



Universidad
Zaragoza



Tesis de Máster
Máster en Ingeniería Electrónica
POP en Ingeniería de Telecomunicación
Curso 2010-2011

Investigación del Funcionamiento de
Electrodos Secos y Gorro de Diseño
Propio contra Gorro Comercial con
Electrodos Húmedos Aplicando Filtros CSP
a Tareas de Movimiento.

Pedro Vas Veá-Murguía

Junio 2011

Director: Javier Mínguez Zafra.

Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas
Centro Politécnico Superior
Universidad de Zaragoza.

Investigación del Funcionamiento de Electroodos Secos y Gorro de Diseño Propio contra Gorro Comercial con Electroodos Húmedos Aplicando Filtros CSP a Tareas de Movimiento.

RESUMEN

BCI (Brain Computer Interface) es una tecnología relativamente nueva que se basa en el registro y análisis de las señales eléctricas que se producen en el cerebro (electroencefalograma, EEG). Una vez adquiridas y analizadas se pueden utilizar para diferentes propósitos y utilidades.

La adquisición de estas señales se realiza usualmente a través de electroodos que requieren de una preparación previa con la aplicación de geles, molesta en tiempo, y por tener que poner productos en el cabello. Hay otro tipo de electroodos, estos secos y que no requieren preparación previa, pero que tienen un coste muy alto comercialmente. Esto convierte BCI en una tecnología muy costosa como para poder realizar aplicaciones a un precio de mercado asequible.

En esta tesis fin de máster se presenta la construcción de un gorro de electroodos secos de bajo coste. Además se realiza una evaluación posterior en la que se comparan los resultados obtenidos por éste ejecutando un protocolo de experimentación basado en efectos motores, con los obtenidos con un gorro comercial de electroodos húmedos.

Para este tipo de experimentación se ha implementado un algoritmo CSP (Common Spatial Patterns) que mejora la separabilidad de clases, maximizando/minimizando varianza.

Para la evaluación se aplica el coeficiente de determinación R^2 con el objetivo de conocer la diferenciabilidad entre las señales grabadas en los experimentos. Además se realiza una clasificación mediante el algoritmo LDA que nos muestra el nivel de discriminación entre esas señales.

Contenido

1. Introducción.....	3
1.1 Tecnología BCI.....	3
1.2 Motivación del proyecto.....	4
1.3 Alcance del proyecto y organización del documento.....	4
2. Diseño del gorro EEG seco.....	6
2.1 Diseño electrónico de los electrodos.....	6
2.2 Pre-evaluación visual de los electrodos.....	7
2.3 Diseño gorro.....	10
3. Experimentación y tratamiento de datos.....	12
3.1 Protocolo de experimentación.....	12
3.2 Tratamiento de datos.....	14
4. Resultados.....	17
4.1 Evaluación de las señales registradas con el gorro de gTec de electrodos húmedos.....	17
4.2 Evaluación de las señales registradas con el gorro propio de electrodos secos.....	24
4.3 Clasificación.....	26
4.4 Comparación.....	27
5. Conclusiones.....	29
6. Bibliografía.....	30

1. Introducción.

1.1 Tecnología BCI.

¿Qué es BCI?

Brain Computer Interface (BCI) es una tecnología relativamente nueva, pero con multitud de aplicaciones potenciales. En la actualidad esta tecnología no está lo suficientemente desarrollada y no es lo suficientemente precisa, rápida y barata como para tener muchas aplicaciones comerciales. Además en muchos de los casos actuales de experimentos con BCI el usuario tiene que emplear una gran cantidad de tiempo en realizar diferentes entrenamientos para conseguir buenos resultados. Pero en un futuro no muy lejano, cuando la investigación y desarrollo haga la tecnología más rápida, precisa, barata y fácil un gran número de aplicaciones podrán ser desarrolladas. Actualmente uno de los campos que más lo requieren es el de la ayuda a los discapacitados, aunque también hay muchos otros interesados en que se mejore BCI, aunque con distintos propósitos, como la industria de los videojuegos, o la industria militar.

Algunos ejemplos de su uso son la posibilidad de mover una silla de ruedas para gente con parálisis total o parcial con la única ayuda del pensamiento, o en los otros campos la posibilidad de mover un robot, un avión, cualquier otro vehículo, o un personaje de un video juego con la actividad cerebral producida por el pensamiento del usuario sin necesidad de ningún tipo de mando o controlador.

El electroencefalograma (EEG)

El electroencefalograma es el registro de la actividad eléctrica cerebral producida por los flujos de corrientes iónicas existentes entre neuronas. Existen principalmente dos técnicas de adquisición del EEG: invasivas y no invasivas. Las invasivas requieren de cirugía ya que localizan los electrodos directamente en contacto con el cerebro. En cambio en las no invasiva el registro de esta actividad se realiza por medio de electrodos que se colocan sobre el cuero cabelludo. En ambas técnicas el objetivo es medir los cambios de voltaje entre diferentes puntos, ya sea en el cerebro o en el cuero cabelludo.

Electrodos

En la actualidad existen diferentes tipos de electrodos, estos pueden ser activos o pasivos y húmedos o secos. La diferencia básica entre activos y pasivos es que los primeros requieren de circuitería interna que amplifique la señal recibida antes de enviarla por el cable a los amplificadores. Esto hace que las señales registradas por estos sean mucho más resistentes a las interferencias externas que en los pasivos, pero también por ello son más caros que estos últimos.

Por otro lado la diferencia entre electrodos secos y húmedos consiste en que los húmedos requieren de una preparación previa a la colocación y los secos no. Los electrodos secos siempre tienen que ser de tipo activo, para contrarrestar la alta impedancia de la piel, y su precio es mucho más elevado que el de los húmedos.

1.2 Motivación del proyecto.

Uno de los mayores problemas para la adquisición del EEG, es la preparación previa que requiere el cuero cabelludo. La duración de esta preparación puede variar entre 5 y 20 minutos, dependiendo del gorro y de si los electrodos que utilizamos son activos o pasivos. Además no solo es molesta en tiempo sino también porque es necesario aplicar productos en el pelo.

Por otro lado están los electrodos secos, estos no necesitan ningún tipo de preparación previa, pero tienen un coste muy elevado como para poder establecer un sistema comercial con salidas reales en el mercado.

Por ello el trabajo versa sobre el diseño y construcción de un gorro de electrodos secos de bajo coste. Así como la realización de unos experimentos que permitan evaluar y comparar con un gorro comercial de la marca gTec de electrodos húmedos activos. El amplificador utilizado tanto con el gorro seco como con el húmedo es el gUSBamp de gTec.

1.3 Alcance del proyecto y organización del documento.

El trabajo comenzó con una revisión bibliográfica para evaluar el estado del arte de los diferentes tipos de electrodos existentes, entre los que se encuentra el objeto de investigación, los electrodos secos, y las diferencias de

estos con los convencionales electrodos húmedos, tanto activos como pasivos. Esta revisión continuó realizándose durante todo el desarrollo del proyecto ya que también hubo que documentarse sobre otras partes del mismo como son los algoritmos Common Spatial Pattern (CSP), sus aplicaciones y efectos en las señales EEG registradas cuando se producen movimientos de manos y/o pies (efectos motores), o las mejores posiciones para la detección de estos.

Posteriormente se inició el diseño del Hardware, del que se hablará en la sección 2, tanto los electrodos secos como el gorro y la construcción del conjunto. Para ello se hizo una revisión de distintos existentes y se escogieron las ideas principales de cada uno que parecían más interesantes para llevar a cabo la construcción. Se encargaron las placas de circuito impreso y se realizó la implementación y soldado de uno de los electrodos. En una pre-evaluación visual de éste se comprobó que detectaba tanto del electromiograma (EMG) como del EEG. Posteriormente se continuó con la finalización del resto de electrodos y el montaje del gorro con estos en las posiciones definidas como mejores para la detección de efectos motores en el EEG.

A continuación se diseñaron las pruebas y experimentos que se iban a llevar a cabo, tanto con el gorro de gTec como con el gorro de electrodos secos, en los dos se realizaron el mismo tipo de pruebas para poder hacer una evaluación y comparación de funcionamiento del gorro seco, esto se tratará en profundidad en la sección 3 de este documento. En este mismo punto también se explica el tratamiento de datos realizado para la evaluación y la aplicación del algoritmo CSP.

En la sección 4 se realiza una evaluación, una clasificación y una comparación de los datos obtenidos en las pruebas y experimentos de ambos gorros. La evaluación de los datos se basó en el análisis de la diferenciabilidad entre pares de señales de clases distintas aplicando el coeficiente de determinación R^2 . Por otro lado para la clasificación se aplicó un algoritmo LDA con el objetivo de discriminar entre pares de señales de clases distintas. Además se utilizó una técnica de validación cruzada para reforzar los resultados de la clasificación.

Por último en la sección 5 se exponen las conclusiones.

2. Diseño del gorro EEG seco.

El mayor problema que hay para que los electrodos registren el EEG es la alta impedancia que tiene el conjunto cuero cabelludo + cabello que sumada a que las señales EEG son del orden de μV dificulta mucho su registro. En los electrodos húmedos la impedancia se minimiza con una preparación previa, que ha de realizar una persona experimentada. Si es el caso de los pasivos se tarda alrededor de 20 minutos en realizar la preparación que consiste en la aplicación de un gel abrasivo y uno conductor. En el caso de los activos solo es necesaria la aplicación del gel conductor y se tarda unos 5 minutos. Además la molestia por el tiempo es mayor cuando se tienen que realizar pruebas diferentes durante varios días. Esto ocurre habitualmente y hay que repetir el proceso de preparación cada vez que el sujeto tiene que ponerse el gorro. A parte de la molestia temporal, también existe la molestia que supone para muchos sujetos el tener que ponerse productos en el pelo.

Por ello se inició la investigación en electrodos secos que no necesiten preparación previa, estos tienen una alta impedancia de entrada que evita los problemas de alta impedancia del cuero cabelludo. Además se obtienen resultados similares a los de los electrodos húmedos en cuanto a las perturbaciones producidas por artefactos corporales, como pueda ser el parpadeo o la presión de la mandíbula y se evitan mejor las interferencias externas que produce, entre otros, la red eléctrica [1].

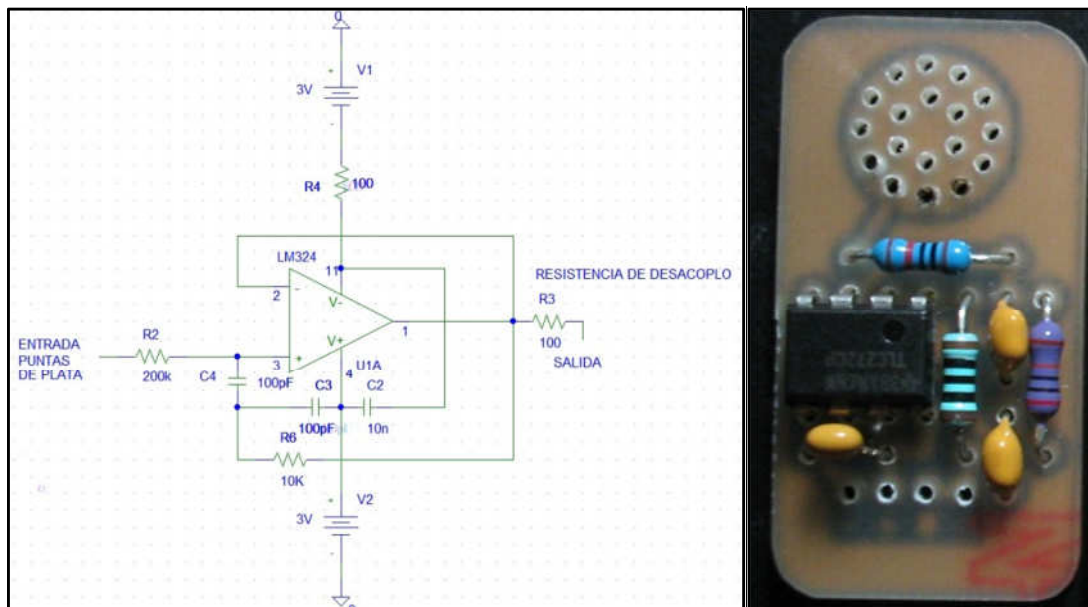
Para el diseño de los electrodos se consultaron diferentes fuentes, observando los electrodos ya existentes en el mercado [2, 3, 4, 5, 6]. De los diferentes diseños existentes se seleccionaron los más interesantes desde el punto de vista económico y de los resultados obtenidos [7].

Posteriormente se pensó en el tipo de experimentos que se iban a realizar y se construyó el gorro acorde a estos y a la forma de los electrodos creados.

2.1 Diseño electrónico de los electrodos.

El electrodo diseñado y posteriormente construido se basa en 18 patas de plata que sirven como contacto con la piel. Este material fue escogido por su gran conductividad [8]. El hecho de que haya un número elevado de estas es

debido a que por la existencia de cabello puede ser que alguna haga mal contacto o no llegue siquiera a contactar con la piel. Además con la colocación de este número de patas de la misma longitud y grosor, se reparte la fuerza entre varios puntos y se evita el dolor que podría producir una sola de ellas. Estas están todas contactadas entre si y por medio de la placa, a la entrada de un filtro paso bajo creado con un amplificador operacional. Este amplificador es de muy alta impedancia de entrada, de esta forma se minimiza el efecto de la impedancia del cuero cabelludo sin necesidad de geles conductores. Además entre la entrada al amplificador y la salida existe una etapa de resistencias y condensadores que actúa de filtro paso alto, y filtra frecuencias por encima de los 3KHz. La alimentación se realiza entre +3V y -3V. (Fig.1)



(Fig.1) Circuito implementado para la realización de los electrodos secos (izquierda). Imagen de electrodo seco construido a falta del soldado de las patas de plata (derecha).

2.2 Pre-evaluación visual de los electrodos.

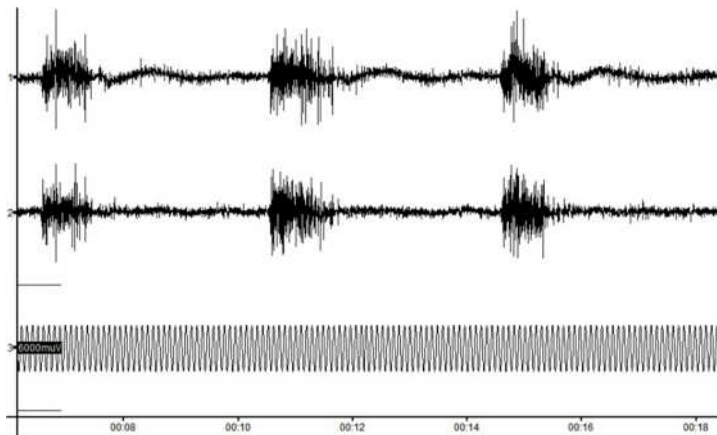
Con el primer electrodo construido se llevó a cabo una evaluación previa. Se habían realizado pruebas teóricas mediante Pspice pero antes de realizar la construcción del resto de electrodos se querían llevar a cabo algunas pruebas reales. Esta evaluación se llevó a cabo de forma visual, y en ella se observaron las señales registradas por un electrodo húmedo comercial a la vez que las señales registradas por el electrodo seco construido.

La primera prueba realizada fue la comparación de los resultados obtenidos entre el electrodo comercial de detección de EMG en un musculo del brazo y el electrodo propio, colocado en un lugar próximo para intentar obtener

las mismas señales (Fig.2). Previamente a la colocación del electrodo comercial hubo que preparar la piel del sujeto con gel abrasivo y para la sujeción del electrodo seco se utilizó una muñequera. Además se utilizó un generador de señales que produce a la salida una señal sinusoidal perfecta de frecuencia 10Hz. Esta se puede observar en el canal 3 y se utiliza para ver que el software de adquisición funciona correctamente. Esta primera prueba resulto exitosa ya que las señales registradas son muy similares (Fig.3).



(Fig.2) La colocación del electrodo seco se ha realizado por medio de una muñequera.



(Fig.3) Señal capturada por el electrodo propio (seco) (canal 1), Señal capturada por el electrodo comercial (húmedo) (canal 2) y Señal del generador (canal 3)

Para las pruebas 2 y 3 el electrodo comercial de gTec se sujetó en la posición deseada gracias a un gorro del mismo fabricante, que también sirvió para sujetar el electrodo seco. La segunda y tercera pruebas ya fueron midiendo EEG. En la segunda se colocó un electrodo pasivo, previa preparación (limpieza de la zona, y aplicación de gel conductor) para asegurar su funcionamiento, en la zona frontal. La posición elegida fue FP2, según el sistema 10-10 de colocación de electrodos. La visualización se realizó en el canal 2. El electrodo seco también se colocó en la zona frontal de la cabeza, en

este caso en la posición FP1 según el mismo sistema y la visualización se realizó en el canal 1.

La tercera prueba fue similar a la anterior pero el electrodo pasivo se colocó en la zona occipital. Posición O2 según el sistema 10-10, su visualización se realizó en el canal 2. El electrodo seco en la misma zona, posición O1 y visualización en el canal 1. En la figuras a continuación se muestran imágenes de la colocación de los electrodos e imágenes de diferentes señales producidas por los diferentes artefactos. Las figuras que corresponden a la zona frontal son la 4a, 5a, 6a y 7a y representan las imágenes de colocación, artefactos producidos por el parpadeo, por la presión mandibular y por el movimiento de los ojos respectivamente. Por otro lado las figuras (b) corresponden a la zona occipital y representan los mismos artefactos que las anteriores a excepción de la figura 7b en la que se grabaron las ondas alpha del sujeto, en concentración y sin producción de artefactos.

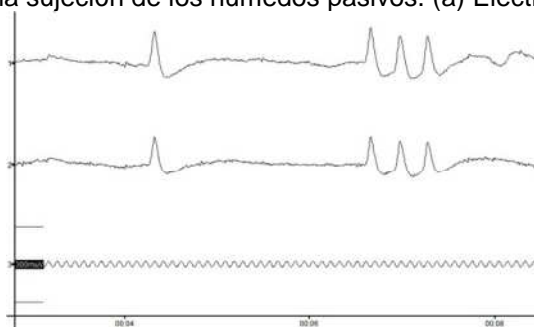


(Fig.4a)

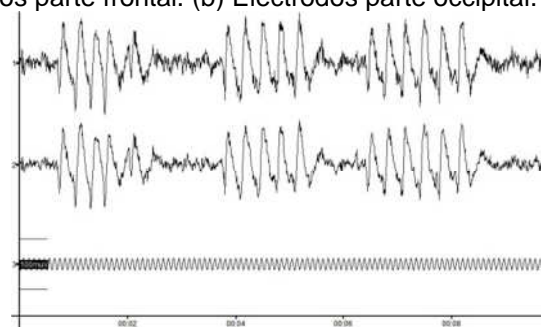


(Fig.4b)

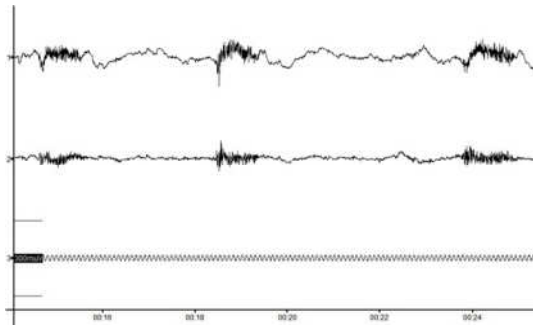
(Fig.4) Para la sujeción del electrodo seco se ha aprovechado el mismo gorro necesario para la sujeción de los húmedos pasivos. (a) Electrodo parte frontal. (b) Electrodo parte occipital.



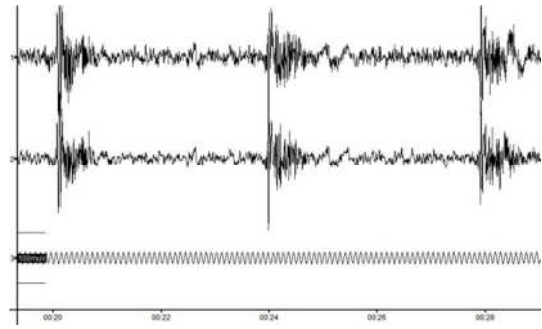
(Fig.5a) Artefactos producidos por el parpadeo zona frontal.



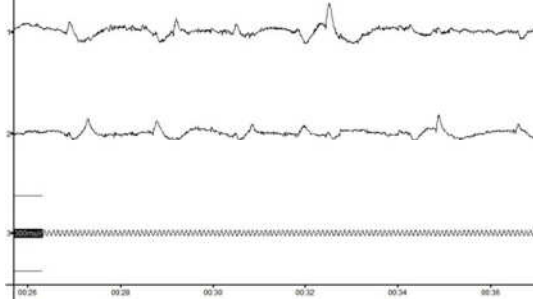
(Fig.5b) Artefactos producidos por el parpadeo zona occipital.



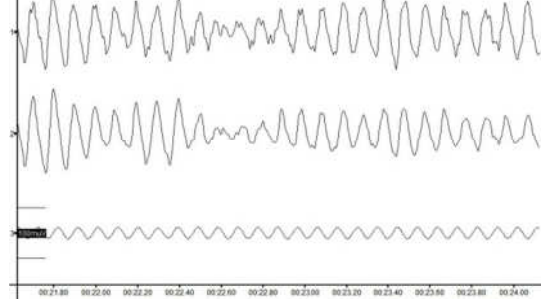
(Fig.6a) Artefactos producidos por la presión de la mandíbula zona frontal.



(Fig.6b) Artefactos producidos por la presión de la mandíbula zona occipital.



(Fig.7a) Artefactos producidos por el movimiento de los ojos zona frontal.



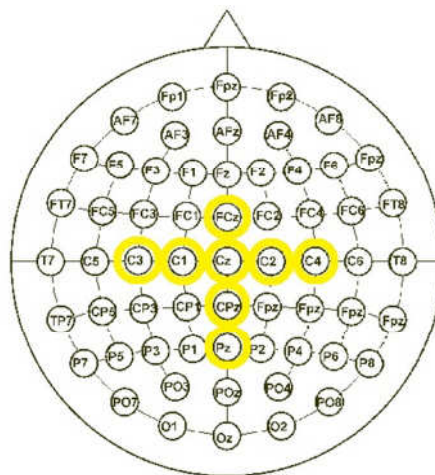
(Fig.7b) Ondas alpha registradas de la zona occipital.

Con los resultados obtenidos se observó que el electrodo seco registraba unas señales muy parecidas a las que se obtenían con el electrodo convencional, y para el electrodo propio no hizo falta preparación previa. Esto evitaría las molestas aplicaciones de geles y su posterior limpieza, no solo del cuero cabelludo sino también de todos los electrodos uno por uno. En una de las gráficas (Fig.7a) se observa que los resultados de ambos electrodos no son iguales como en el resto, esto se debe a que el movimiento de ojos no produce los mismos efectos en las dos zonas frontales. Al haber colocado los electrodos en zonas respectivas pero en diferente hemisferio (FP 1 y FP 2) los efectos en el EEG son distintos. Por otro lado con la prueba de las ondas alpha (Fig.7b) se observa que no existe ningún desfase entre las señales registradas por el electrodo propio en comparación con las registradas por el electrodo húmedo comercial.

2.3 Diseño gorro.

Una vez pre-evaluado el primer electrodo fueron construidos 7 más para realizar el gorro. El diseño de éste se realizó con cinta elástica y velcro para que se pudiera utilizar en cabezas de diferente tamaño. La alimentación se realizó mediante dos pares de pilas de 1,5V para evitar cualquier interferencia

que pudiera introducir la red eléctrica, estas están integradas en el gorro y el acceso para su cambio es sencillo. Además mediante un enchufe se pueden desconectar en el momento deseado. Los 8 electrodos se colocaron en forma de cruz y sin posibilidad de cambio de posición. Esto último se hizo porque se tenía la idea de realizar la evaluación y comparación basándose en los efectos motores y estas posiciones son en las que mejor se visualizan estos efectos. Los electrodos fueron colocados según el sistema 10-10 en las posiciones: FCz, C3, C1, Cz, C2, C4, CPz y Pz [9]. (Fig.8)(Fig.9)



(Fig.8) Marcados en amarillo sobre el sistema 10-10 la posición de los 8 electrodos utilizados en el gorro.



(Fig.9) Imágenes del gorro de electrodos secos y su colocación en la cabeza.

3. Experimentación y tratamiento de datos.

Desde un principio se pensó que para evaluar el funcionamiento del gorro construido habría que realizar experimentos tanto con éste como con uno comercial. Existen muchos protocolos de BCI diferentes que podían utilizarse para el registro de señales y su posterior evaluación como, P300, potenciales visuales evocados o efectos motores entre otros. De estos se escogió registrar las señales a partir de un protocolo de efectos motores ya que en el departamento se está trabajando con señales de este tipo. La evaluación consistiría en la diferenciación entre tres clases, reposo, movimiento de la mano derecha y movimiento de la mano izquierda. Y la mejora de esta diferenciación tras la aplicación de un algoritmo common spatial patterns (CSP).

3.1 Protocolo de experimentación.

Los experimentos para las pruebas se basaron en un protocolo de efectos motores. Estos se basan en que la actividad cerebral que se produce cuando se mueve un miembro del cuerpo es distinta a la producida cuando se está en reposo. Esta diferencia produce determinadas variaciones en el EEG que se pueden registrar y diferenciar.

En nuestro caso en el experimento se registró el EEG de tres clases diferentes con un sujeto sano. El sujeto realizó primero los experimentos con el gorro de electrodos húmedos de gTec y posteriormente en días diferentes con el gorro de electrodos secos propio. En los experimentos realizados con el gorro húmedo, se grabaron señales procedentes de 16 electrodos. Estos según el sistema 10-10 de colocación se corresponden respectivamente con: AFz, Fz, FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CPz, CP4 y Pz. En cambio con el gorro seco se registraron señales procedentes de solo 8 electrodos, coincidentes con 8 de los colocados en el gorro húmedo de gTec, que son: FCz, C3, C1, Cz, C2, C4, CPz y Pz.

De cada una de las grabaciones se extraen valores del voltaje en cada electrodo y en cada instante de tiempo.

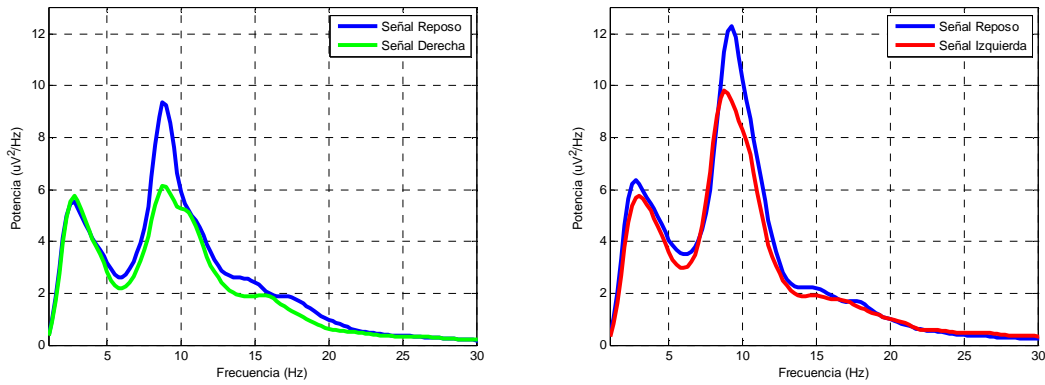
Cada una de las grabaciones se realizó en 20 minutos distribuidos en 5 minutos de grabación de la clase reposo en la que el sujeto con los ojos

abiertos mantenía la mente en blanco. En los siguientes 5 minutos se grabaron señales de la clase movimiento de la mano derecha, en la que el sujeto con los ojos abiertos abría y cerraba la mano derecha secuencialmente. Por último 5 minutos de grabación de la clase movimiento de la mano izquierda en la que el sujeto realizaba el mismo proceso con la otra mano. Entre grabación de clase y clase se dejó 2 minutos y medio de descanso al sujeto con los que se completan los 20 minutos.

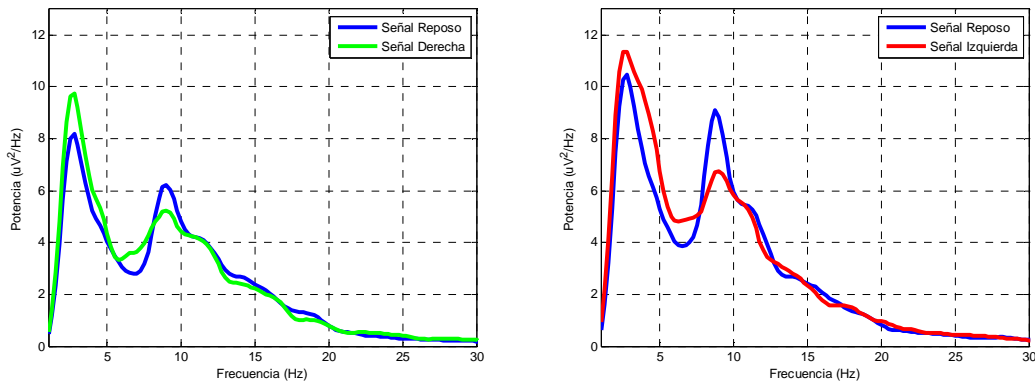
Este tipo de movimientos producen una desincronización de la señal con respecto a los ritmos alpha (en torno a los 10Hz) en ciertos canales de la zona sensori-motora. Esta desincronización (event related desynchronization, ERD) es un descenso en la potencia de una banda frecuencial debido a la reducción del número de neuronas que se disparan de manera síncrona con respecto al estado de reposo. Por ejemplo para el movimiento de la mano derecha en el canal C3 se puede observar una desincronización. Esto se debe a que la zona del cerebro encargada del movimiento de la mano derecha está situada en la zona central del hemisferio opuesto (izquierdo). Esta desincronización puede observarse como un descenso de la potencia en dicha frecuencia con respecto a la que obtendríamos en reposo. En cambio el canal en el que se produce este efecto para la mano izquierda es el C4, ya que es el que está en el hemisferio opuesto (derecho) [10].

Por ello el primer paso era reconocer en las señales registradas esta desincronización mediante el descenso de la potencia de la señal de un determinado movimiento en el canal correspondiente respecto de la del otro movimiento y la de reposo. Primero se analizaron las señales obtenidas por el gorro de electrodos húmedos de gTec (Fig. 10) y posteriormente las obtenidas con el gorro de electrodos secos construido (Fig. 11).

El hecho de que el valor máximo a una frecuencia de unos 3Hz. sea mayor en las señales de la Fig.11 que en las de la Fig.10 es porque existía un mayor valor de baja frecuencia en esas señales. Esto podría deberse a que las señales registradas por el gorro seco se ven más afectadas por los ruidos a bajas frecuencias.



(Fig. 10) Señales registradas con el gorro húmedo de gTec, tras aplicación de un filtro software paso alto de 2 Hz para evitar las bajas frecuencias. A la izquierda el canal C3 en el que se observa la desincronización de la señal de movimiento de la mano derecha alrededor de la frecuencia de 10Hz. A la derecha el canal C4 en el que se observa la desincronización de la señal de movimiento de la mano izquierda alrededor de la misma.



(Fig. 11) Señales registradas con el gorro seco propio, tras aplicación de un filtro software paso alto de 2 Hz para evitar las bajas frecuencias. A la izquierda el canal C3 en el que se observa la desincronización de la señal de movimiento de la mano derecha alrededor de la frecuencia de 10Hz. A la derecha el canal C4 en el que se observa la desincronización de la señal de movimiento de la mano izquierda alrededor de la misma frecuencia.

3.2 Tratamiento de datos.

Las señales EEG fueron digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 256Hz, aplicando un filtro notch a 50Hz, para eliminar los artefactos producidos por la red eléctrica, y un filtro paso banda entre 0.5 y 60Hz. La adquisición y el procesamiento de la señal se realizaron en tiempo real, utilizando un software desarrollado en el departamento en C++ y ejecutándose bajo Windows.

El programa elegido para trabajar con las señales EEG ha sido Matlab, esto se debe a que es un programa que permite trabajar de manera fácil y eficaz con matrices y la conversión de las señales registradas, a un formato para su uso en Matlab es muy sencilla a través de un script. Con este programa se realizó un filtrado de artefactos previo al análisis de datos.

Una vez registradas y limpias de artefactos, a las señales de los experimentos se aplicaron diferentes filtros paso banda para ver con cuál de ellos se alcanzaba el mejor resultado. En el caso de nuestro sujeto fue para un filtro paso banda entre 12 y 19 Hz, esto se puede ver en la evaluación de la sección 4.1. Posteriormente para la evaluación del gorro seco se aplica el filtro sólo en esa banda frecuencial. La aplicación de un filtro previo se realizó debido a que para utilizar posteriormente el algoritmo CSP es conveniente que las señales estén filtradas en la banda frecuencial que más interese al estudio que se lleve a cabo [11].

Para la evaluación de las señales registradas por el gorro convencional y del funcionamiento del algoritmo CSP se debía realizar un análisis que diera un valor de diferenciación por pares de clases. Para ello se convirtieron las señales originales que estaban en el dominio temporal al dominio frecuencial. Posteriormente utilizó el coeficiente de determinación R^2 , este es el cuadrado del coeficiente de correlación lineal de Pearson con el que se obtiene la diferencia lineal existente entre dos variables. Los valores del R^2 están siempre comprendidos entre 0 y 1, y se hace para cada una de las variables que componen las señales y están dentro de la banda frecuencial estudiada. Por tanto obtenemos unos valores de diferenciabilidad entre cada una de las variables de las clases, y si las sumamos todas y las dividimos entre el total variables obtendremos lo que podríamos llamar diferenciabilidad media \bar{D} :

$$\bar{D} = \frac{\sum_i^1 \sum_j^1 R_{i,j}^2}{i \cdot j}$$

Donde i es el número de canales y j el número de bins de frecuencia.

Posteriormente se aplica el algoritmo CSP, implementado previamente y extraído de [10]. Este es muy efectivo en la construcción de filtros espaciales para discriminar entre dos clases de EEG. Hemos registrado tres clases diferentes (reposo, izquierda, derecha) en lugar de dos y por ello la discriminación se realizara por parejas de ellas, como ha sido expuesto anteriormente.

Dadas dos distribuciones en un espacio multidimensional, el algoritmo CSP encuentra los filtros espaciales que maximizan la varianza de una clase y al mismo tiempo minimiza la varianza de la otra. Por ello después de filtrar las

señales en una banda interesante en la que se localizan los efectos motores (en nuestro caso 12-19Hz.), se aplica este algoritmo para aumentar la varianza entre las dos clases y con este criterio maximizar las diferencias entre una y otra [10, 11].

Para que este algoritmo funcione correctamente es necesario que los datos no estén en toda su extensión temporal sino en pequeños fragmentos (trials). Para ello es necesario convertir los datos registrados que están en dos dimensiones: Número canales (16) x Tiempo (300seg.), a tres dimensiones: Número canales x Número muestras (256 Hz x 1seg.) x Número trials (donde número de muestras corresponde a la duración de cada uno de los trials, 1 segundo, multiplicado por la frecuencia de sampleo, 256Hz). Tras esta transformación al algoritmo se le dan como parámetros de entrada T_1 y T_2 , las señales que corresponden a clases diferentes, en forma de matriz de tres dimensiones comentada previamente. A continuación se realiza el cálculo de la matriz de covarianza media de cada clase por prueba (C_1 y C_2) y se suman las dos matrices de covarianza medias para obtener la matriz de covarianza compuesta (C_c). De esta matriz se obtienen los valores propios (λ) y otra matriz que contiene los vectores propios y esta se reordena de forma descendente dependiendo de sus valores propios (U_c). Posteriormente se realiza la transformada Whitening: $P = \sqrt{\lambda^{-1}} \times U'_c$ con ella podemos transformar las matrices medias de covarianza como: $S_1 = P \times C_1 \times P'$ y $S_2 = P \times C_2 \times P'$ que tienen vectores propios comunes (B_s) y valores propios que al sumarlos dan la unidad. Por tanto la matriz B_s es muy importante en la clasificación ya que, los vectores propios con un valor propio mayor en S_1 lo tendrán menor en S_2 y viceversa. Por ello extraemos los valores propios (λ_s) y reorganizamos la matriz B_s según los valores de sus vectores propios y obtenemos (B_r). Con la matriz de proyección $W = B_r' \times P$ la descomposición de cada prueba es $Z = W \times E$, siendo E cada una de las pruebas de la señal inicial. De esta forma conseguimos W que es el patrón espacial que multiplicado por cada una de las matrices iniciales T_1 y T_2 maximiza la diferencia en varianza y por tanto también la variabilidad y la diferenciabilidad entre clases.

4. Resultados

En esta sección se van a evaluar los resultados obtenidos en los experimentos. En el punto 4.1 se evalúan los resultados obtenidos con el gorro de gTec, tanto para los 16 electrodos, como para los 8 que coinciden con los del gorro seco. En el punto 4.2 se evalúan los resultados obtenidos con el gorro seco. A continuación en el punto 4.3 se realiza una clasificación de los pares de clases tanto para el gorro húmedo teniendo en cuenta 8 electrodos, como para el gorro seco. Para ello se utilizó un clasificador LDA. Por último en el punto 4.4 se realiza una comparación entre los resultados obtenidos con el gorro de gTec teniendo en cuenta solo los 8 electrodos coincidentes con los del gorro seco y los obtenidos por este último.

4.1 Evaluación de las señales registradas con el gorro de gTec de electrodos húmedos.

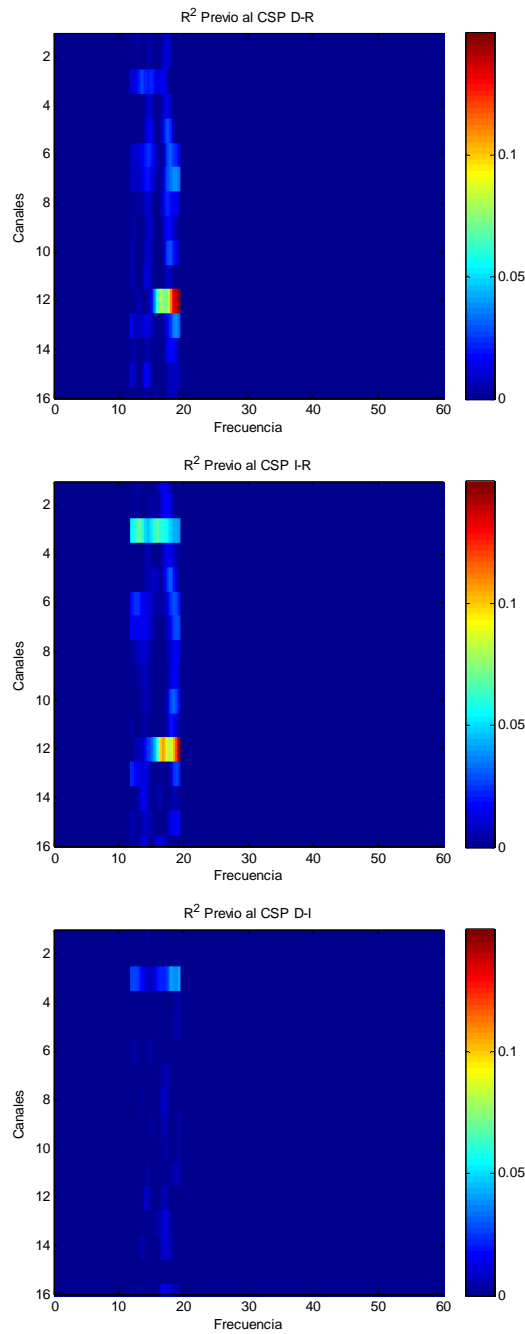
La primera evaluación realizada se efectuó con las señales grabadas en el experimento con el gorro comercial de electrodos húmedos.

En la primera parte del análisis se cogieron las señales de los 16 electrodos y se aplicaron diferentes filtros paso banda a estas señales. Posteriormente se realizó el periodograma para cada una de estas señales que habían sido filtradas. El periodograma es la conversión de los datos que están en el dominio temporal al dominio frecuencial. A continuación estos datos en el dominio frecuencial se les aplicó el coeficiente de determinación R^2 por pares de clases: derecha-reposo, izquierda-reposo y derecha-izquierda. De esta forma se obtiene un análisis de las señales previo a la aplicación del algoritmo CSP y los espectrogramas del coeficiente (Fig.12). Estos espectrogramas contemplan el análisis para la banda frecuencial de 12 a 19 Hz. en las otras bandas serían equivalentes, pero con resultados comprendidos entre 7 y 30Hz. o 0 y 30Hz.

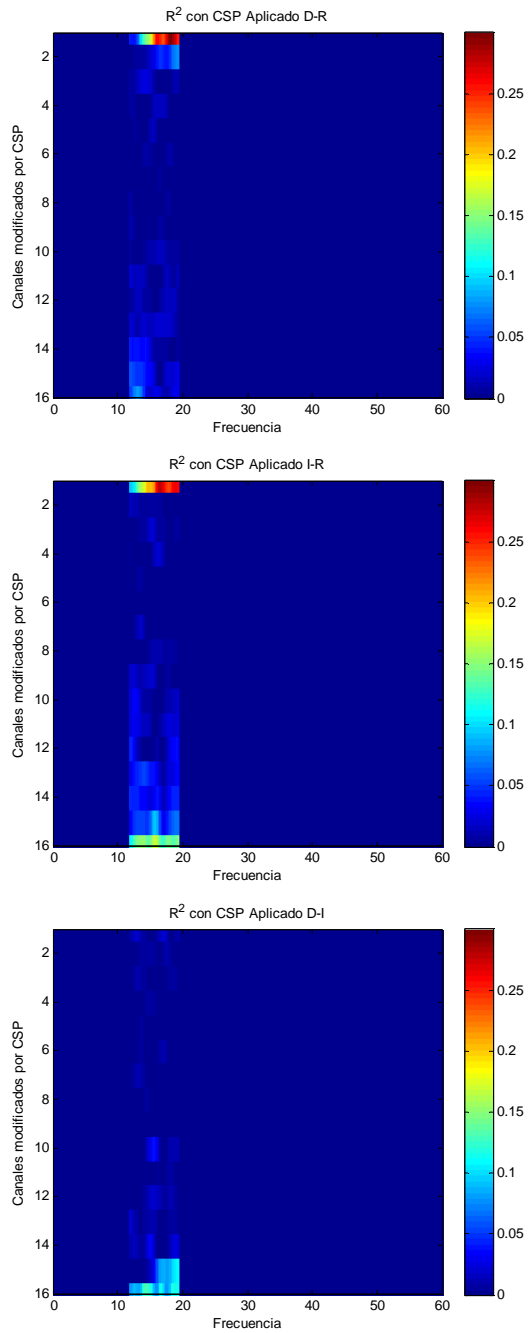
El siguiente paso fue la aplicación del algoritmo CSP a los datos de las señales originales en el dominio temporal (EEG en el espacio del sensor) y obtención de unas nuevas componentes temporales (componentes CSP en el espacio del sensor) [11]. A estas componentes CSP se les aplicó el proceso de paso al dominio frecuencial y aplicación del R^2 . Del mismo modo, de aquí se

extraen los espectrogramas del coeficiente (Fig.13). Nótese que las escalas de las figuras son diferentes, ya que los valores posteriores a la aplicación del CSP son más elevados, en algunos casos más del doble, a los previos.

Por último se ha realizado una tabla con los resultados de diferenciabilidad media obtenidos tanto en el análisis previo a la aplicación del algoritmo como con el posterior y con los porcentajes de mejora obtenidos por la aplicación del algoritmo (Tabla 1).



(Fig.12) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales previa aplicación del CSP. Derecha-Reposo (D-R), Izquierda-Reposo (I-R) y Derecha-Izquierda (D-I). Eje Y = 16 canales y eje X = Frecuencia.



(Fig.13) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales post aplicación del CSP. Eje Y = Dimensión de 16 canales modificada por la aplicación del algoritmo CSP y eje X = Frecuencia.

	Variación sin CSP			Variación con CSP			% de mejora.		
	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I
F.PB 12-19 HZ.	0.0111	0.0138	0.0035	0.0247	0.0365	0.0144	122%	164%	311%
F.PB 7-30 HZ.	0.0141	0.0156	0.0060	0.0232	0.0291	0.0137	64%	86%	128%
F.PB 0-30 HZ.	0.0125	0.0133	0.0055	0.0196	0.0232	0.0119	56%	74%	116%

(Tabla 1) Donde F.PB es el filtro paso banda aplicado al principio del procesado.

En la tabla se puede observar que el filtro paso banda para el que se obtiene una diferenciabilidad media mayor previa a la aplicación del algoritmo es el de 7-30Hz. Pero la diferenciabilidad media después de aplicar el algoritmo y el % de mejora son mayores para el filtro entre 12 y 19Hz. Por esto se considera la mejor banda en este caso en el que utilizamos las señales de los 16 electrodos.

En las figuras se observa que el canal que más diferenciabilidad aportaba de forma individual a la distinción entre derecha y reposo e izquierda y reposo es el canal 12 que en el sistema 10-10 tiene correspondencia con C6 (Fig.12).

Posteriormente a la aplicación del algoritmo CSP, en las figuras no se representan ya los canales en orden, debido a que la matriz que devuelve el algoritmo modifica el orden de estos. Los valores máximos aumentan significativamente con la aplicación del algoritmo, nótese que las escalas de colores de las figuras cambian.

El hecho de Derecha-Izquierda se obtengan valores menores de diferenciabilidad parece ser debido a que las diferencias que se producen en el EEG entre movimientos aunque sean de diferentes manos son menores que las que se producen entre un movimiento y reposo.

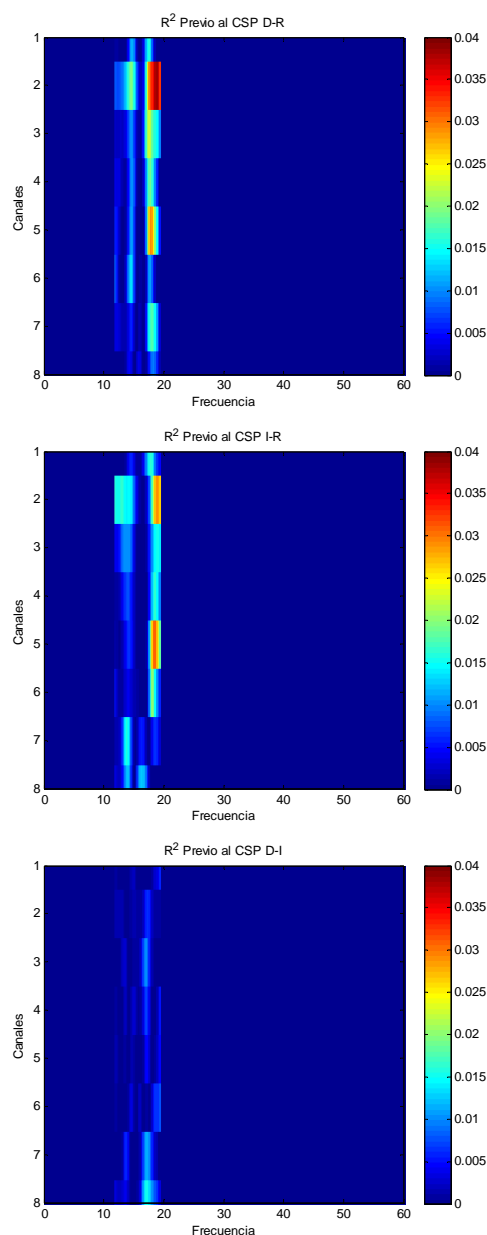
- Sin CSP:
 - o 12-19Hz: 0.0095.
 - o **7-30Hz: 0.0119.**
 - o 0-30Hz: 0.0104.
- Con CSP:
 - o **12-19Hz: 0.0252.**
 - o 7-30Hz: 0.0220.
 - o 0-30Hz: 0.0182.
- % de mejora:
 - o **12-19Hz: 199%**
 - o 7-30Hz: 92%.
 - o 0-30Hz: 82%.

La segunda evaluación se realizó para el mismo experimento, pero en este caso solo se utilizaron los registros de los 8 electrodos coincidentes con

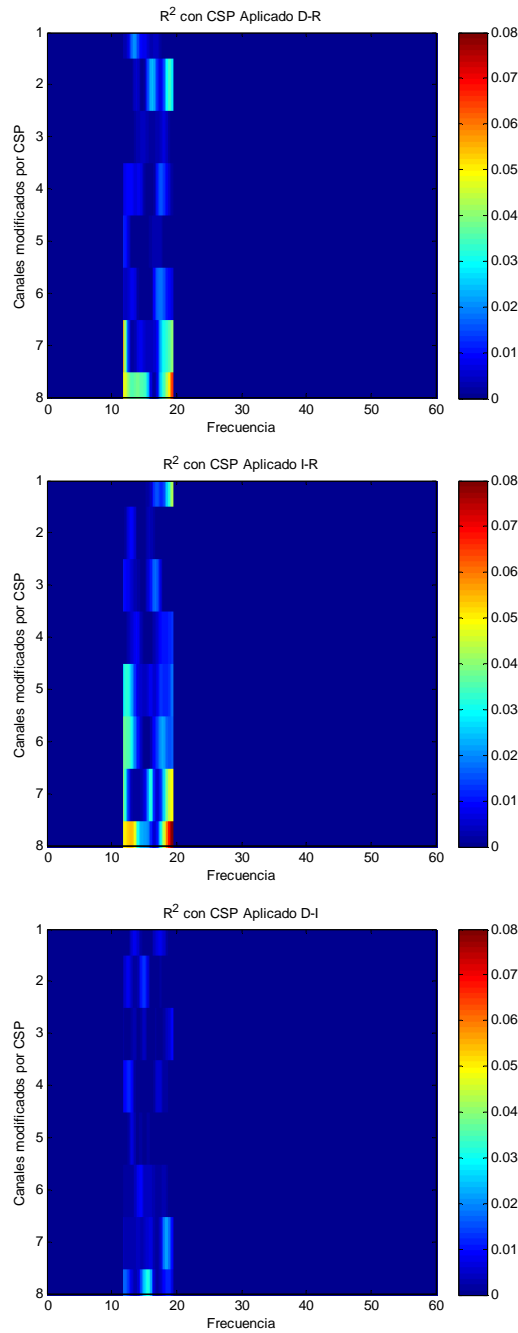
los del gorro seco. De este modo la comparación posterior sería para un mismo número de electrodos, posicionados en los mismos lugares.

El análisis se realizó de la misma forma: primero el filtrado paso banda para diferentes frecuencias, segundo el paso al dominio frecuencial y tercero el R^2 por pares de clases. Se logran los espectrogramas (Fig.14) y los valores de diferenciabilidad previos a la aplicación del algoritmo CSP (Tabla 2).

Posteriormente se aplica el algoritmo CSP al EEG original, se vuelve a realizar el paso a frecuencia, y el coeficiente de correlación. De este proceso se obtienen los espectrogramas (Fig.15) y los valores de diferenciabilidad, en esta ocasión con el CSP aplicado (Tabla 2).



(Fig.14) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales previa aplicación del CSP. Eje Y = 8 canales y eje X = frecuencia.



(Fig.15) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales post aplicación del CSP. D-R, I-R y D-I respectivamente. Eje Y = Dimensión de 8 canales modificada por la aplicación del algoritmo CSP y eje X = Frecuencia.

	Variación sin CSP			Variación con CSP			% de mejora.		
	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I
F.PB 12-19 HZ.	0.0075	0.0067	0.0025	0.0106	0.0131	0.0047	41%	95%	88%
F.PB 7-30 HZ.	0.0071	0.0065	0.0031	0.0088	0.0124	0.0040	24%	91%	25%
F.PB 0-30 HZ.	0.0069	0.0056	0.0032	0.0077	0.0086	0.0045	12%	54%	41%

(Tabla 2) Donde F.PB es el filtro paso banda aplicado al principio del procesado.

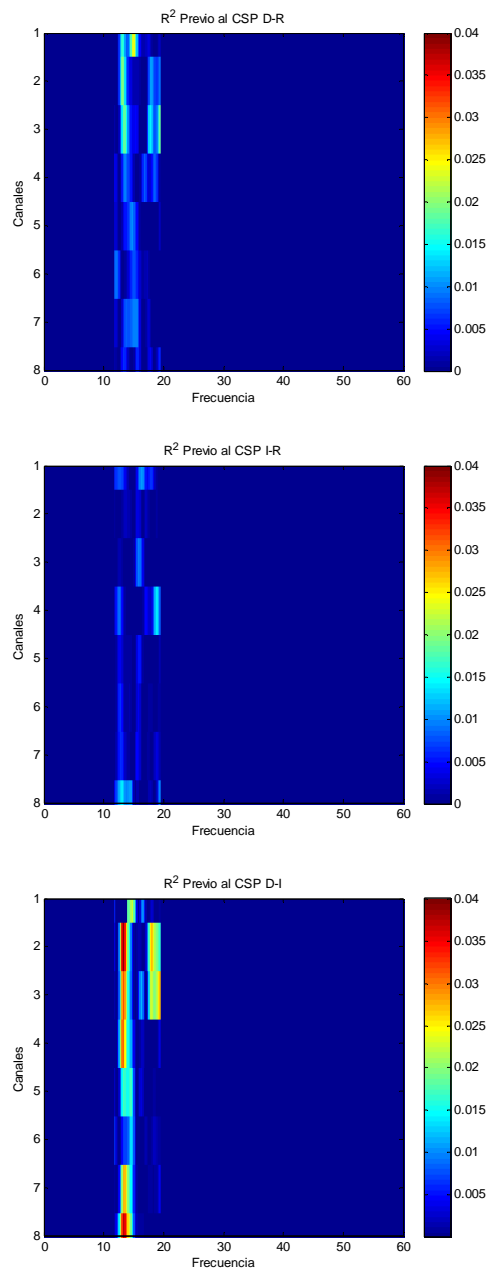
De esta segunda evaluación se pueden extraer varias observaciones. La primera de ellas, es que al eliminar canales la diferenciabilidad disminuye, tanto de forma individual como de forma media. Esto puede ser debido a que no se tiene en cuenta el canal 12 (C6 en el sistema 10-10) que era el que más diferenciabilidad aportaba. Esta podría no ser debida a los efectos que estamos intentando estudiar ya que este no es uno de los electrodos más importantes en el registro de efectos motores de brazos. Por esto esta gran diferenciabilidad podría provenir de artefactos externos [9]. Por otro lado se observa que los canales que más diferenciabilidad producen ahora en orden de importancia y dentro de la banda frecuencial que nos interesa son el 2 y el 5 que se corresponden con C3 y C2 en el sistema 10-10 y en orden de importancia. Este resultado sí que se corresponde con los canales que registran los efectos motores en el caso de C3.

Por último destacar también que como en el caso anterior se produce una mejora considerable en la diferenciabilidad con la aplicación del algoritmo CSP en todos los casos, aunque esta es menor que la que conseguíamos con 16 canales. Para el filtrado de 12 a 19Hz. se vuelve a demostrar que se produce una mayor mejora media, y una mayor diferenciabilidad, e incluso se iguala al filtro 7-30Hz. previa aplicación del algoritmo CSP. Las variaciones medias obtenidas son:

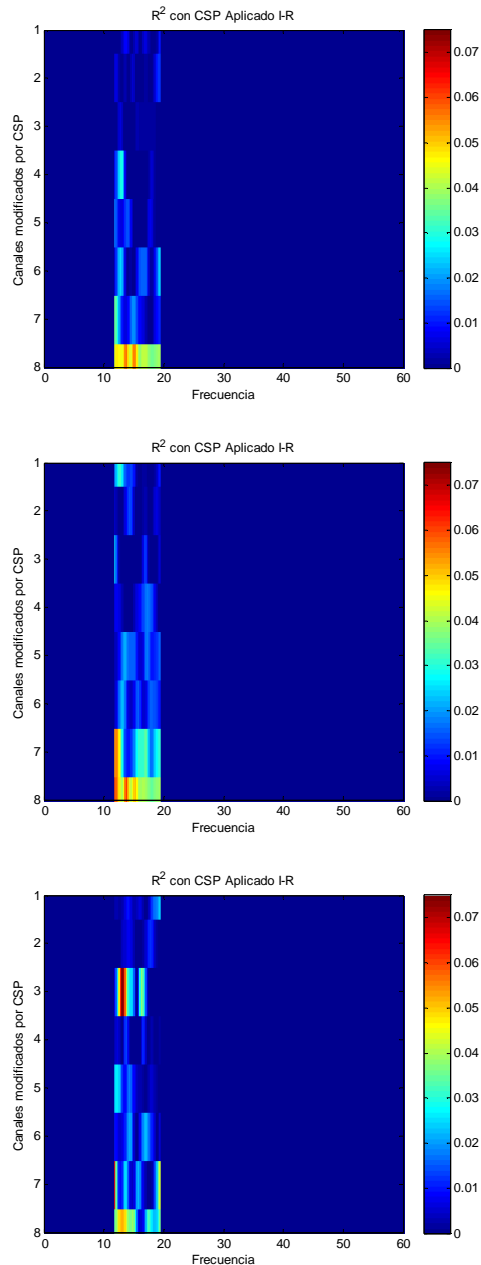
- Sin CSP:
 - o **12-19Hz: 0.0056.**
 - o **7-30Hz: 0.0056.**
 - o 0-30Hz: 0.0052.
- Con CSP:
 - o **12-19Hz: 0.0095.**
 - o 7-30Hz: 0.0084.
 - o 0-30Hz: 0.0069.
- % de mejora:
 - o **12-19Hz: 75%**
 - o 7-30Hz: 47%.
 - o 0-30Hz: 37%.

4.2 Evaluación de las señales registradas con el gorro propio de electrodos secos.

Para esta evaluación y teniendo en cuenta los resultados obtenidos en las anteriores el filtro paso banda elegido es el mismo que producía mejores resultados, este es el de 12-19Hz. Por lo demás la evaluación se realizó igual que en los dos casos anteriores. Primero un análisis sin haber aplicado el algoritmo CSP (Fig.16), y posteriormente se observa la mejora que produce el algoritmo CSP (Fig.17) (Tabla 3).



(Fig.16) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales del gorro propio previa aplicación del CSP. Eje Y = 8 canales y eje X = frecuencia.



(Fig.17) Matrices de la aplicación del análisis R^2 al espectrograma de las señales post aplicación del CSP. Eje Y = Dimensión de 8 canales modificada por la aplicación del algoritmo CSP y eje X = Frecuencia.

	Variación sin CSP			Variación con CSP			% de mejora.		
	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I
F.PB 12-19 HZ.	0.0048	0.0028	0.096	0.0108	0.0153	0.0132	125%	446%	36%

(Tabla 3) Donde F.PB es el filtro paso banda aplicado al principio del procesado.

El análisis de las señales obtenidas con el gorro de electrodos secos nos permite ver que la diferenciación sigue mejorando en todos los casos tras la aplicación del algoritmo. Además la mejora que se produce en la diferenciabilidad entre izquierda y reposo llega a más del 400% lo cual es una

mejora bastante elevada. Por otro lado la mejora en el caso de derecha-izquierda es pequeña, pero esta ya tenía un valor elevado previa aplicación del CSP.

4.3 Clasificación.

Para realizar la clasificación se utilizó el clasificador LDA. Este es un clasificador lineal ampliamente usado en BCI. El LDA es una técnica de aprendizaje supervisado que se basa en la separación de n clases mediante la estimación de $n-1$ hiperplanos. En este trabajo se utilizó para discriminar entre pares de clases de los tres estados distintos (derecha-reposo, izquierda-reposo, derecha-izquierda) [12]. Además, debido a que el número de ejemplos no era suficientemente representativo para formar un solo conjunto de entrenamiento y otro de test, se ha utilizado una técnica de validación cruzada. Esta técnica consiste en extraer un pequeño porcentaje de los datos originales para formar el conjunto de test, usando los ejemplos restantes como conjunto de entrenamiento. Para una mayor robustez de los resultados obtenidos, este proceso se repite un número determinado de iteraciones (habitualmente diez), aleatorizando la selección del conjunto de test [13]. Finalmente, los resultados de clasificación se obtienen mediando los resultados obtenidos en cada iteración.

Las características o features utilizadas para la clasificación han sido, la potencia en la banda 12-19Hz de cada uno de los 8 canales. Los trials son fragmentos de señal de un segundo como se ha explicado en la sección 3.2. Por tanto cada uno de los trials correspondiente a cada clase quedo representado como un vector de 8 valores.

Este algoritmo de clasificación se aplicó para las señales del gorro seco y el gorro húmedo. Los resultados expuestos en la tabla 4 son tanto previamente como posteriormente a la aplicación del algoritmo CSP.

	D	R	A	I	R	A	D	I	A	A Tot
Gorro húmedo	68,5%	50,9%	60,1%	65,2%	51,4%	58,8%	43,5%	45,9%	44,7%	54,4%
	71,8%	61,9%	67,1%	74,6%	64,3%	69,4%	66,4%	56,7%	61,7%	66,1%
Gorro seco	63,1%	44,9%	51,0%	51,2%	60,9%	57,4%	34,8%	58,8%	47,9%	53,3%
	70,9%	56,2%	61,1%	81,4%	64,2%	69,5%	67,1%	59,1%	62,8%	64,6%

(Tabla 4) Porcentajes de clasificación para cada una de los pares de clases. A es la media de clasificación del par, y A Tot, la media de clasificación total de cada uno de los gorros. Arriba se ven los resultados previos a la aplicación del algoritmo CSP y abajo los resultados posteriores.

En la tabla se observa que la aplicación del algoritmo CSP mejora los resultados de clasificación, en el peor de los casos un 7%. Si se observan las medias de mejora por gorro se alcanza una mejora de clasificación algo mayor al 10%.

Los porcentajes de clasificación sugieren que quizás este no fuera el mejor clasificador a aplicar para señales de este tipo. Por ello, la investigación de distintos clasificadores podría ser una continuación a este proyecto.

4.4 Comparación.

Para realizar la comparación entre los datos obtenidos con el gorro de electrodos húmedos de gTec y los obtenidos con el gorro de electrodos secos propios se ha realizado una tabla (Tabla 5) en la que se expresan los datos de uno y otro bajo las mismas condiciones. Para ello se han tenido en cuenta 8 electrodos colocados en las mismas posiciones y un análisis con un filtrado paso banda previo entre 12 y 19 Hz.

	Variación sin CSP			Variación con CSP			% de mejora.		
	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I	D-R	I-R	D-I
Gorro húmedo 8 electrodos gTEC F.PB 12-19 HZ.	0.0075	0.0067	0.0025	0.0106	0.0131	0.0047	41%	95%	88%
Gorro seco 8 electrodos propio F.PB 12-19 HZ.	0.0048	0.0028	0.096	0.0108	0.0153	0.0132	125%	446%	36%

(Tabla 5) Donde F.PB es el filtro paso banda aplicado al principio del procesado.

Las señales del gorro de electrodos húmedos previa aplicación del algoritmo según se observa son más diferenciables que en el caso del gorro seco, excepto para derecha-izquierda. En cambio después de aplicar el

algoritmo CSP la diferenciabilidad de las señales del gorro seco igualan o incluso llegan a superar a las del gorro húmedo en cualquiera de las parejas de clases.

De los resultados de clasificación (Tabla 5) se puede extraer la conclusión de que las señales registradas por el gorro seco tienen un porcentaje de clasificación similar a las registradas por el gorro húmedo. Este resultado se obtiene para cada par de señales y para las medias individuales y totales.

Por otro lado la dificultad que existe para posicionar los electrodos exactamente en los mismos lugares, podría causar que los espectrogramas sean diferentes entre un caso y el otro.

5. Conclusiones.

Una de las grandes dificultades encontradas a la hora de realizar las comparativas de los gorros es la variación que tienen las señales EEG, ya que estas están caracterizadas por ser fuertemente no estacionarias [14]. Incluso siendo éstas registradas en un mismo sujeto y por un mismo gorro, la dificultad de realizar siempre el mismo montaje supone que estas varíen sustancialmente. Esto en el caso de realizarse con diferentes gorros, en los que las posiciones no son exactas supone un gran hándicap.

Por otro lado la alimentación por pilas hace que se eviten las interferencias y variaciones producidas por la red. Aunque los materiales utilizados para la construcción del gorro seco hacen que a este le afecten en gran medida otro tipo de interferencias como por ejemplo, las producidas equipos informáticos cercanos. Esto es debido a que el apantallamiento de los electrodos o las conexiones no es perfecto, y aunque las variaciones sean mínimas afectan mucho a la señal, ya que las magnitudes que tratamos de registrar son del orden de μV .

En cuanto al algoritmo CSP implementado, cabe destacar que en todos los casos mejoraba los resultados en mayor o menor medida. Sólo ha sido probado en pequeñas bandas frecuenciales y para la mejora de la separabilidad entre clases de efectos motores. El porcentaje de mejora, como se pudo observar, afecta positivamente a la clasificación.

Por último, los resultados obtenidos permiten ver que la creación de un gorro de electrodos secos de bajo coste con el que registrar el EEG es posible. Siempre se podrían realizar mejoras como el apantallamiento, las patas de entrada, o a separación de estas últimas y la electrónica de entrada. Esto podría ser un motivo para continuar con la investigación iniciada en este proyecto. Además también se podrían investigar distintos clasificadores que mejorasen los resultados obtenidos por el LDA.

6. Bibliografía.

- [1] A. Searle and L. Kirkup, **“A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes”**, Department of Applied Physics. University of Technology, Sydney, Broadway, NSW, 2007.
- [2] G. Gargiulo, P. Bifulco, R. A. Calvo, M. Cesarelli, C. Jin and A. Van Schaik, **“A mobile EEG system with dry electrodes”**, IEEE International Conference on Intelligent Sensors Sensor Networks and Information Processing, 2008, Pages 261-266.
- [3] L.S. Tan and X.P. Li, **“Design and Development of an Electrode for Portables EEG Brain Activity Monitor”**, Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore, 2008.
- [4] E. W. Sellers, P. Turner, W. A. Sarnacki, T. McManus, T. M. Vaughan and R. Matthews, **“A Novel Dry Electrode for Brain-Computer Interface”**, ACM International Conference Proceeding Series; Proceedings of the 13th International Conference on Human-Computer Interaction. Part II: Novel Interaction Methods and Techniques, Aug. 2009, Pages 623-631.
- [5] T.J. Sullivan, T-P. Jung, G. Cauwenberghs, **“A Brain-Machine Interface using Dry-Contact, Low-Noise EEG Sensors”**, IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008.
- [6] F. Popescu, S. Fazli, Y. Badower, B. Blankertz, K.R. Müller, **“Single trial classification of motor imagination using 6 dry EEG electrodes”**, PLoS one, Vol. 2, No. 7, July 2007.
- [7] *OpenEEG, EEG for the rest of us!* , <http://openeeg.sourceforge.net/doc/> (Accedido el 10 de Noviembre del 2010).
- [8] M. Matteucci, R. Carabalona, M. Casella, E. Di Fabrizio, F. Gramatica, M. DiRienzo, E. Snidero, L. Gavioli, M. Sancrotti, **“Micropatterned dry electrodes for brain-computer interface”**, Elsevier, Microelectronic Engineering, Vol. 84, 2007, Pages 1737-1740.
- [9] G. Pfurtscheller and F.H. Lopes da Silva, **“Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”**, Elsevier, Clinical Neurophysiology, Vol. 110, 1999, Pages 1842-1857.
- [10] Q. Zhao and L. Zhang, **“Temporal and spatial features of single-trial EEG for brain-computer interfaces”**, ACM, Computational Intelligence and Neuroscience – EEG/MEG Signal Processing, Vol. 2007, Jan. 2007.
- [11] B. Blankertz, R. Tomioka, S. Lemm, M. Kawanabe and K-R. Müller, **“Optimizing Spatial Filters for Robust EEG Single-Trial Analysis”**, IEEE, Signal Processing Magazine, Vol XX, 2008.
- [12] F. Lotte, M. Congedo, a. Lecuyer, F. Lamarche and B. Arnaldi, **“A review of classification algorithms for EEG-based brain computer interfaces”**, Journal of Neural Engineering, Vol. 4, June 2007.
- [13] I. H. Witten and E. Franck, **“Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques”**, Morgan Kaufman Publishers, 2 edition, 2005.
- [14] J. dR. Millán, **“On the need for On-line learning in Brain-Computer Interfaces”**, IEEE International Joint Conference on Neural Networks, 2004.