

8 APLICACIONES DEL PROCESAMIENTO DE SEÑAL.

8.1 Objetivo.

En el presente capítulo se pretende que el alumno aplique los conocimientos sobre análisis y diseño de filtros adquiridos en los capítulos anteriores. En los capítulos 1 a 7 se han presentado las herramientas básicas para el procesamiento de señales, con una breve introducción teórica de los conceptos involucrados y haciendo especial énfasis en la forma de llevarlos a cabo de una forma práctica mediante las herramientas existentes en el toolbox de procesado de señal del paquete Matlab/Simulink. Como se verá en el transcurso de este capítulo, a veces es necesario tener ficheros de datos para realizar la práctica. Estos ficheros se pueden conseguir en la página Web asociada a las asignaturas que imparten los autores o bien solicitándolos directamente a éstos (ver prólogo).

8.2 Introducción.

Tal y como se dijo en el capítulo 2 de introducción, las aplicaciones del procesamiento de señal son muy variadas, y precisamente debido a ello se ha producido el gran desarrollo que estas técnicas han experimentado en las tres últimas décadas. De entre todas las aplicaciones posibles se han seleccionado las referentes a:

- Procesamiento de señales en el espectro audible.
- Tratamiento de la imagen.
- Transmisión de señales.
- Ingeniería biomédica.
- Automatización y control.
- Exploración espacial.

A pesar de la diversidad de campos de la ciencia enumerados, las técnicas asociadas a todos ellos son básicamente las mismas. En todas las aplicaciones que se verán, las señales, a pesar de que su origen físico es bien diferente, tienen la característica común de que todas ellas son una representación de un concepto físico medible con una información sobre el comportamiento de un proceso en el que las señales referidas o bien son entradas o bien son salidas del sistema. A veces se pretende analizar y/o controlar un sistema, otras se pretende diseñar un sistema que procese la señal para algún fin concreto y otras veces el objetivo es restaurar señales que han sido degradadas en algún sentido o simplemente se pretende mejorar un sonido o imagen.

8.3 Tratamiento de Imagen.



Mars Global Surveyor

Estimados señores:

Les remitimos el presente escrito desde la Sede Central del **Kennedy Space Center** (KSC) (Cape Cañaveral, Florida, west Orlando) para solicitar su ayuda.

Como ustedes sabrán, actualmente, el vehículo Pathfinder se encuentra en Marte tomando muestras de la superficie del planeta. Cada 13,27 horas, el vehículo nos envía los resultados de las pruebas tanto de los análisis realizados en la superficie como imágenes tomadas a lo largo del periodo entre transmisiones. Además, Pathfinder es capaz de detectar cualquier movimiento que se produzca en su campo de visión con el fin de detectar indicios de posible vida extraterrestre, en este caso marciana. Cuando esto sucede, es decir, se detecta algún movimiento, el ordenador del Pathfinder entra en modo de máxima alerta y envía la imagen captada a la tierra junto con una señal de alarma.

El pasado Jueves 19 de Marzo, a las 3:07 AM (hora de cabo cañaveral) se recibió un mensaje de alarma junto con una imagen. Inmediatamente, los técnicos del KSC se pusieron a trabajar para analizar la imagen, pero cual fue nuestra sorpresa al comprobar que la imagen era completamente ininteligible. Comprobando las condiciones en que se realizó la transmisión desde Marte, comprobamos que a esa hora una enorme tormenta eléctrica azotaba la superficie del planeta, con lo cual las interferencias sobre el equipo de transmisión ocasionaron la distorsión de la señal. Para más desgracia, en estos momentos no nos encontramos operativos debido a una incursión en nuestro sistema del temido virus *Melocomo* acaecida horas después de la recepción del mensaje.

Siendo conscientes de la importancia de semejante hallazgo, necesitamos con la máxima premura posible analizar la imagen, y es por esto por lo que solicitamos de ustedes, dada su renombrada valía, su ayuda y cooperación en este asunto.

Les enviamos un fichero (imagen.mat) que contiene la imagen, el mapa de colores con el que se tomó la imagen, *map* y una variable *Fs* con la frecuencia de muestreo en Hertzios a la cual se envió la señal.

Sin otro particular, y agradeciéndoles de antemano su colaboración, se despide atentamente:

Austin Powers
Director del KSC

8.3.1 Tratamiento de Imagen con Matlab.

Una imagen se trata numéricamente como una matriz cuyos elementos dan el valor del color de la imagen en dicho punto. En Matlab, una imagen viene representada como una matriz de valores reales donde cada una de los componentes se asocia a un color de la paleta de colores activa en ese momento. En Matlab, una imagen tiene dos parámetros asociados, uno es la matriz que representa la imagen y otro es el mapa de colores que se debe utilizar para representar la imagen. De esta forma, por ejemplo, si se trabaja con un mapa de colores de escala de grises y de 8 bits de profundidad, es decir, 256 tonos de grises, un 0 correspondería al color blanco, el 128 al gris y el 256 al negro.

Dada una matriz de imagen (en general cualquier matriz), la forma de representarla en Matlab es la siguiente:

```
» image(imagen)
```

donde *image* es el comando que representa en una ventana gráfica la imagen denotada por la matriz *imagen*. Una vez tenemos la imagen representada sólo resta asociarle el mapa de colores. Para ello utilizamos el siguiente comando:

```
» colormap(map)
```

donde **colormap** asigna a la ventana activa el mapa de colores *map*.

Cuando se captura una imagen, se suele suministrar el mapa de colores empleado, pero si esto no fuera sí, podemos utilizar cualquiera de los mapas que Matlab tiene predefinidos: *hsv*, *hot*, *gray*, *bone*, *copper*, *pink*, *white*, *flag*, *lines*, *colorcube*, *jet*, *prism*, *cool*, *autumn*, *spring*, *winter*, *summer*.

8.3.2 Realización de la Práctica.

Para la realización de la práctica se suministran los siguientes elementos:

- La matriz **imagen** que es la señal recibida en la tierra.
- La función **m2v** que convierte una matriz en un vector.
- La función **v2m** que convierte un vector en una matriz.
- La función **espec** que calcula el espectro de frecuencias de una señal.

Lo primero que se debe hacer es representar la imagen para ver si se puede extraer algo de ella. Si no somos capaces de identificar la imagen, el siguiente paso consistiría en hallar el espectro de frecuencias para ver si existe alguna perturbación (ruido) que esté distorsionando la imagen. Para ello, primero debemos convertir esta imagen (matriz) en un vector mediante el comando **m2v** de la siguiente forma:

```
>> [imvec,n] = m2v(imagen);
```

donde **imagen** es la matriz que define la imagen, **imvec** es la matriz transformada en **vector** y **n** es el número de columnas de la matriz original, necesario para la posterior reconstrucción de la matriz.

Una vez expresada la matriz como un vector, debemos obtener su espectro de frecuencias (sólo es necesario el de magnitud) mediante la función **espec** cuya sintaxis es:

```
>> [esf,esm]=espec(imvec,fs);
```

donde **esf** y **esm** son los vectores de frecuencia y la magnitud asociada a cada frecuencia respectivamente y **imvec** y **fs** denotan el vector de la señal de imagen y la frecuencia de muestreo. Para representar el espectro de frecuencias de la señal:

```
>> plot(esf,esm);
```

Mediante el espectro obtenido veremos si existe alguna anomalía en alguna de sus componentes en frecuencia.

En el caso de ser así, debemos ser capaces de identificar el ruido que afecta a la señal y eliminarlo mediante un filtro. Probaremos filtros de Butterworth y Chebyshev discretos (del orden apropiado, y comprobando previamente su respuesta en frecuencia mediante un diagrama de Bode), y también filtros elípticos (consultar en la ayuda de Matlab **ellipord** y **ellip**). Una vez diseñado el filtro debemos filtrar la señal mediante el comando **filter**:

```
>> imvf=filter(b,a,imvec);
```

donde **imvf** el vector de la señal de imagen filtrada por los polinomios **b** y **a** correspondientes al numerador y denominador del filtro discreto obtenido en el paso anterior.

Una vez filtrada la señal, debemos comprobar si la imagen ha cambiado y somos capaces de identificarla. Para ello debemos primero expresar este vector en forma de matriz mediante el comando **v2m** como se muestra a continuación:

```
>> [imagen1] = v2m(imvecf,n);
```

donde **imagen1** es la nueva imagen filtrada, **imvecf** es el vector filtrado y **n** el número de columnas de la imagen (matriz) original.

Ahora sólo nos resta representar de nuevo la señal para ver el efecto del filtrado. Obviamente debemos repetir este paso para cada uno de los filtros que diseñemos hasta conseguir una imagen lo más nítida posible.

Esta es la práctica a realizar. El profesor suministrará en la sesión de prácticas los ficheros necesarios. Los filtros a realizar son filtros elípticos (ver documentación adjunta)

Transmisión de señales.

Se pretende construir en Simulink un esquema que permita la simulación de un sistema de transmisión de señales basado en la tecnología de modulación/demodulación FSK (Frequency Shift Keying). Este tipo de modulación ha sido empleada para la transmisión de datos en algunos modelos de módem. Su funcionamiento es relativamente sencillo en comparación con otros tipos de modulación, ya que tan solo consiste en conmutar entre dos frecuencias dependiendo de que el bit de la palabra binaria a emitir sea un cero o un uno lógico. Un esquema de este tipo de modulación se muestra en la figura 8.1.

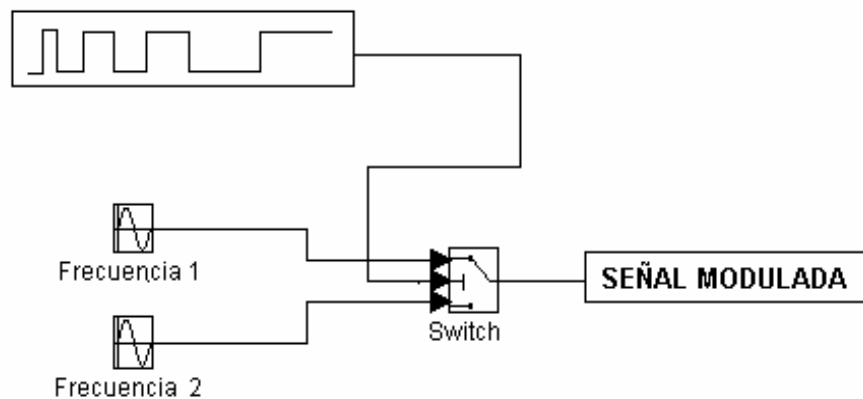


Figura 8.1. Esquema de la modulación FS K.

En función de las distintas frecuencias de transmisión elegidas se deberá realizar la apropiada conmutación entre ellas en función de los valores de la entrada, que será la palabra binaria. Por ejemplo, para una transmisión a 1200 baudios, el ancho de cada bit es de $1/1200$ segundos. Se pueden elegir en este caso frecuencias de 12KHz cuando el bit está a uno lógico y de 120KHz cuando el bit esta a cero, con lo que se tendrán 10 periodos de ondas de 12KHz en cada bit a 1 lógico y 100 periodos de ondas de 120KHz en cada bit a 0 lógico. Para una transmisión en 2400 baudios el ancho de cada bit es de $1/2400$ segundos y atendiendo al mismo criterio que en el caso de 1200 baudios se pueden seleccionar las frecuencias de 24KHz cuando el bit esta a 1 lógico y de 240 KHz cuando el bit esta a 0 lógico.

Se pretende construir un esquema en Matlab de un sistema de modulación-demodulación que permita la emisión tanto en 1200 baudios como en 2400 baudios. Con el fin de que el receptor pueda saber en que frecuencia se está emitiendo para demodular correctamente la información, se deberá añadir a la señal modulada una señal senoidal de 400 KHz dependiendo de la frecuencia de emisión. El receptor analizará la señal modulada y, si existe señal de 400 KHz, entenderá que la frecuencia de emisión es de 1200 baudios; si esta senoide no aparece en la señal modulada, se entenderá que la frecuencia de emisión es de 2400 baudios.

8.6 Ingeniería Biomédica.

8.6.1. Introducción.

Uno de los registros que más información aporta sobre un órgano vital como es el corazón es el electrocardiograma, abreviadamente ECG. Dicha información puede resultar, por si sola, vital para multitud de diagnósticos clínicos, dado que de todos los potenciales que se registran, para tratamientos clínicos, el generado por el corazón, es el único que presenta unas pautas que no varían demasiado de un individuo a otro, permitiendo la detección de multitud de anomalías cardíacas, tales como arritmias, bloqueos, etc.

Desde un punto de vista eléctrico un ECG no es sino la detección a nivel de la piel de las señales eléctricas extracelulares que se generan en las fibras de conducción y sobre todo, musculares del corazón.

Para hacernos una idea de la magnitud de estas señales captadas en la piel, en comparación con las señales generadas en otros órganos, podemos observar la tabla 8.2.

TIPO DE SEÑAL	AMPLITUD	BANDA	TECNICA
Potencial de acción	50 mV – 150 mV	0,1 Hz – 1 KHz	Microelectrodos
Electrocardiograma	0,5 mV – 4 mV	0,01 Hz – 250 Hz	Electrodo de superficie
Electroencefalograma	5 μ V – 300 μ V	0,01 Hz – 150 Hz	Electrodo de superficie
Electromiograma	100 μ V – 5 mV	0,01 Hz – 10 KHz	Electrodos de aguja

Tabla 8.2. Rangos de señales biomédicas.

8.6.2. El corazón

El corazón es una bomba pulsatoria encargada de mantener el flujo sanguíneo a la presión y caudal necesarios. Este órgano se compone de cuatro cámaras dos superiores (aurículas) y dos inferiores (ventrículos) comunicadas por dos válvulas. Para mantener el flujo sanguíneo se contrae rítmicamente dando lugar al ciclo cardíaco, de este modo, es la contractilidad de las fibras cardíacas la responsable del mantenimiento del flujo sanguíneo. Podemos, por tanto, considerar al corazón como un automatismo, ya que ciertas células especializadas, las del nódulo sinoauricular, en condiciones normales generan impulsos eléctricos responsables de la contracción rítmica y organizada del músculo cardíaco. Estos impulsos son conducidos por unas fibras especializadas y poco contráctiles, encargadas de distribuir y acondicionar estas señales hasta el músculo cardíaco.

Para entender la relación que existe entre los potenciales de acción generados en el corazón y el ECG, es necesario describir el ciclo cardíaco, por lo que haremos un brevísimo resumen.

Tradicionalmente el ciclo cardíaco se ha dividido en dos estados. Al comenzar la **diástole** las válvulas A-V se abren, fluyendo la sangre hacia los ventrículos, gracias a la diferencia de presión existente. Cuando el ventrículo está casi lleno, fluye algo de sangre hacia el corazón directamente desde las venas (**diástasis**). La última fase de la diástole es la **sístole auricular**

en la cual las aurículas se contraen, para que la sangre que aún queda en ellas pase a los ventrículos. La segunda fase del ciclo es la **sístole**, que comienza con una **contracción ventricular isométrica** (sin variación sensible de volumen) al mismo tiempo que se cierran las válvulas A-V, creciendo rápidamente la presión, hasta que alcanza un valor lo suficientemente alto como para abrir las válvulas aortica y pulmonar comenzando el **vaciamiento**, cuando la presión ya ha descendido la sangre sigue saliendo por contracción ventricular (**protodiástole**). Por ultimo tiene lugar la relajación isométrica, en la que se relajan las fibras ventriculares.

Para provocar la contracción de la aurícula y los ventrículos en las sístoles correspondientes, es necesaria la existencia de una fibras musculares en el corazón a las cuales llega el potencial de acción que provoca las contracciones, a este tipo de tejido se le denomina miocardio.

Para provocar la contracción rítmica del corazón es necesario, también la existencia de fibras especializadas en la conducción de potenciales desde la zona donde se originan (nódulo sinoauricular) hasta la zona muscular (miocardio).

El nódulo sinoauricular o nodo sinusal, localizado en la parte superior de la aurícula derecha, tiene la propiedad de ser autoexcitable, de tal forma que el potencial de acción generado en el nodo presenta el fenómeno de la despolarización diastólica, fenómeno que pasamos a describir.

El potencial de acción disminuye durante la repolarización hasta alcanzar un valor negativo, el potencial se recupera en ese momento, aumentando de forma prácticamente lineal hasta valores menos negativos, alcanzándose en un determinado momento el umbral de disparo, generándose un nuevo potencial de acción, repitiéndose este ciclo aproximadamente con una frecuencia de 1 Hz.

La secuencia de potenciales de acción generados en el nodo sinusal se propaga a las aurículas a través de fibras, provocando la contracción de estas. Además, los potenciales se desplazan hacia los ventrículos a través de las vías internodales hasta alcanzar el nodo auriculo-ventricular, en el que se produce el retardo necesario para decalar temporalmente la sístole auricular de la ventricular, permitiendo las contracciones rítmicas del corazón.

8.6.3. Relación ECG y potencial de acción.

Para poder establecer la relación entre el electrocardiograma y los potenciales de acción seria necesario modelizar el corazón, de tal forma que podamos obtener los potenciales extracelulares (medibles mediante electrodos en la piel) resultantes de los potenciales de acción cardiacos cuyo estudio permite la detección de anomalías cardiacas. Pero esto escapa a los propósitos de este trabajo, por lo que asumiremos el modelo de dipolo cardiaco sin justificar este modelo ni realizar una comparación con el resto de modelos.

Realmente la relación que obtenemos es entre la parte del electrocardiograma correspondiente a la sístole y diástole ventricular y el potencial de acción del miocardio.

En el electrocardiograma, es necesario distinguir entre la fase de despolarización del miocardio y la de repolarización. La despolarización dura aproximadamente 1 ms. en cada fibra y se propaga a una velocidad aproximada de 0.5 m/s, siendo por tanto la longitud de

onda resultante ser de 0.5 mm.; ello hace que el potencial recogido por un electrodo en la piel este lo suficientemente lejos de las células (epicardio) como para que no se vea apenas afectado por la forma exacta del potencial de acción. Dadas así las cosas cabe esperar que durante la fase de despolarización, en el electrocardiograma solo se refleje el valor máximo del potencial de acción que se presenta a nivel de la piel. En cuanto a la fase de repolarización sabemos que esta se produce en todo el miocardio, teniendo en cuenta además que la repolarización en cada fibra dura unos 100 ms., y asumiendo una velocidad de propagación similar a la de la despolarización, resulta una longitud de onda de unos 0.4 cm., por lo que los electrodos situados en el torso están lo suficientemente cerca de las fibras cardiacas como para registrar la forma exacta del potencial de acción. Así la señal que representa un ECG es una deflexión (la onda T) que dependerá de estos dos factores.

8.6.4. Derivaciones electrocardiograficas.

La posición de los electrodos sobre la piel se denomina derivación, dando como consecuencia que señales de ECG de diferentes derivaciones presenten formas de onda distintas, podríamos pensar que existen infinitas derivaciones pero solo unas pocas presentan interés clínico.

- Derivaciones de extremidades.

Cronológicamente las más antiguas, existen tres derivaciones de este tipo; los puntos de medida son los que se indican en la tabla 8.3.

	Terminal positivo	Terminal negativo
Derivación I	Brazo izquierdo	Brazo derecho
Derivación II	Pierna izquierda	Brazo derecho
Derivación III	Pierna izquierda	Brazo izquierdo

Tabla 8.3. Derivaciones de extremidades.

- Derivaciones de extremidades aumentadas.

Estas derivaciones de extremidades aumentadas, utilizan los tres mismos puntos que las anteriores, para los terminales positivos; mientras que como terminal negativo se emplea un punto promedio, existen tres derivaciones de este tipo, como se muestra en la tabla 8.4.

	Terminal Positivo	Terminal negativo
Der aVR	Brazo Derecho	Intermedio entre Brazo y Pierna Izquierda
Der aVL	Brazo Izquierdo	Intermedio entre Pierna Izq. y Brazo Der
Der aVF	Pierna Izquierda	Intermedio entre Brazo Der e Izq.

Tabla 8.4. Derivaciones de extremidades aumentadas.

- Derivaciones precordiales.

En las derivaciones precordiales uno de los electrodos, llamado explorador, se sitúa en una zona del hemotorax cerca del corazón mientras que el otro se sitúa muy lejos del corazón.

Al punto que situamos alejado, idealmente en el infinito, se le denomina punto central terminal de Wilson, este punto central es el punto común de tres resistencias de $5K\Omega$ cuyos extremos opuestos se conectan a la pierna izquierda, brazo izquierdo y brazo derecho respectivamente.

8.6.5. Descripción del electrocardiograma standard.

Para estudiar la forma de onda y el espectro frecuencial del ECG, deberemos elegir una de las derivaciones que hemos explicado como base de estudio, siendo los resultados extrapolables al resto de derivaciones dada la fuerte correlación que existe entre ellas. Elegiremos la derivación I dado que es una de las más empleada en cardiología.

- Descripción del ECG normal.

Podemos apreciar en la figura 8.5 un ciclo cardiaco completo correspondiente a una persona sin ninguna patología cardiaca. Cada una de las letras identifica a los lóbulos del ECG, que también reciben el nombre de ondas.

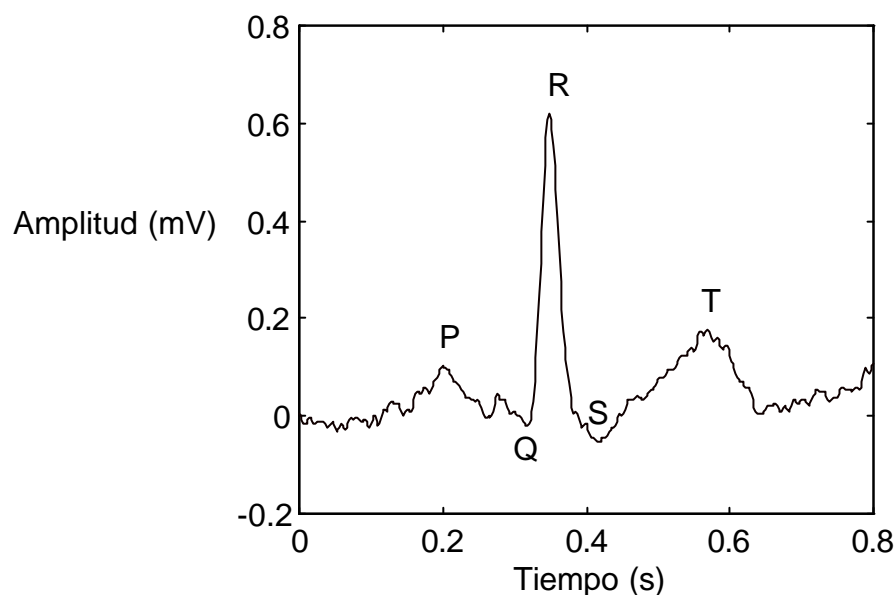


Figura 8.5. ECG de una persona sana.

La primera onda que aparece en un ECG normal es la onda P, que es consecuencia de la actividad eléctrica que precede a la contracción de fibras de las aurículas durante la sístole auricular. Su amplitud tan baja se debe a que las fibras que la provocan existen en un número muy inferior a las del miocardio, responsables del resto de ondas; esta onda tiene una duración típica de 100 ms. Aproximadamente unos 100 ms después del final de la sístole auricular comienza la despolarización de las fibras del miocardio. Durante el periodo comprendido entre el final de la repolarización auricular y el principio de la despolarización ventricular (segmento P-R), la actividad eléctrica cardiaca se limita a un conjunto de fibras especializadas, no apreciándose potenciales al nivel de la piel.

La contracción de las fibras ventriculares produce tres ondas en el registro de derivación I del ECG. La primera es la onda Q, de muy baja amplitud y polaridad negativa. La segunda es

la onda R de gran amplitud frente a las otras y de polaridad inversa a la anterior. La última, la onda S semejante a la onda Q pero de amplitud ligeramente mayor. Estas tres ondas forman el complejo QRS cuya duración total es aproximadamente de 70 ms. Tal y como se aprecia en la figura, aproximadamente 210 ms después de comenzar la despolarización ventricular tiene lugar la repolarización, esto provoca la aparición de una onda T de mayor amplitud que la onda P y de la misma polaridad que la onda R. Por último apreciamos que más de la mitad del ECG (final de la onda T a principio de la onda P) está formado por una línea horizontal, denominada línea base que se corresponde a las fases isoeléctricas del ciclo cardiaco.

- Espectro de frecuencias del ECG standard.

El ancho de banda de un ECG standard es de unas pocas decenas de Hz, la frecuencia fundamental es de un valor aproximado de 1 Hz y el contenido en armónicos va disminuyendo hasta ser despreciable a partir de los 60 Hz.

En condiciones normales podemos afirmar que el espectro de frecuencias de un ECG normal se extiende hasta los 150 Hz aproximadamente. En cuanto a amplitud, el nivel captado en la piel del complejo QRS es del orden de 1 mV.

8.6.6. Objetivo de la práctica.

Se pretende desarrollar un programa en MATLAB que tenga como entrada un registro cardiográfico cualquiera y sea capaz de discernir entre un registro de una persona sana y otro patológico, indicando el tipo de patología posible y una idea de su gravedad.

Para ello, y con el fin de diseñar el programa y comprobar que funciona correctamente, se proporcionan los ficheros muestreados a 500 Hz: sano (ecg normal), arlev (arritmia leve), argrav (arritmia grave), isqlev (isquemia leve), isqgrav (isquemia grave), taqlev (taquicardia leve) y taqgrav (taquicardia grave).