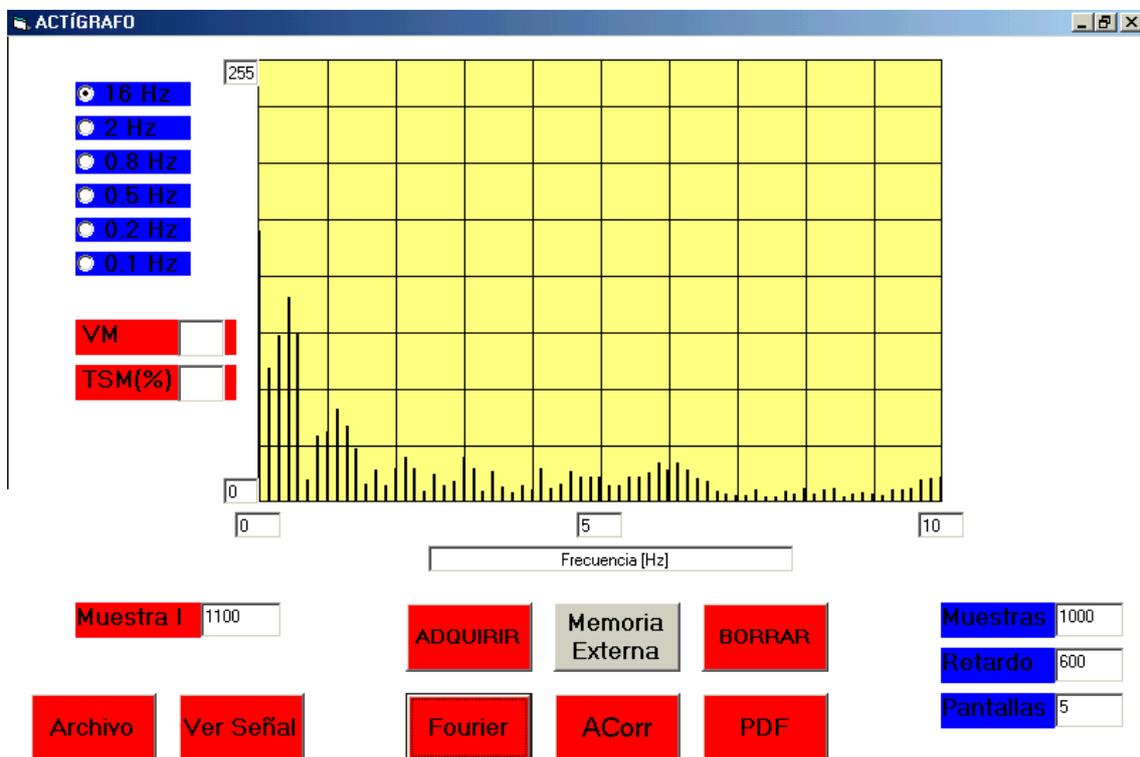


FIGURA 17. Espectro de frecuencias de la señal de la figura 21.

La figura 17 indica la presencia de movimientos voluntarios (inferiores a 3Hz), con predominio de las componentes por debajo de 1Hz.

Información de este tipo es la que analiza un profesional de la neurología para poder relacionarla con las patologías del sueño.

MANUAL DE OPERACIÓN

El funcionamiento del sistema completo (PC + actígrafo) es muy simple y no requiere de ningún conocimiento previo. A continuación se detallan el procedimiento de operación del usuario:.

Adquisición en Tiempo Real.

- a) Encender la PC y correr el software de procesamiento.
- b) Colocar el acelerómetro en la muñeca del paciente.
- c) Conectar el cable de interfaz al puerto paralelo de la PC y al puerto de datos del actígrafo en el panel trasero.
- d) Encender el actígrafo.
- e) Elegir una frecuencia de muestreo con la llave rotativa amarilla del panel frontal.
- f) Colocar el interruptor de lectura/escritura (blanco), en modo escritura, (hacia adentro).
- g) Indicar en la pantalla de la PC, en el campo *pantalla* la cantidad de barridos a realizar.
- h) Pulsar el botón ADQUIRIR en la pantalla de la PC.
- i) El programa solicita un nombre de archivo para almacenar la información que se adquirirá.
- j) La adquisición comienza.
- k) Cuando la adquisición finaliza, la información está almacenada. Se apagan el actígrafo y la PC normalmente.

Análisis de la Información Adquirida.

- a) Indicar en el campo MUESTRA I un valor que indique desde donde se desea visualizar el archivo. (Las muestras visualizadas son siempre 1000).
- b) Pulsar el botón ABRIR en la pantalla de la PC.
- c) El programa solicita el nombre del archivo a abrir.
- d) Pulsar el botón que se desee, según el tipo de análisis a realizar: PDF para el cálculo de la función densidad de probabilidad, ACORR para el cálculo de la autocorrelación , o FOURIER para el cálculo del espectro. Pulsando VER SEÑAL se vuelve e visualizar el archivo original.
- e) El programa elige la escala mas apropiada y la indica en pantalla
TSM es el tiempo porcentual por sobre la media.
Vm es el valor medio de la señal.

MANUAL DE MANTENIMIENTO

Para verificar el normal funcionamiento del equipo, pueden efectuarse las siguientes mediciones en los conectores DB25 y DB9, disponibles sobre el frente del equipo.

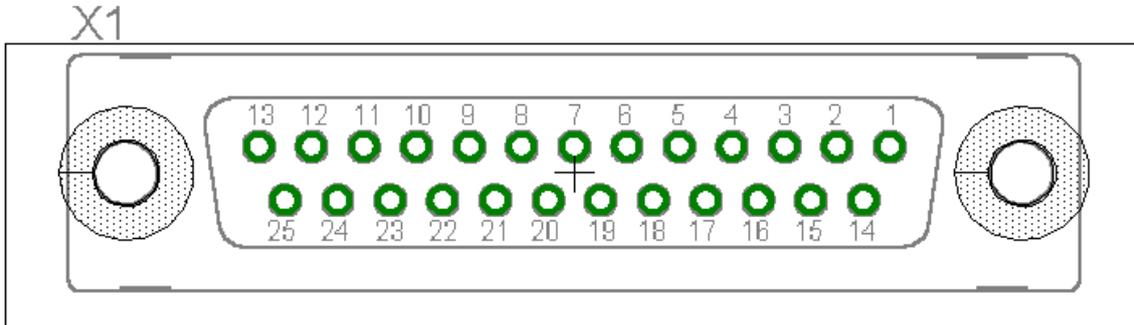


FIGURA 18. Conector DB25 Hembra.

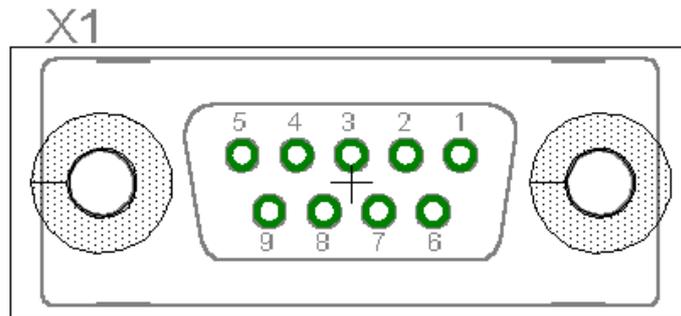


FIGURA 19. Conector DB9 Macho

- I) Al medir los pines de salida (0 a 19) del conector DB25 de direccionamiento en el panel trasero, se deben verificar 19 submúltiplos de la frecuencia de muestreo seleccionada por el usuario. Comenzando por la frecuencia mitad y terminando por una frecuencia 2^{19} veces menor. Las señales poseen forma cuadrada y 5V de amplitud.
- II) Al medir el pin 20 del conector DB25 de direccionamiento, se debe encontrar la frecuencia de muestreo seleccionada, como una señal cuadrada de 5V de amplitud.
- III) Al observar con osciloscopio los pines 1 a 8 del conector DB25 de datos en el panel trasero, se deben encontrar las señales correspondientes a la conversión A/D, como señales de corta duración, ondas cuadradas de 5V de amplitud.

- IV) Al ingresar una señal senoidal de 2.5V de valor medio y no más de 5Vpp, entre los pines 3 y 7 del conector DB9 del panel frontal del adquiredor, deberá observarse en pantalla dicha señal, al realizar la adquisición.

De encontrar algún problema en el inciso I, se atribuirá la falla a la etapa contadora. Si el problema aparece en el inciso II, se atribuirá la falla a la etapa osciladora. Finalmente si la falla aparece en el inciso III, se tendrá un problema en la etapa conversora.

Llegado este punto es necesario desarmar el equipo. A continuación se detallan los pasos para revisar cada una de las tres etapas mencionadas, y las referencias necesarias en la topología circuital.

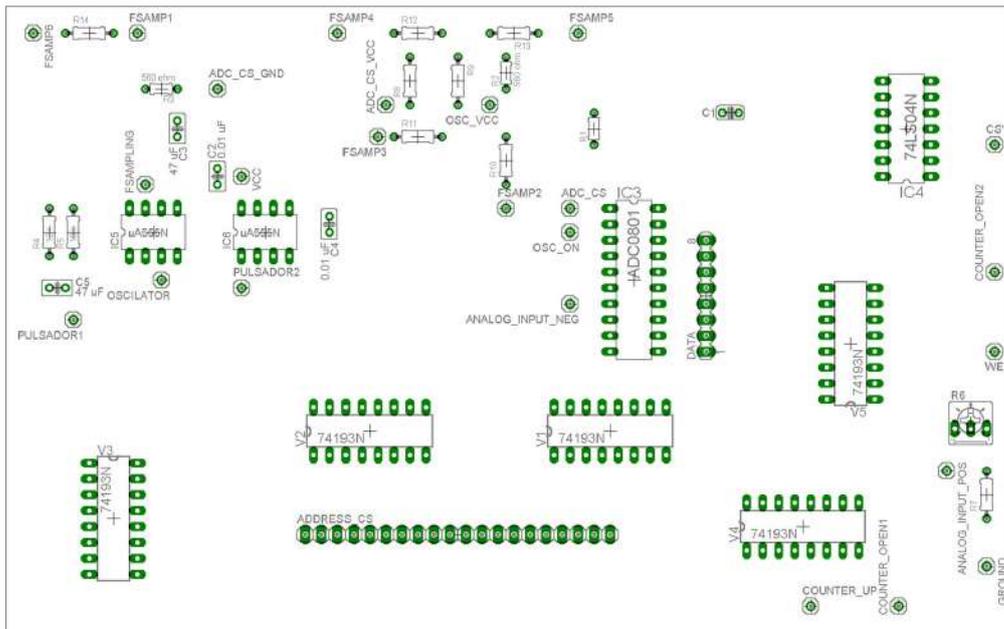


FIGURA 20. Topología Circuital del Actígrafo.

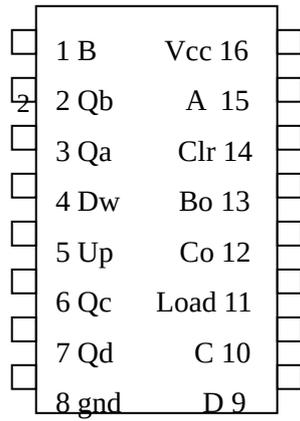


FIGURA 21. Esquema de un contador SN74193.

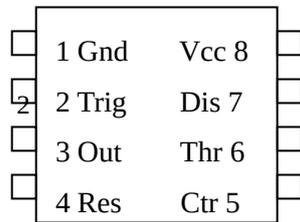


FIGURA 22. Esquema del temporizador 555.

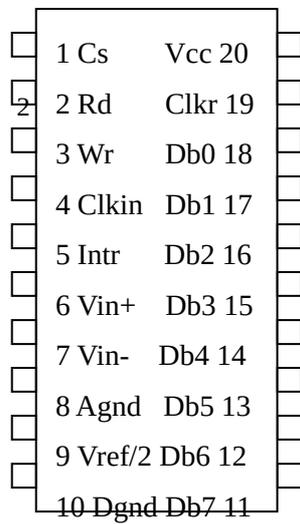


FIGURA 23. Esquema del conversor ADC0804.

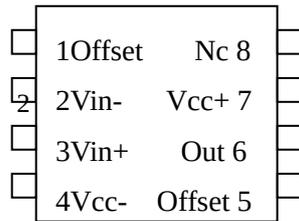


FIGURA 24. Esquema del amplificador operacional 741.

I) Mediciones en la etapa contadora.

- Verificar que los 5 contadores SN74193, cuenten con Vcc y Gnd en los terminales 16 y 8 respectivamente.
- Verificar la presencia de las señales de direccionamiento de cada contador. Medir para esto las señales en los terminales 2,3,6,7 de cada uno de ellos.
- Verificar que todos los contadores tengan los terminales 4 y 11 en estado alto.
- Verificar que todos los contadores tengan los terminales 1,9,10,14,15 en estado bajo.
- Cualquier contador que no verifique estas condiciones deberá reemplazarse.

II) Mediciones en la etapa osciladora

- Verificar la que el integrado 555 cuente con Vcc=5V y Gnd en sus terminales 8 y 1, respectivamente.
- Verificar que el terminal 4 se encuentre en estado alto.
- Medir el terminal 3, donde debe encontrarse la señal cuadrada de 5V, que funciona como reloj para el sistema.
- Verificar que la señal medida en c), modifica su frecuencia al variar la posición de la llave rotativa amarilla del panel frontal.

III) Mediciones en la etapa adquisidora

- Verificar que el integrado ADC0804 cuente con Vcc=5V y Gnd en sus terminales 20 y 10, respectivamente.
- Verificar que las masas analógica y digital se encuentran al mismo potencial eléctrico. Medir para esto la diferencia de tensión entre los terminales 8 y 10 del conversor A/D.
- Verificar que en todo momento la tensión del terminal 6 supera al del terminal 7. (de no ser así el integrado podría dañarse permanentemente)
- Verificar que el terminal 1 se encuentre en estado bajo.
- Verificar que en el terminal 9 se encuentre la tensión $V_{cc}/2=2.5V$.

Finalmente se verificará el correcto funcionamiento del sensor de movimiento. Observando la siguiente figura, se deberán seguir los pasos que se detallan a continuación, sobre el operacional 741:

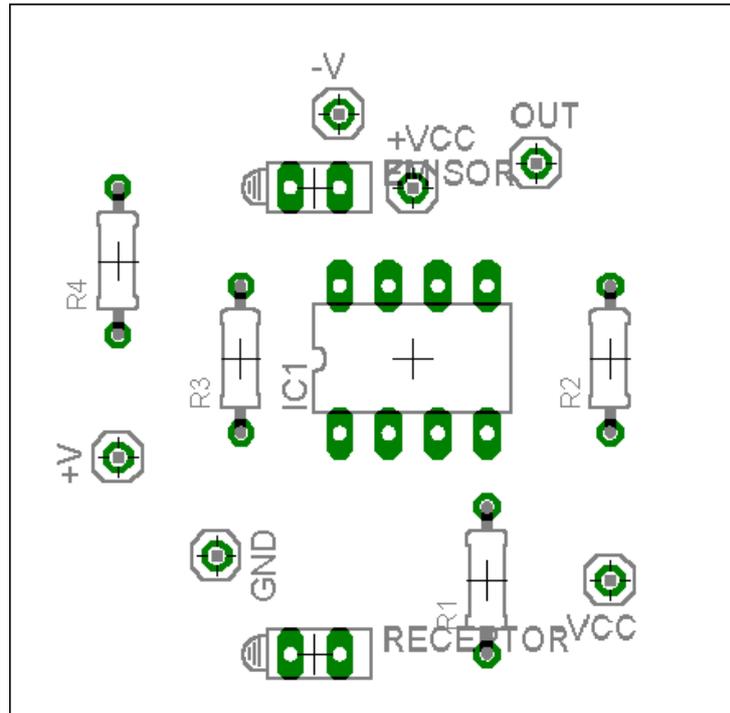


FIGURA 25. Topología circuital del sensor de movimiento.

- a) Verificar que los terminales 7 y 4 corresponden a 9 y 0V , respectivamente.
- b) Verificar que la tensión entre los terminales 6 y 7, sea de 8V para máxima iluminación y de 2V para máxima oscuridad. Esto puede realizarse, retirando el espejo y acercando el sensor a una fuente de luz, por ejemplo una lámpara incandescente.

CONCLUSIONES

Como conclusiones, se extrae que se logró desarrollar un equipo portátil, pequeño, de bajo costo y bajo consumo, que permite registrar la actividad inconsciente durante el sueño a lo largo de muchos meses.

De esta forma se pone a disposición del especialista en neurología, un nuevo instrumento que abre las puertas de la actigrafía. El equipo destinado al diagnóstico y la detección de patologías difíciles de registrar en tiempos cortos, mediante las técnicas utilizadas hasta el momento, viene a completar el estudio de un campo médico aún muy poco explorado.

Alternativas Futuras

En un futuro, se pretende incluir al actígrafo un banco de memoria externo de al menos 1 Gbyte de capacidad, para que la cantidad de información registrada pueda ser suficiente para análisis estadísticos especiales, que requieren mayor cantidad de muestras por segundo o mayor duración de los registros. Sin embargo, estas memorias son sumamente costosas.

Una mejora adicional será realizar la transferencia de datos a través de un puerto de alta velocidad, de tipo USB, para reducir el tiempo de descarga de la información.

Un factor muy importante de mejora será la reducción del tamaño tanto del adquisidor, como del sensor de movimiento, para aumentar la comodidad durante el uso.

Finalmente se considerará ampliar el funcionamiento del acelerómetro para incorporar la posibilidad de detectar movimientos multiaxiales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Sadeh A, Sharkey KM, Carskadon MA. ***Activity-Based Sleep-Wake Identification. An Empirical Test of Methodological Issues*** 1994.
- [2] Jean-Louis G, von Gizycki H, Zizi F, Fookson J, Spielman A, Nunes J, Fullilove R, Taub H. ***Determination of Sleep and Wakefulness With the Actigraph Data Analysis Software (ADAS)***. 1996.
- [3] Cole RJ, Kripke DF, Gruen W, Mullaney DJ, Gillin JC. ***Automatic Sleep/Wake Identification From Wrist Activity***. 1992.
- [4] Sadeh A, Hauri PJ, Kripke DF, Lavie P. ***The Role of Actigraphy in the Evaluation of Sleep Disorders***. 1995.
- [5] An American Sleep Disorders Association Report. ***Practice Parameters for the Use of Actigraphy in the Clinical Assessment of Sleep Disorders***. 1995.
- [6] Evans BD, Rogers AE. ***24-Hour Sleep/Wake Patterns in Healthy Elderly Persons***. Applied Nursing Research 1994.
- [7] Teicher MH. ***Actigraphy and motion analysis: new tools for psychiatry***. Harv Rev Psychiatry 1995.
- [8] Freedson PS, Melanson E, Sirard J. ***Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. Accelerometer***. Med Sci Sports Exerc 1998.
- [9] Leidy NK, Abbott RD, Fedenko KM. ***Sensitivity and reproducibility of the dual-mode actigraph under controlled levels of activity intensity***. 1997.
- [10] Korhonen I, Iivainen T, Lappalainen R, et al. ***TERVA: System for long-term monitoring of wellness at home***. 2001.
- [11] Häkkinen V, Hirvonen K, Hasan J, et al. ***The effect of small differences in electrode positions on EOG signals: application to vigilance studies. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology***. 1993.
- [12] Rechtschaffen A, Kales A. ***A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects***. 1968.
- [13] Hoch C, Dew M, Reynolds Cr, et al. ***Longitudinal changes in diary- and laboratorybased sleep measures in healthy “old old” and “young old” subjects: a three-year followup***. 1997.
- [14] Acebo C, Sadeh A, Seifer R, Tzischinsky O, Wolfson AR, Hafer A, Carskadon MA. ***Estimating Sleep Patterns with Activity Monitoring in Children and Adolescents: How Many Nights Are Necessary for Reliable Measures?*** 1999.

- [15] Lockley S, Skene D, Arendt J. *Comparison between subjective and actigraphic measurement of sleep and sleep rhythms*. 1999.
- [16] CD de la cátedra: *Adquisición Digital de Señales*. Versión 2003.
- [17] *Propiedades Ópticas de los Materiales*. Parte V: Detectores. Dr. Fernando G. Tomasel Marzo 1998
- [18] *Curso de Visual Basic 6.0*, Escuela Superior de Ingenieros, Universidad de Navarra.
- [19] *Activity-Based Sleep-Wake Identification in Infants*, NA Sazonova, ES Sazonov, SAC Schuckers, CHIME study group. West Virginia University, Morgantown, WV, USA.
- [20] *The Role of Actigraphy in the Study of Sleep and Circadian Rhythms*. Sonia Ancoli-Israel PhD,¹ Roger Cole PhD,² Cathy Alessi MD,³ Mark Chambers PhD,⁴ William Moorcroft PhD,⁵ Charles P. Pollak MD⁶
- [21] *A controlled study of additional sr-L-dopa in L-dopa-responsive restless legs syndrome with late-night symptoms*. Collado-Seidel V, Kazenwadel J, Wetter TC, et al. Neurology 1999
- [22] *High prevalence of sleep disturbance in cirrhosis*. Córdoba J, Cabrera J, Lataif L, Penev P, Zee P, Blei AT. Hepatology 1998
- [23] *Evaluating the role of melatonin in the long-term treatment of delayed sleep phase syndrome (DSPS)*. Dagan Y, Yovel I, Hallis D, Eisenstein M, Raichik I. Chronobiol.Int. 1998.
- [24] *Potassium affects actigraph-identified sleep*. Drennan MD, Kripke DF, Klemfuss HA, Moore JD. Sleep. 1991.
- [25] *Subjective and objective confirmation of the ability to self-awaken at a self-predetermined time without using external means*. Moorcroft WH, Kayser KH, Griggs AJ. Sleep. 1997.
- [26] *Actigraphic evaluation of handedness*. Nagels G, Mariön P, Pickut BA, Timmermans L, De Deyn PP. Electroencephalogr.Clin.Neurophysiol. 1996
- [27] *Motor overactivity and loss of motor circadian rhythm in fatal familial insomnia: an actigraphic study*. Plazzi G, Schutz Y, Cortelli P, et al. Sleep. 1997

ANEXO 1

Código del programa realizado.

```
Dim datos(1000) As Double           'definición de vectores
Dim corr(1000) As Double
Dim x(1000) As Double
Dim prob(1000) As Double
Dim er(1000) As Double
Dim ei(1000) As Double
Dim e(1000) As Double
Dim info(1000) As Double
Dim copia(1000) As Double

Public muestras As Integer           'definición de variables
Public mi As Integer
Public max As Double
Public i As Integer
Public p As Integer
Public n As Integer
Public k As Integer
Public m As Double
Public frec As Double
Public j As Integer

Private Sub ADQUIRIR_Click() 'procedimiento de adquisición

CommonDialog1.Filter = "(Archivos de Texto)|*.txt"
CommonDialog1.DefaultExt = ".txt"
CommonDialog1.InitDir = "c:\mis documentos"
CommonDialog1.ShowSave
archivo = CStr(CommonDialog1.FileName)
  If archivo <> "" Then
    Open "" & archivo For Output As #1
  End If

Text1.Text = " "                    'limpia las ventanas de texto
Text2.Text = " "
Text3.Text = " "
Text5.Text = " "
Text4.Text = " "
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = " "

muestras = Text9.Text                'toma el valor de muestras
ingresado por el usuario
retardo = Text10.Text
p = Text11.Text
```

```

Pantalla0(0).Cls           'asigna la escala de la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = 255
Pantalla0(0).ScaleLeft = 0
Pantalla0(0).ScaleHeight = -255
Pantalla0(0).ScaleWidth = muestras

If fmuestreo1 = False And fmuestreo2 = False And fmuestreo3
= False And fmuestreo4 = False And fmuestreo5 = False And
fmuestreo6 = False Then           'determina la frecuencia
                                   de muestreo por defecto
    fmuestreo1 = True
    frec = 16
End If

Out &H37A, 32           'configura el puerto como entrada de datos

For n = 1 To p
Pantalla0(0).Cls
For i = 1 To muestras

    info(i) = Inp(&H378)           'lee el puerto
    Pantalla0(0).Line (i, info(i))-(i - 1, info(i - 1))
                                   'dibuja en pantalla

    If archivo <> "" And info(i) <> 255 Then
    Print #1, info(i)
    End If

    For k = 1 To retardo
        For j = 1 To retardo
        Next j
    Next k

Next i
Next n

For i = 1 To muestras
datos(i) = info(i)
Next i

Close #1
End Sub

Private Sub Autocorrelacion_Click() 'procedimiento de
                                     autocorrelación

Text1.Text = " "           'limpia las ventanas de texto

```

```

Text2.Text = " "
Text3.Text = -muestras * frec      'asigna escala al eje de
                                     las abscisas

Text5.Text = 0
Text4.Text = muestras * frec
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = "                    Tao [segundos]"

For i = 1 To muestras      'limpia el vector de muestras
x(i) = datos(i)
Next i

For k = 1 To muestras      'calcula la autocorrelación
  For i = 1 To muestras
    If k < i Then
      corr(k) = corr(k) + x(i - k) * x(i)
    Else
      corr(k) = corr(k) + x(k - i) * x(i)
    End If
  Next i
  corr(k) = corr(k) / muestras
Next k

For i = 1 To muestras      'calcula el máximo valor
  If corr(i) > corr(i - 1) Then
    max = corr(i)
  End If
Next i

For i = 1 To muestras      'calcula la media
m = m + corr(i)
Next i
m = m / muestras

Pantalla0(0).Cls          'asigna la escala a la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = max + m / 2
Pantalla0(0).ScaleLeft = muestras / 2
Pantalla0(0).ScaleHeight = -max - max / 2
Pantalla0(0).ScaleWidth = muestras

For i = 1 To muestras - 1
Pantalla0(0).Line (i + muestras, corr(i))-(i + 1 +
muestras, corr(i + 1))      'dibuja en a parte derecha de la
                             pantalla
Next i

```

```

For i = 1 To muestras - 1
Pantalla0(0).Line (muestras - i, corr(i))-(muestras - i -
1, corr(i + 1))          'dibuja en la parte izquierda de la
                             pantalla
Next i

End Sub

Private Sub MEM_Click() 'procedimiento de lectura del banco
                             de memoria externo

CommonDialog1.Filter = "(Archivos de Texto)|*.txt"
CommonDialog1.DefaultExt = ".txt"
CommonDialog1.InitDir = "c:\mis documentos"
CommonDialog1.ShowSave
archivo = CStr(CommonDialog1.FileName)
  If archivo <> "" Then
    Open "" & archivo For Output As #1
  End If

Text1.Text = " "          'limpia las ventanas de texto
Text2.Text = " "
Text3.Text = " "
Text5.Text = " "
Text4.Text = " "
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = " "

muestras = Text9.Text    'toma el valor de muestras
                             ingresado por el usuario

retardo = Text10.Text
p = Text11.Text

Pantalla0(0).Cls          'asigna la escala de la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = 255
Pantalla0(0).ScaleLeft = 0
Pantalla0(0).ScaleHeight = -255
Pantalla0(0).ScaleWidth = muestras

If fmuestreo1 = False And fmuestreo2 = False And fmuestreo3
= False And fmuestreo4 = False And fmuestreo5 = False And
fmuestreo6 = False Then  'determina la frecuencia de
                             muestreo por defecto

  fmuestreo1 = True
  frec = 16
End If

```

```

Out &H37A, 32      'configura el puerto como entrada de datos

For n = 1 To p
Pantalla0(0).Cls
For i = 1 To muestras

    info(i) = Inp(&H378)                'lee el puerto
    Pantalla0(0).Line (i, info(i))-(i - 1, info(i - 1))
                                        'dibuja en pantalla

    If archivo <> "" And info(i) <> 255 Then
    Print #1, info(i)
    End If

    For k = 1 To retardo
        For j = 1 To retardo
            Next j
        Next k

        Out &H37A, 33                    'flanco descendente en bit 1
        For k = 1 To retardo
            For j = 1 To retardo
                Next j
            Next k
            Out &H37A, 32                'flanco ascendente en bit 1

Next i
Next n

For i = 1 To muestras
datos(i) = info(i)
Next i

Close #1
End Sub

Private Sub fmuestreo1_Click()
frec = 16          'asigna 16 hz como frecuencia de muestreo
End Sub

Private Sub fmuestreo2_Click()
frec = 2          'asigna 2 hz como frecuencia de muestreo
End Sub
Private Sub fmuestreo3_Click()
frec = 0.8        'asigna 0.8 hz como frecuencia de muestreo
End Sub

Private Sub fmuestreo4_Click()
frec = 0.5        'asigna 0.5 hz como frecuencia de muestreo

```

```

End Sub

Private Sub fmuestreo5_Click()
frec = 0.2      'asigna 0.2 hz como frecuencia de muestreo
End Sub

Private Sub fmuestreo6_Click()
frec = 0.1      'asigna 0.1 hz como frecuencia de muestreo
End Sub

Private Sub Form_Load()
Me.WindowState = 2      'maximiza la ventana
End Sub

Private Sub Fourier_Click()

muestras = Text9.Text      'toma el valor de muestras
                             ingresado por el usuario

Text1.Text = " "      'limpia las ventanas de texto
Text2.Text = " "
Text3.Text = 0
Text5.Text = 625 * 0.5 * frec / muestras      'asigna la
                                                escala al eje de las abscisas
Text4.Text = 625 * frec / muestras
Text8.Text = "      Frecuencia
[Hz]"

j = 800      'determina los puntos de la DFT

For k = 1 To j      'limpia el vector
    er(k) = 0
Next k

For k = 1 To j      'limpia el vector
    ei(k) = 0
Next k

For k = 1 To j      'calcula la transformada
For n = 1 To j
    er(k) = er(k) + datos(n) * Cos(2 * 3.14159 * n * k / j)
    ei(k) = ei(k) + datos(n) * Sin(2 * 3.14159 * n * k / j)
Next n
Next k

For k = 1 To j
    e(k) = Sqr(er(k) * er(k) + ei(k) * ei(k))
Next k

```

```

For i = 1 To muestras          'calcula del máximo valor
    If e(i) > e(i - 1) Then
        max = e(i)
    End If
Next i

Pantalla0(0).Cls              'asigna la escala a la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = max / 3
Pantalla0(0).ScaleLeft = 1
Pantalla0(0).ScaleHeight = -max / 3
Pantalla0(0).ScaleWidth = 70

For k = 1 To j
Pantalla0(0).Line (k, e(k))-(k, 0) 'dibuja en pantalla
Next k

End Sub

Private Sub TEMPORAL_Click()

muestras = Text9.Text        'toma el valor de muestras
                              ingresado por el usuario
mi = Text12.Text

If fmuestreo1 = False And fmuestreo2 = False And fmuestreo3
= False And fmuestreo4 = False And fmuestreo5 = False And
fmuestreo6 = False Then    'determina la frecuencia de
                              muestreo por defecto

fmuestreo1 = True
frec = 16
End If

Text6.Text = 255            'visualiza las escalas de tiempo y
                              amplitud

Text7.Text = 0
Text3.Text = mi
Text5.Text = 0.5 * (muestras + mi)
Text4.Text = mi + muestras
Text8.Text = "                Muestras"

CommonDialog1.Filter = "(Archivos de Texto)|*.txt" 'abre
                                                    el archivo

CommonDialog1.DefaultExt = ".txt"
CommonDialog1.InitDir = "c:\mis documentos"
CommonDialog1.DialogTitle = "ABRIR ARCHIVO"
CommonDialog1.ShowOpen
almacenado = CStr(CommonDialog1.FileName)

```

```

If almacenado <> "" Then
Open "" & almacenado For Input As #2

For i = 0 To mi
Input #2, copia(1)
Next i

For i = 1 To muestras           'lee el archivo
    Input #2, datos(i)
Next i

Close #2                       'cierra el archivo
End If

Pantalla0(0).Cls                'asigna la escala a la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = 255
Pantalla0(0).ScaleLeft = 0
Pantalla0(0).ScaleHeight = -255
Pantalla0(0).ScaleWidth = muestras

For i = 0 To muestras - 1      'dibuja el vector de
                                información
Pantalla0(0).Line (i, datos(i))-(i + 1, datos(i + 1))
Next i

For i = 1 To muestras          'calcula la media
m = m + datos(i)
Next i
m = m / muestras

j = 0
For i = 1 To muestras          'calcula el TSM
If datos(i) > m Then
    j = j + 1
End If
Next i

Text1.Text = m                 'muestra el valor de la media
Text2.Text = (j / muestras) * 100 'muestra el TSM

End Sub

Private Sub BORRAR_Click()     'procedimiento de borrado de
                                pantalla
Pantalla0(0).Cls
Text8.Text = " "

```

```

For j = 1 To muestras
prob(j) = 0
Next j

End Sub

Private Sub PDF_Click() 'procedimiento de cálculo de la PDF

muestras = Text9.Text           'toma el valor de muestras
                                  ingresado por el usuario

Text1.Text = " "               'limpia las ventanas de texto
Text2.Text = " "
Text3.Text = -15
Text4.Text = 270               'asigna escala al eje de las abscisas
Text5.Text = 128
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = "                               Amplitud"

For j = 1 To muestras           'limpia el vector
prob(j) = 0
Next j

For i = 0 To muestras           'calcula la PDF
For j = -15 To 240
If datos(i) > j And datos(i) < (j + 20) Then
prob(j + 15) = prob(j + 15) + 1
End If
Next j
Next i

For i = 1 To muestras           'calcula del máximo valor
If prob(i) > prob(i - 1) Then
max = prob(i)
End If
Next i

Pantalla0(0).Cls                'limpia la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = 1.2 * max
Pantalla0(0).ScaleLeft = -15
Pantalla0(0).ScaleHeight = -1.2 * max
Pantalla0(0).ScaleWidth = 285

For i = 1 To muestras - 1       'dibuja la PDF

```

```

Pantalla0(0).Line (i, prob(i))-(i + 1, prob(i + 1))
Next i

End Sub

Private Sub VER_Click()

muestras = Text9.Text           'toma el valor de muestras
                                ingresado por el usuario
mi = Text12.Text

If fmuestreo1 = False And fmuestreo2 = False And fmuestreo3
= False And fmuestreo4 = False And fmuestreo5 = False And
fmuestreo6 = False Then         'determina la frecuencia de
                                muestreo por defecto

fmuestreo1 = True
frec = 16
End If

Text6.Text = 255                 'visualiza las escalas de
                                tiempo y amplitud

Text7.Text = 0
Text3.Text = mi
Text5.Text = 0.5 * (muestras + mi)
Text4.Text = mi + muestras
Text8.Text = "                   Muestras"

Pantalla0(0).Cls                 'asigna la escala a la pantalla
Pantalla0(0).ScaleMode = 0
Pantalla0(0).ForeColor = QBColor(0)
Pantalla0(0).ScaleTop = 255
Pantalla0(0).ScaleLeft = 0
Pantalla0(0).ScaleHeight = -255
Pantalla0(0).ScaleWidth = muestras

For i = 1 To muestras
Pantalla0(0).Line (i, datos(i))-(i - 1, datos(i - 1))
                                'dibuja en pantalla
Next i

m = 0
For i = 1 To muestras           'calcula la media
m = m + datos(i)
Next i
m = m / muestras

j = 0
For i = 1 To muestras           'calcula el TSM
If datos(i) > m Then

```

```
        j = j + 1
End If
Next i

Text1.Text = m           'muestra el valor de la media
Text2.Text = (j / muestras) * 100   'muestra el TSM

End Sub
```

ANEXO 2: Lista de componentes

R1 = 100 Ω
R2 = R10 = 33 K Ω
R3 = 4.7 M Ω
R4 = 1K2
IC1 = μ A741
IC2 = ADC0804
IC3 = IC4 = IC5 = IC6 = IC7 = SN74193
IC8 = 74LS04
IC9 = IC10 = LM555
IC11 = LM7805
R5 = R12 = 100K Ω
R6 = R7 = 1K Ω
R8 = R9 = 560 Ω
R9 = 12K Ω
R11 = 56K Ω
R13 = 270K Ω
R14 = 10K Ω
C1 = 150 Pf
C2 = C5 = 0.01 μ F
C3 = C4 = 47 μ F
C6 = C7 = 0.1 μ F
1 led infrarrojo receptor
1 led infrarrojo transmisor

1 llave rotativa de 6 posiciones
1 conector DB9 hembra
1 conector DB9 macho
1 pulsador de 6 vías
1 pulsador normal abierto
2 conectores DB25 hembras
1 cable para interfaz DB25
1 interruptor
1 batería de 9V

AGRADECIMIENTOS

Agradezco en principio al Ing. Fernando Clara, a quién le debo todo lo que he logrado en mi último año de carrera, ha sido mi maestro y mi tutor.

El desarrollo de este trabajo no hubiese sido posible sin la buena voluntad del Ing, Gustavo Arenas, cuyo conocimiento de la tecnología óptica y su buena voluntad, hicieron posible el desarrollo del sensor infrarrojo utilizado.

Durante la etapa de programación, fue el Ing. Gustavo Meschino quién estuvo conmigo hasta altas horas, en el laboratorio de bioingeniería, para corregir y mejorar los algoritmos implementados.

Por último, agradezco a mi madre y a mi padre, que se han sacrificado por mí durante toda su vida, para que pudiese estudiar con toda tranquilidad. A ellos está dedicado este trabajo.