**Práctica 3. Señales electrocardiográficas (ECG) II: Análisis de las señales ECG como herramienta de ayuda al diagnóstico**

**Grupo: Puesto de trabajo nº:**

**Alumno 1:**

**Alumno 2:**

**Alumno 3:**

1. **Introducción.**

La fibrilación auricular (FA) es un problema creciente de salud pública debido al envejecimiento de la población. La prevalencia estimada de FA es del 0.4-1% en la población general, pero aumenta con la edad hasta el 8% en personas de 80 años o más. La FA es una de las principales causas de morbimortalidad, y aumenta el riesgo de muerte, insuficiencia cardiaca congestiva y fenómenos embólico, incluido el accidente cerebrovascular.

De acuerdo con las directrices del American College of Cardiology, American Heart Association y European Society of Cardiology, la FA se puede categorizar en 5 subclases:

|  |  |
| --- | --- |
| **Categoría** | **Características** |
| Aislada | Sólo un episodio diagnosticado, sin evidencia de enfermedad cardiopulmonar de base |
| Recurrente | Cuando se experimentan un nuevo episodio de FA teniendo registrado un evento previo |
| Paroxística | Episodio recurrentes que se autolimitan |
| Persistente | Episodios de FA que no ceden con terapia farmacológica y ameritan cardioversión eléctrica, revirtiendo exitosamente con esta |
| Permanente | Episodio de FA que no cede con terapia farmacológica ni eléctrica |

La FA ocurre cuando existen múltiples impulsos eléctricos dentro de la aurícula, dando lugar a unos latidos auriculares descoordinados y desorganizados. Esta actividad eléctrica rápida se propaga hacia al nodo auriculoventricular causando impulsos que entran al sistema de conducción ventricular en los puntos irregulares, generando así unos intervalos R-R irregulares. Se caracteriza por ausencia de la onda P, en su defecto son reemplazados por las onda “f”, las cuales no presentan patrones de señales. Es decir, las ondas “f” que aparecen en el intervalo R-R de cada paciente pueden presentar morfologías diferentes. La ausencia de la onda P también implica que no se puede medir el intervalo P-R.

En esta práctica se realizará un estudio comparativo del registro de ECG adquirido en grupos de control (sujetos sanos) y en pacientes con fibrilación auricular con el fin de determinar aquellos parámetros que permitieran discriminar los pacientes de FA de los grupos de control. Para ello, se va utilizar la base de datos PTBDB (12 derivaciones) y IAFDB (sólo se han adquirido tres señales ECG no-invasivas: derivación II, AVF, V1) de las señales ECG que están disponibles en Physionet. La frecuencia de muestreo de ambas bases de datos era de 1000 Hz. Dada la diferencia en los protocolos de registro utilizados, sólo se podrán estudiar las tres derivaciones comunes en ambas bases de datos. Estas son la derivación II, AVF y V1. Para simplificar la cantidad de datos a analizar, **sólo se va analizar la derivación II** de ambas bases de datos para hallar diferencias significativas de las señales ECG adquiridas en los grupos de control y en pacientes con FA. Para ello, se ha utilizado la función ‘*rdsamp’* del toolbox WFDB para leer la derivación II corresponde al canal 2 en la base de datos PTBDB y al canal 1 en la base de datos IAFDB y se ha guardado los registros de ECG en un fichero .mat. Cada fichero .mat contiene 3 variables: vector de tiempo *tm*, registro de ECG *sig* y frecuencia de muestreo *fs*.

1. **Trabajo previo**

2.1 En el laboratorio se proporcionará un algoritmo “pwaves.m” que permite identificar la onda P y la onda R de cada latido en el registro de ECG. Para la detección de la onda R, se ha empleado el algoritmo Pan-Tompkins utilizado en la práctica anterior. Una vez hallado la onda R, se define la onda P como el valor máximo en la ventana anterior al complejo QRS de cada latido, específicamente, se buscará el valor máximo en la ventana de análisis (PAMP) que extiende desde 275 ms hasta 90 ms antes de la onda R. El algoritmo calcula además la amplitud de la línea isoeléctrica (ISOAMP, percentil 25 de la ventana de análisis definida anteriormente) de cada latido para reducir el error debido a la fluctuación de la línea basal. Finalmente dicho algoritmo también determina los N latidos contenidos en la señal de ECG objeto de estudio (parámetro de salida: ***beat***).

Function [indP,indR,ISOamp,beat, tm,signalfilt]=pwaves(tm,signal)

% indP: instante de tiempo en el que se ha localizado el valor máximo en la onda P, es decir, en la ventana (indR-275ms:indR-90ms) (expresado en muestras)

% indR: instante de tiempo en el que se ha localizado la onda R (expresado en muestras)

% ISOamp: la amplitud de la línea isoeléctrica de cada latido cardiaco

% beat (dimensión 701xN): los N latidos identificados en el registro extendiendo de 275 ms antes al 425 ms después de cada latido. Cada columna de la variable corresponde a un latido cardiaco. La matriz tiene una dimensión de 701xN.

% tm: vector de tiempo

% signalfilt: señal ECG filtrada (paso bajo en 35 Hz)

Se pide:

Desarrollo de un algoritmo en Matlab que permita leer el fichero de tipo .mat y realizar el análisis que se indica más adelante. El parámetro de entrada ‘pacfile’ es el nombre de fichero que se desea analizar, y el parámetro de salida del algoritmo es un vector fila llamado “*data*” que contiene los 4 parámetros a calcular en el siguiente orden: .

Function data=P3\_SB(pacfile)

Dicho algoritmo además permite determinar la amplitud de la onda R de cada latido (RAMP(n)), la amplitud media de las ondas R (), así como la variabilidad del intervalo R-R (VARR-R) del registro en análisis. Para ello, se calculará tanto la media como la desviación típica del intervalo R-R.



Donde *indR* es el instante de tiempo (expresado en muestras) en el que se ha localizado el valor máximo en la onda R, *ISOamp* es la amplitud de la línea isoeléctrica de cada latido cardiaco, siendo ambos parámetros obtenidos mediante la función “*pwaves.m”* anteriormente citada. ECG es la señal ECG objeto de estudio.  es la amplitud promedio de la onda R de las N latidos detectados en la señal ECG.

Análogamente el algoritmo calculará la amplitud de la onda P de cada latido (PAMP(n)), la amplitud media de la onda P (), asimismo el ratio de la amplitud media de la onda P respecto a la amplitud media de la onda R (RatioP-R).



Donde *indP* es el instante de tiempo (expresado en muestras) en el que se ha localizado el valor máximo en la onda P obtenido mediante la función “*pwaves.m”* anteriormente citada.  es la amplitud promedio de la onda P de los N latidos detecteados en la señal ECG.

Por otro lado, también se desea analizar la variabilidad (desviación típica/media\*100, en %) del intervalo de tiempo entre la amplitud máxima de la onda P y la onda R (tPpeak‑R)



Donde *fm*=1000 Hz es la frecuencia de muestreo, *indP* y *indR* instante de tiempo (expresado en muestras) en el que se ha identificado la onda P y la onda R obtenido por el algoritmo “*pwaves.m*”.

Hallar el latido promedio () a partir de la variable “*beat*” que contiene los N latidos de la señal ECG en análisis. Asimismo determine la amplitud de la línea isoeléctrica (), la amplitud de la onda P (), y la de la onda R () en el latido promedio , donde la onda P se define como el valor máximo de la ventana análisis que se extiende desde 275 ms al 90 ms antes de la onda R, y la línea isoeléctrica se define como percentil 25 de la ventana de análisis definida anteriormente. En el caso de que la onda R del latido promedio esté localizada antes de 275 ms desde el inicio, la ventana de análisis se extiende desde el inicio al 90 ms antes de la onda R.



**Para la implementación del código, pueden utilizar los siguientes comandos de Matlab:**

* *mean*: realiza la media de un conjunto de datos
* *std*: calcula la desviación típica de un conjunto de datos
* *max*: calcula el valor máximo de un conjunto de datos
* *prctile*: calcula el percentil de un conjunto de datos. i.e, *prc95*=*prctile*(*X*,95) devuelve el percentil 95 del vector *X*, es decir, el 95% de los datos del vector X son menores que el valor de ‘*prc95’*.
* *diff*: realiza la diferencia entre dos elementos consecutivos de un vector. i.e, *diff*(*x*)=*x*[*k+1*]-*x*[*k*], k=1…K donde *K* es el tamaño del vector *x*
* *xlsread: importar datos desde Excel*
* *boxplot: Gráfico múltiple de cajas y bigotes*

1. **Desarrollo de la práctica**

3.1 Lectura de los **primeros 50 s** del fichero **s0531\_re.mat** del paciente 279 de la base de datos ptbdb, y obtención de los instantes de tiempo que se han identificado las ondas P y R. Representación gráfica de la señal de ECG en función del tiempo junto la onda P, R detectada (marcado con círculo rojo y cruz rojo respectivamente).

3.2 Lectura de los primeros 50 s del fichero **iaf1\_svc.mat** de la base de datos iafdb, y obtención de los instantes de tiempo que se han identificado las ondas P y R. Representación gráfica de la señal de ECG en función del tiempo junto la onda P, R detectada (marcado con círculo rojo y cruz rojo respectivamente).

3.3 Obtención de los parámetros de la señal ECG de los grupos de control y de los pacientes con fibrilación auricular y cumplimentación de las tablas1 y 2 en **Excel**. Pueden utilizar la función “xlswrite” para exportar los resultados de Matlab a Excel, i.e, xlswrite(‘D:\SB\_P3\FA.xlsx’,data,’FA’,’C2’) escribirá el *arrray* data (vector fila de 1x4 que contiene los 4 parámetros estimados de un paciente) de la celda C2 a F2 en hoja de Excel “FA” en el directorio indicado.

Tabla 1. Parámetros de la señal ECG para el grupo de control

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Control  Pac | Fichero | T (s) | VARR-R (%) | RATIOP-R | VAR\_tPpeak-R (%) | RATIO2P-R | Grupo |
| 279 | s0531\_re | 50 | 6.5049 | 0.2002 | 0.9260 | 0.2187 | 1 |
| 284 | S0543\_re | 50 | 3.4001 | 0.0744 | 0.6487 | 0.0787 | 1 |
| 169 | S0328lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 170 | S0274lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 172 | S0304lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 173 | S0305lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 174 | S0300lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 180 | S0374lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 182 | S0308lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 185 | S0336lre | 50 |  |  |  |  | 1 |
| 266 | S0502\_re | 50 |  |  |  |  | 1 |

Tabla 2. Parámetros de la señal ECG para el grupo de paciente con fibrilación

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| FA  Fichero | T (s) | VARR-R (%) | RATIOP-R | VAR\_tPpeak-R (%) | RATIO2P-R | Grupo |
| iaf1\_svc | 50 | 22.0615 | 0.1044 | 34.8236 | 0.0152 | 2 |
| iaf2\_svc | 50 |  |  |  |  | 2 |
| iaf3\_svc | 50 |  |  |  |  | 2 |
| iaf4\_afw | 50 |  |  |  |  | 2 |
| iaf6\_svc | 49 |  |  |  |  | 2 |

3.3 Utilice la función ‘xlsread’ para leer los datos de la tabla 1 y la tabla 2, y crea una única matriz que contiene la información tanto del grupo de control como de los pacientes con FA. Dibuje el gráfico múltiple de caja y bigotes (box and whisker plot) de cada uno de los parámetros en una única figura (con 4 subfiguras en el formato que se indica a continuación) para ver si ambos grupos presentan el mismo comportamiento (grupo de control vs. Pacientes con fibrilación auricular). Comente los resultados sobre la diferencia de la distribución de dichas variables, y que características podrían ser utilizados para diseñar un clasificador para diferenciar ambos grupos.

Nota: Suponiendo que los datos de la tabla 1 y la tabla 2 está contenidos en la celda C2:G17 de la hoja ‘FA’ del fichero excel con el siguiente directorio: D:\SB\_P3\FA.xlsx. De la columna C a la columna F corresponde a los parámetros VARR-R (%), RATIOP-R, VAR\_tPpeak-R (%) y RATIO2P-R respectivamente. La columna G es el grupo al que pertenece cada paciente, Grupo=1 si es un paciente sano y Grupo=2 si se trata de un paciente con fibrilación auricular.

Data=xlsread(‘D:\SB\_P3\FA.xlsx’,’FA’,’C2:G17’);

boxplot(Data(:,i), Data(:,5)) ∀ i=1…4

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **VARR-R** |  | **RATIOP-R** |
| **VAR\_tPpeak-R** |  | **RATIO2P-R** |

Comentarios sobre estas características para diseñar el clasificador que permite discriminar el grupo de control y los pacientes con FA.

4. Adjunte el algoritmo implementado para el cálculo de las variables.