

ANEXOS

Anexo A

Conjunto de datos a analizar

A.1. Datos de sujetos sanos

A.1.1. Sujetos

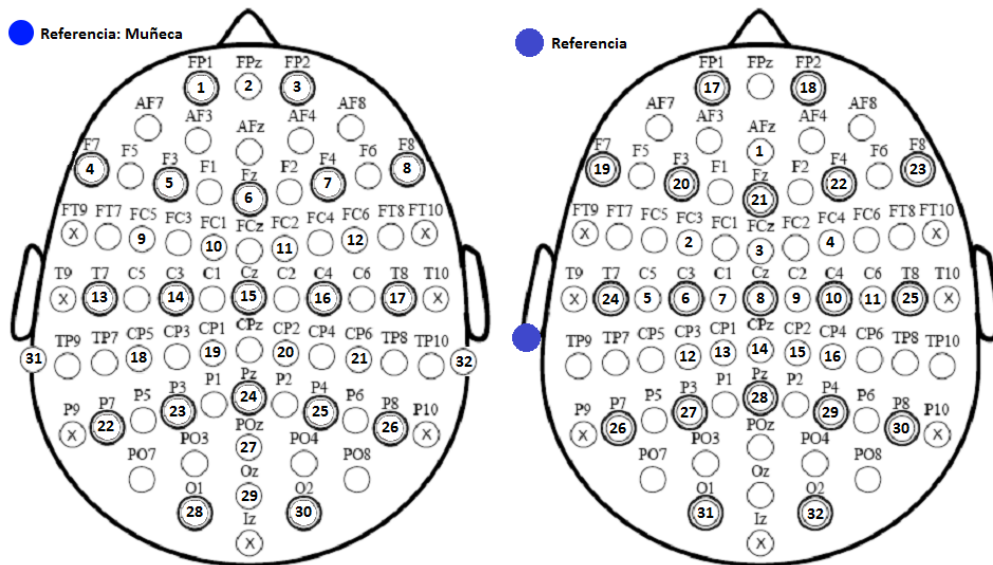
En este estudio, que tuvo lugar en Bit&Brain Technologies, Zaragoza, participaron diez voluntarios (seis hombres y cuatro mujeres) de una edad media de 26.4 ± 4.8 años. Todos ellos eran sujetos sanos y sin ninguna anomalía neurológica conocida. El procedimiento experimental fue aprobado por el comité ético del proyecto HYPER.

A.1.2. Protocolo del experimento

El experimento consistió en una sesión de una duración aproximada de dos horas. Durante el experimento los sujetos se encontraban de pie frente a una pantalla, con su pie derecho presionando un interruptor colocado sobre el suelo. En esta sesión los sujetos realizaron diez bloques de diez ensayos. Cada uno de ellos se componía de dos partes: reposo y movimiento voluntario. La parte de reposo duraba 10 segundos durante los cuales se pedía al sujeto que no realizase ningún movimiento, relajase sus músculos y fijase sus mirada en un punto en la pantalla con el fin de evitar contaminar la señal medida con artefactos musculares y oculares. Tras estos 10 segundos aparecía en la pantalla una cruz, que indicaba que el sujeto podía comenzar su movimiento cuando quisiera, pero no antes de 1.5 segundos. Tras diez ensayos se realizaba un descanso de la duración deseada por el sujeto.

A.1.3. Adquisición de datos

El EEG fue grabado utilizando el amplificador TMSi REFA (TMSi, Enschede, los Países Bajos), con 32 canales colocados en Fp1, Fpz, Fp2, F7, F3, F4, F8, FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, Cz, C4, T8, CP5, Cp1, Cp2, Cp6, P7, P3, Pz, P4, P8, POz, O1, Oz, O2, siguiendo el sistema internacional 10/10 (ver Figura A.1a). La tierra fue colocada en la muñeca derecha. Además se colocaron dos electrodos en los lóbulos de las orejas cuya media fue usada como referencia. El interruptor colocado en el suelo fue utilizado para alinear los datos con cada comienzo del movimiento.



(a) Montaje del EEG para los datos de sujetos sanos y pacientes de ictus. (b) Montaje del EEG para los datos de pacientes de lesión medular.

Figura A.1: Montajes de EEG utilizados.

Tanto el EEG como la señal del interruptor fueron muestreados a 256 Hz. Además, el EEG fue filtrado mediante un filtro Butterworth de orden 4 y fase cero entre 0.05-60 Hz.

A.2. Datos de pacientes de ictus

A.2.1. Pacientes

En este estudio participaron cuatro pacientes de ictus (tres hombres, seis mujeres) de una edad de $59,7 \pm 11,3$ años. El experimento tuvo lugar en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBE-COM) de Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Rey Juan Carlos de Madrid. El procedimiento experimental fue aprobado por el comité ético del proyecto HYPER.

A.2.2. Protocolo del experimento

El protocolo del experimento es el mismo que el utilizado para los sujetos sanos (ver A.1.2).

A.2.3. Adquisición de datos

La adquisición del EEG se realizó de la misma forma y con el mismo equipo que en los sujetos sanos (ver Figura A.1a). Sin embargo, en este montaje no se utilizó un interruptor para alinear la señal. Para ello se utilizó el EMG (electromiograma, que mide la actividad eléctrica producida por los músculos).

A.3. Datos de pacientes de lesión medular incompleta

A.3.1. Pacientes

En este estudio participaron cuatro pacientes con lesión medular incompleta con edades comprendidas entre los 16 y 75 años. Todos ellos estaban en ese momento hospitalizados en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, donde tuvo lugar el estudio. Los pacientes fueron consecuentemente informados sobre el estudio y todos ellos dieron por escrito su consentimiento antes de comenzar. El procedimiento experimental fue aprobado por el Comité de Ética Asistencial de dicho Hospital.

A.3.2. Protocolo del experimento

El experimento consistió en una sesión de una duración aproximada de una hora cada una. Durante el experimento los pacientes estaban sentados en sus sillas de ruedas frente a una pantalla de ordenador. En esta sesión los pacientes realizaron cuatro bloques de 20 ensayos. En cada uno de ellos en la pantalla se mostraba una orden de "Reposo" durante intervalos aleatorios de entre 4 y 7 segundos, seguido por la palabra "Movimiento" que permanecía durante 3 segundos. De esta forma los pacientes debían descansar o realizar intentos de mover su mano (la elegida por el terapeuta en cada sujeto) siguiendo las órdenes que se mostraban en la pantalla.

A.3.3. Adquisición de datos

El EEG fueron grabado utilizando el sistema g.Tec (g.Tec GmbH, Graz, Austria), con 32 canales colocados en AFz, FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, FP1, FP2, F7, F3, Fz, F4, F8, T7, T8, P7, P3, Pz, P4, P8, O1 y O2 (conforme al sistema internacional 10/10), ver Figura A.1b. La tierra y los electrodos de referencia fueron colocados en FPz y en el lóbulo de oreja de la oreja izquierda respectivamente.

La señal grabada fue digitalizada con una frecuencia de muestreo de 256 Hz y filtrada mediante un filtro notch 50 Hz para eliminar las posibles interferencias de la red eléctrica.

Anexo B

Artefactos

Los artefactos son potenciales que aparecen en la señal medida y que pueden distorsionar la señal que realmente queremos utilizar. Éstos pueden ser de origen cerebral, producidos por una actividad distinta a la que en ese momento queremos observar, aunque los más comunes suelen ser de origen ocular o muscular, por ejemplo parpadeos.

Anexo C

Clasificador LDA

El LDA o análisis de discriminación lineal es un clasificador que busca encontrar una combinación lineal de las características que separe dos o más clases. En otras palabras, el clasificador crea un hiperplano que separe los datos de las distintas clases. Para ello el clasificador supone que los datos tienen distribución gaussiana y una matriz de covarianza igual para ambas clases.

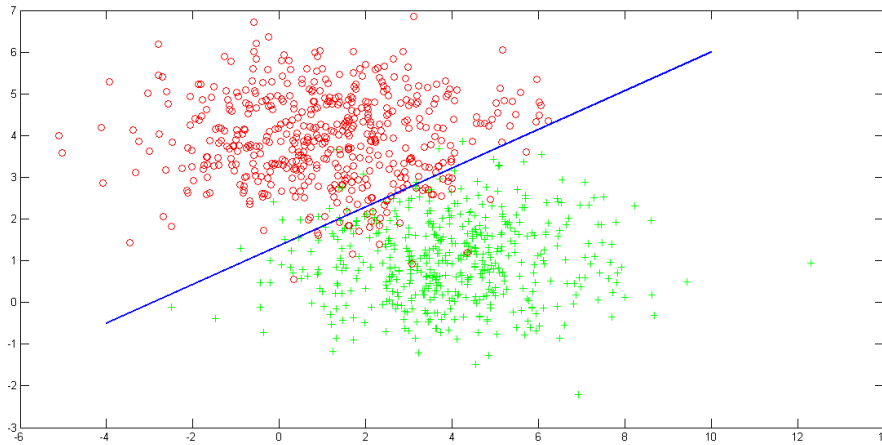


Figura C.1: Ejemplo del hiperplano de dos variables creado por LDA.

Por lo que la función de densidad multivariante de los datos de cada clase está definida por:

$$f_k(x) = \frac{1}{(2\pi)^{p/2} |\Sigma_k|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(x-\mu_k)^T \Sigma_k^{-1} (x-\mu_k)} \quad (\text{C.1})$$

donde Σ_k es la matriz de covarianza, k las distintas clases, μ_1 la media de cada clase y p el numero de datos de que disponemos.

Así pues, maximizando esta función, maximizamos la probabilidad de que dicha variable aleatoria pertenezca su clase.

En el caso concreto de dos clases el clasificador queda de la siguiente forma:

El conjunto de variables (características) pertenecen a la clase 1 cuando:

$$a_0 + \sum_p^{j=1} a_j x_j > 0 \quad (\text{C.2})$$

y a la clase 2 en cualquier otro caso, donde:

$$a_0 = \log \frac{\Pi_1}{\Pi_2} - \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2) \quad (\text{C.3})$$

$$(a_1, a_2, \dots, a_p) = \Sigma^{-1}(\mu_1 - \mu_2) \quad (\text{C.4})$$

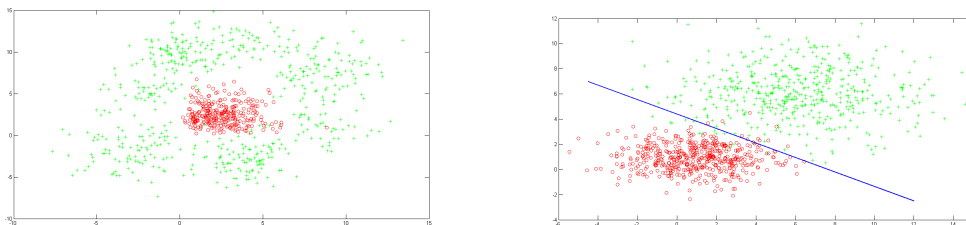
siendo Σ_k es la matriz de covarianza, k las distintas clases, μ_1 la media de cada clase, p el numero de datos de que disponemos y Π la probabilidad a priori de cada clase, o lo que es lo mismo, la proporción de elementos existente en cada clase.

Anexo D

Clasificador SVM

Las SVM, maquinas de soporte vectorial (Support Vector Machines) son un método de aprendizaje supervisado que busca un hiperplano que separe ambas clases. Para ello busca el hiperplano que maximice la distancia entre puntos de entrenamiento más cercanos.

Como este clasificador permite crear fronteras de decisión no lineales utilizando funciones kernel como podemos apreciar en el ejemplo siguiente:



(a) Ejemplo de dos clases de datos no separables linealmente (b) Nueva distribución de las clases, ahora si separables linealmente.

Figura D.1: Ejemplo de funcionamiento de un clasificador SVM.

En la figura D.1a podemos observar dos distribuciones, no separables mediante una frontera lineal. Así pues, el clasificador SVM, a través de las funciones Kernel, mapea en un espacio de muchas dimensiones en el que las clases son separables linealmente como vemos en la figura D.1b.

Anexo E

Filtrado por hardware

Los datos de que disponemos (sujetos sanos y pacientes de ictus), han sido filtrados previamente mediante un filtro hardware Butterworth (0.05-60) Hz de orden 4 y fase cero. En la figura E.1 podemos observar el comportamiento de los siguientes filtros. Si nos fijamos en la respuesta en ganancia del filtro elíptico (0.05-1) Hz (línea azul), vemos que la banda de paso del filtro es modificada sustancialmente por el filtro hardware, Butterworth (0.05-60) Hz de orden 4 (línea marrón). Es por ello que el filtro elíptico (0.05-1) Hz no será objeto de estudio en este trabajo.

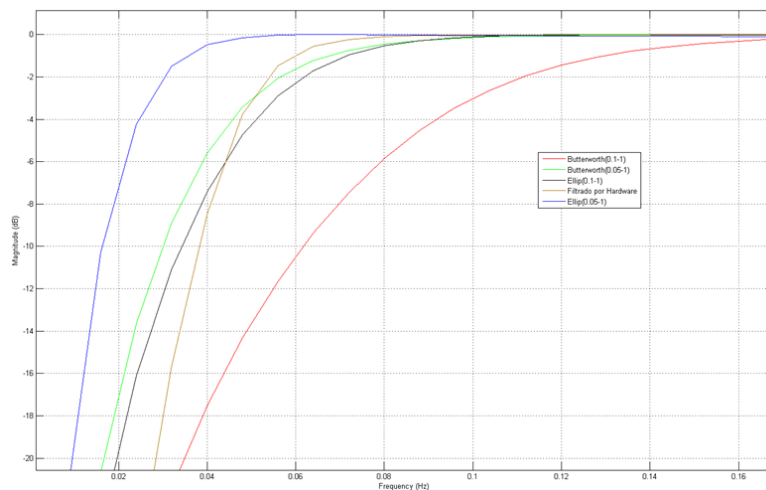


Figura E.1: Respuesta del filtro Hardware y filtros estudiados

Anexo F

Diagrama de Bode. Chebyshev II

La Figura F.1 en la que se muestra como afecta al comportamiento del filtro el valor del límite superior de frecuencia. En ella podemos observar que, para el valor del límite superior de frecuencia asignado, el filtro atenúa 10 dB, que es el valor del rizado de banda de rechazo del filtro utilizado. Es por ello que, para filtrar la señal entre (0.05-1) Hz debemos utilizar valores superiores a 1 Hz como por ejemplo 3 Hz (línea roja en la Figura F.1)

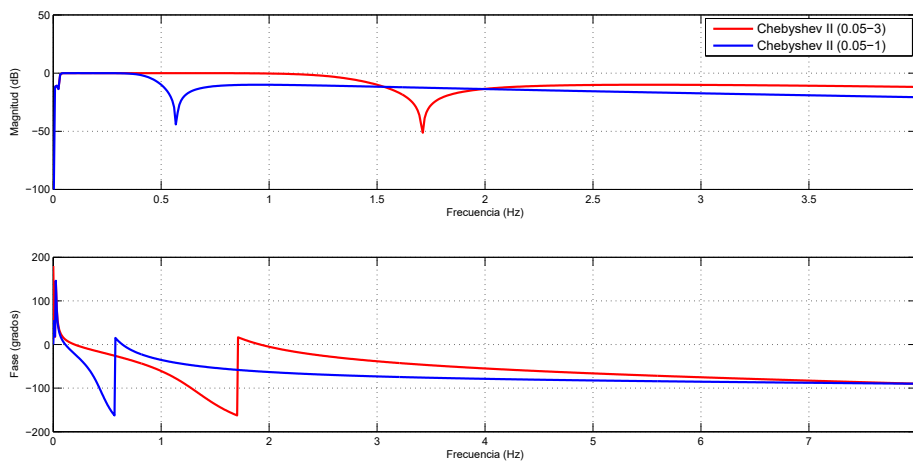


Figura F.1: Diagrama de Bode de un Filtro Chebyshev II

Anexo G

Rizados filtro Elíptico

G.1. Filtrado causal

Para utilizar un filtro elíptico debemos ajustar, además del ancho de la banda de paso y el orden, el rizado que deseamos que tengan la banda de paso (R_p) y la banda de rechazo (R_s). Para ello partimos de un filtro elíptico (0.1-1) Hz de orden 2.

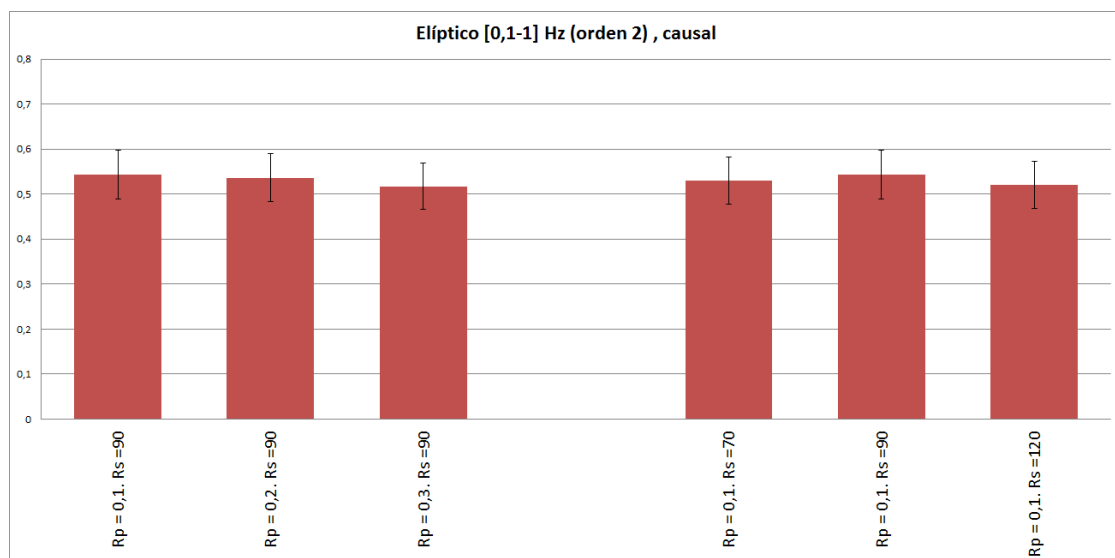


Figura G.1: Filtro elíptico causal. Rizados

En la figura G.1 observamos que los rizados con los que mejores resultados de clasificación obtenemos son $R_s = 90$ y $R_p = 0.1$.

G.2. Filtrado no causal

Operando de la misma manera, mediante el filtrado no causal obtenemos:

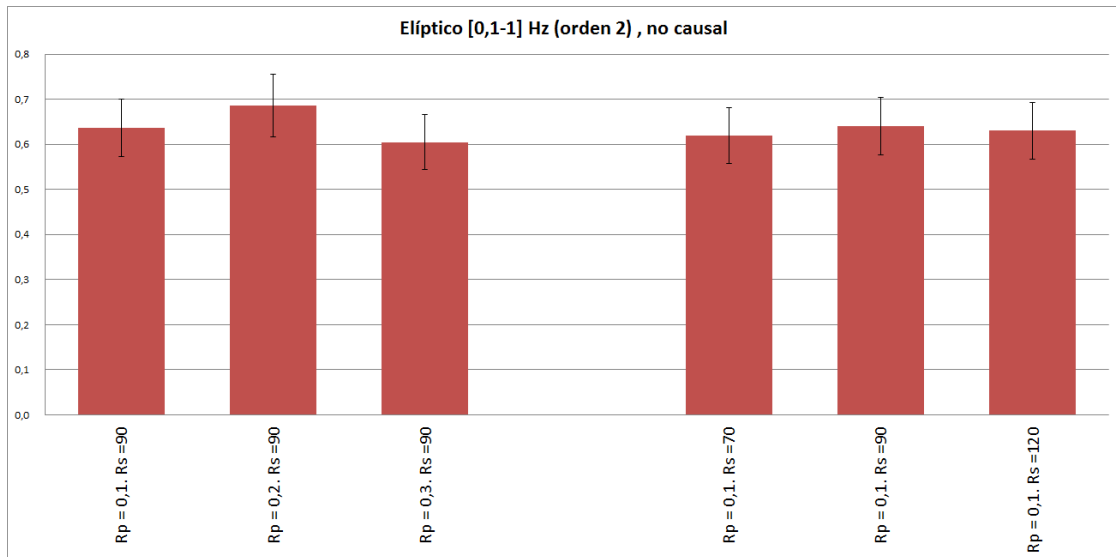


Figura G.2: Filtro elíptico causal. Rizados

En la figura G.2 observamos que los rizados con los que mejores resultados de clasificación obtenemos son $R_s = 90$ y $R_p = 0.2$.

Anexo H

Rizados filtro Chebyshev

H.1. Filtrado causal

Para utilizar un filtro elíptico debemos ajustar, además del ancho de la banda de paso y el orden, el rizado que deseamos que tengan la banda de paso (R_p) y la banda de rechazo (R_s). Para ello partimos de un filtro elíptico (0.1-1) Hz de orden 2.

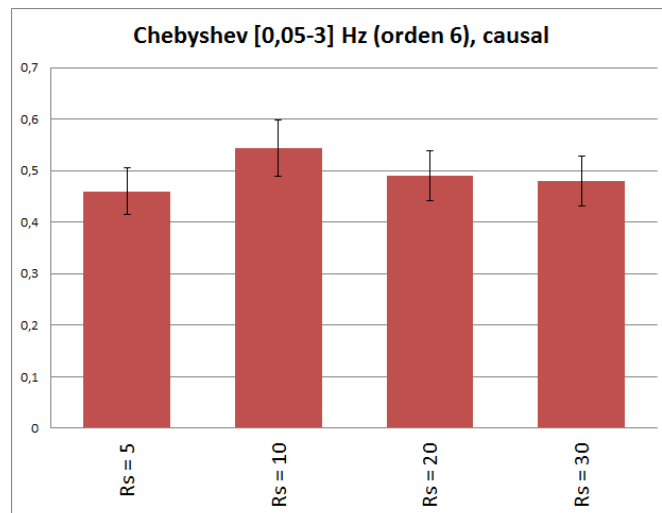


Figura H.1: Filtro Chebyshev causal. Rizados

En la figura G.1 observamos que los rizados con los que mejores resultados de clasificación obtenemos son $R_s = 90$ y $R_p = 0.1$.

H.2. Filtrado no causal

Por su parte los resultados obtenidos en el ajuste del valor de rizado de la banda de rechazo para el filtrado causal han sido:

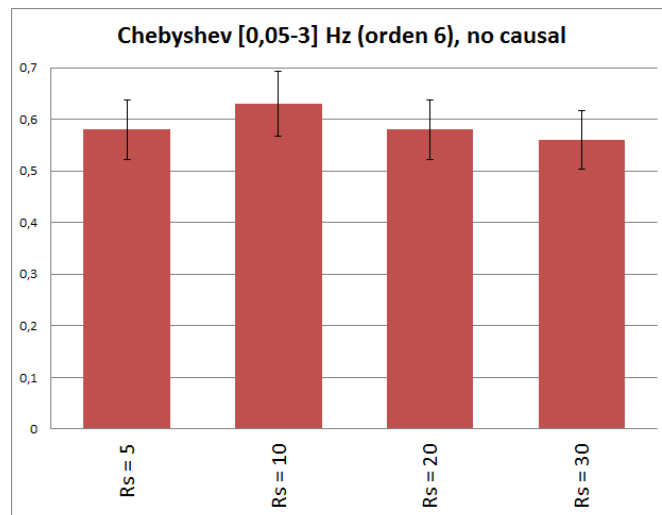


Figura H.2: Filtro Chebyshev no causal. Rizados