

Anexo A. Desarrollo

En este anexo se detalla el desarrollo de cada uno de los pasos constituyentes de este proyecto final de carrera. El primer acercamiento entre el alumno y este proyecto surgió en febrero de 2010 que se ha extendido hasta febrero de 2011. En este anexo se describirán las diferentes fases que han formado este proyecto final de carrera. La duración del mismo ha estado influenciada por el ritmo de trabajo del grupo de investigación en que se ha desarrollado este proyecto. A continuación se citan los hitos constituyentes de este proyecto.

A.1. Hitos del proyecto

Estudio de la señal EEG.

Estudio de las Bases Normativas de EEG.

Estudio de las técnicas de análisis de la fiabilidad de la señal EEG

Diseño de experimentos de EEG

Procesamiento de EEG y filtrado de artefactos

Análisis estadístico de la señal EEG

Diseño de un Algoritmo Genético ad hoc

Método de Clusterización

A.2. Diagrama de Gantt

En la figura A.1, se muestra el diagrama de Gantt correspondiente al trabajo realizado en este proyecto.

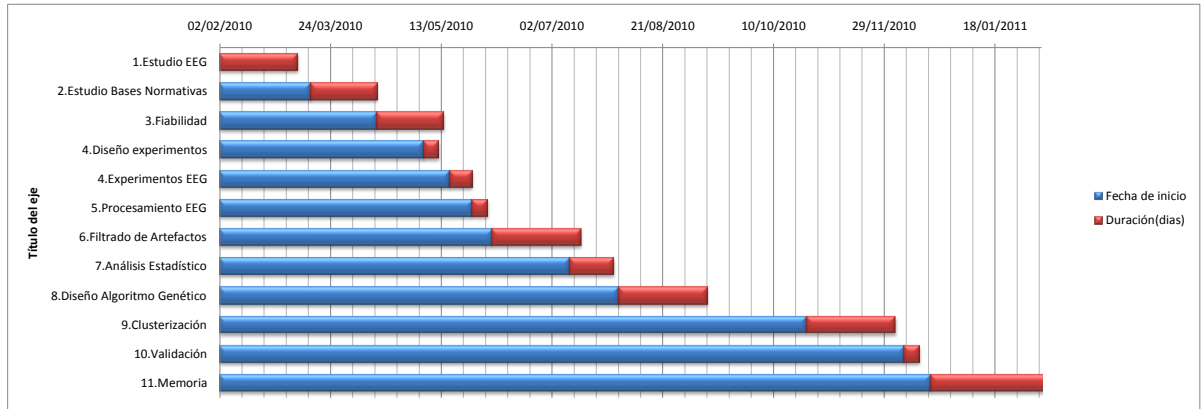


Figura A.1: Diagrama de Gantt del proyecto.

Anexo B. Sistema BCI

Una Interfaz Cerebro-Computador (BCI, *Brain-Computer Interface*), es un sistema que hace uso únicamente de la actividad cerebral.

Los métodos existentes en la adquisición de actividad cerebral se dividen en: métodos invasivos y métodos no invasivos, dependiendo si requieren o no de intervención quirúrgica. En los últimos años, los métodos no invasivos han adquirido especial interés dadas las fuertes barreras éticas que presentan los métodos invasivos. Los métodos no invasivos más usados para adquirir señales eléctricas del cerebro incluyen: la Electroencefalografía¹ (EEG), Magnetoencefalografía (MEG), Tomografía por Emisión de Positrones (PET), así como imágenes tomadas mediante Resonancia Magnética funcional (fMRI). de EEG ha sido ampliamente estudiada y ha demostrado proporcionar suficiente información para controlar ciertos dispositivos de una manera voluntaria, proporcionando una complejidad, coste y tiempo de procesamiento menor comparado con el resto de técnicas de adquisición anteriores. Lo que permite situar al EEG en la técnica más usada en sistemas BCI en tiempo real.

B.1. Introducción. Sistema 10-20

El Sistema Internacional 10-20 es un estándar para la nomenclatura y posicionamiento de los electrodos en un electroencefalograma (EEG). Se llama así porque los electrodos se sitúan en posiciones a un 10 % o un 20 % de una longitud total de la cabeza de cada usuario. Está basado en la subdivisión iterativa de arcos determinados en el cuero cabelludo, empezando por diferentes puntos de referencia en el cráneo: Nasion (Ns), Inion (In) y los Puntos Preauriculares Izquierdo (PAL) y Derecho (PAR). La intersección de las líneas longitudinal (Ns-In) y lateral (PAL-PAR) se denomina Vertex. Puede visualizarse todas las posibles posiciones según este sistema en la figura B.1.

En este proyecto se utilizaron 19 electrodos activos para la adquisición de la señal EEG, un electrodo adicional representando el voltaje tierra y un electrodo para determinar un voltaje de referencia y poder aplicar un montaje bipolar. La posición de cada uno de ellos

¹Registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo.

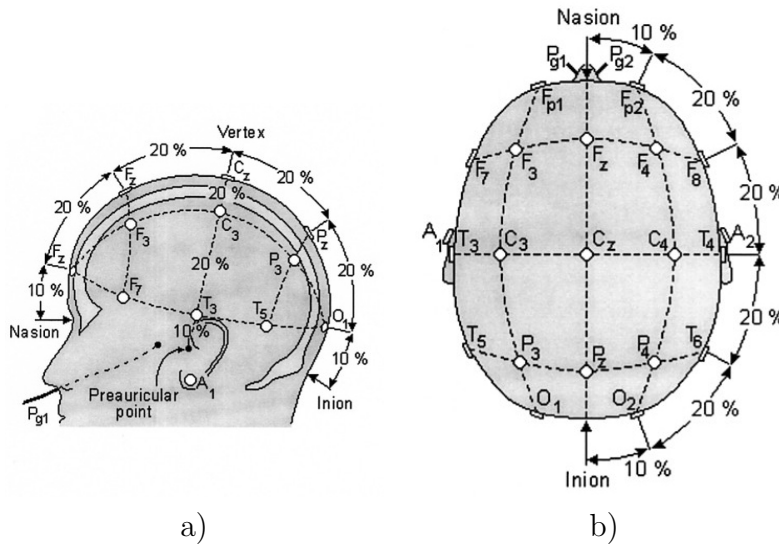


Figura B.1: Sistema Internacional 10-20 de perfil (figura a) y en planta (figura b). Las letras F, T, C, P y O se refieren a frontal, temporal, central, parietal y occipital respectivamente. Los números pares se refieren al hemisferio derecho y los impares al izquierdo.

pueden verse en rojo en la figura B.2 y la del electrodo de tierra en amarillo.

Además se hicieron uso de cuatro electrodos para la adquisición de EOG (electrooculograma). La colocación de estos cuatro electrodos pueden verse en la figura ???. La función de éstos consiste en monitorizar los movimientos oculares tanto verticales como horizontales, para una limpieza posterior de artefactos.).

El electrodo de tierra actúa como referencia interna del amplificador diferencial. Su posicionamiento es irrelevante, normalmente se coloca en el cuero cabelludo, nariz o cuello proporcionando un voltaje de referencia al amplificador para facilitar el rechazo al modo común. La posición elegida en el experimento es ligeramente por encima de la frente, entre el nasión y el comienzo del cuero cabelludo, exactamente en FPz del sistema 10-20, debido a que es una posición neutral debido a los movimientos oculares, entre FP1 y FP2, además es recomendable situarlo cerca de donde se encuentran las mediciones de EEG para mejorar el rechazo al modo común.

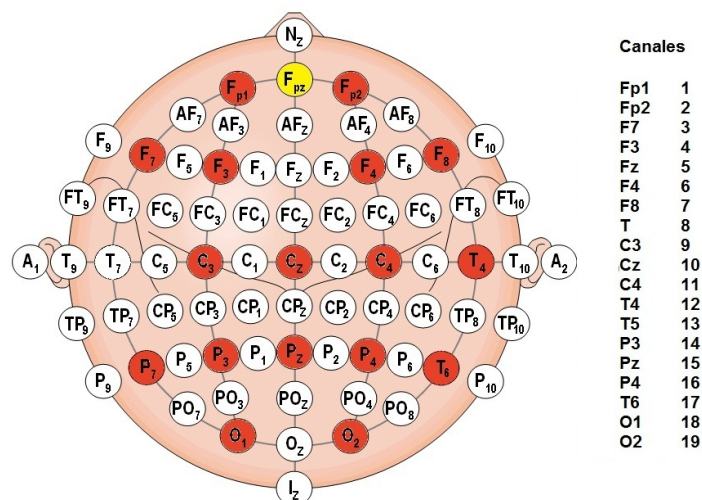
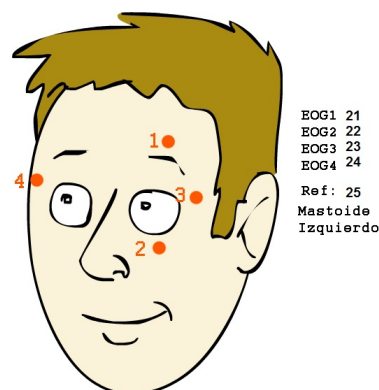


Figura B.2: Montaje realizado en este proyecto. Las posiciones coloreadas en marrón se corresponden con los 19 electrodos, y la posición coloreada en amarillo se corresponde con la tierra.

Vertical electro-oculograma (VEOG) es adquirida por medio de dos electrodos situados 1 cm por encima y bajo el ojo izquierdo?, mientras que Horizontal electro-oculograma se mide a través de dos electrodos situados a 1 cm del canthus externo del ojo izquierdo y derecho. La adquisición de EOG, requiere de un voltaje de referencia, el cual es adquirido mediante un electrodo pasivo situado sobre un mastoide.



Posición electrodos para la adquisición de EOG.

B.2. Artefactos

Los artefactos son señales indeseadas que surgen de acciones cotidianas, como parpadear o mover un músculo. La aparición de artefactos en la adquisición de EEG es inevitable, por tanto, una de las prácticas fundamentales en el registro de EEG, en primer lugar es evitar en la medida de lo posible el número de artefactos. Desde el punto de vista de procesado, es una etapa crítica para obtener una señal EEG fiable.

Una señal EEG que no es originada por el cerebro se le conoce como artefacto. Los artefactos pueden ser divididos en dos categorías: psicológicos y no psicológicos. Cualquier fuente en el cuerpo con un dipolo eléctrico o que genere un campo eléctrico es capaz de producir artefactos psicológicos, por ejemplo el corazón, ojos, músculos y lengua. El sudor puede también alterar la impedancia de contacto de los electrodos y producir un artefacto.

Artefactos no psicológicos incluyen la interferencia de 60 Hz del equipo eléctrico, artefactos kinesiológicos causado por el cuerpo o movimientos del electrodo, y artefactos mecánicos debidos al movimiento del cuerpo.

Un artefacto consiste en un registro EEG de actividad no cerebral y se pueden dividir en fisiológicos y extrafisiológicos. Los artefactos se presentan inevitablemente en todo EEG. Los primeros surgen del paciente directamente como el movimiento ocular y los segundos se generan por fuera del paciente como los equipos o el medio ambiente.

Los artefactos electromiográficos, son tal vez de los más comunes, debido a los músculos frontales y temporales, de este tipo también puede ser el espasmo hemifacial, la respuesta fotomioclónica, debida a estímulos de luz. El glosokinético debido al movimiento causado por el dipolo formado entre el glóbulo ocular y la lengua. El movimiento de ojos, el complejo ECG, las pulsaciones. La respiración en una actividad rítmica y el movimiento muscular que puede causar cambios de impedancia sobre un electrodo. Artefactos debidos a la piel, por ejemplo si existen deformidades causan cambios en las impedancias. Éstos pueden ocultar actividad cerebral llevarnos a malinterpretaciones. Por tanto es necesario una cuidadosa examinación de los datos adquiridos anteriormente al análisis de EEG.

Seguidamente se detallarán los artefactos más comunes que nos podemos encontrar:

Movimiento muscular (EMG)

La actividad muscular aparece como artefacto frecuentemente. EMG artefacto ocurre en los rangos alpha y beta superiores, especialmente por encima de los 23Hz. Y aparecen frecuentemente en los sensores T3 y T4 y en el área frontal, pero también pueden localizarse en T5 y T6 debido a la tensión de los músculos del cuello.

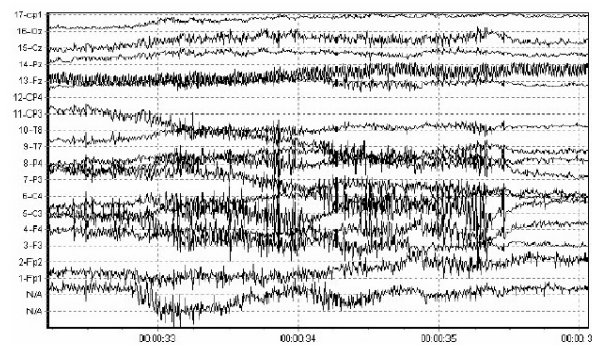


Figura B.3: Artefacto por un movimiento muscular.

Artefactos de movimiento

El movimiento del cuerpo, la cabeza o los cables de un electrodo producen artefactos. Por tanto, es importante recordar al sujeto que permanezca quieto. También se recomienda la colocación de una toalla en el cuello del sujeto para que la cabeza y los electrodos posteriores no tengan contacto con el respaldo de la silla. Además se evitará la tensión del

cuello al situar al toalla. Este tipo de artefactos pueden evitarse asegurando una posición confortable, y detener cada 4-5 minutos el registro de EEG para que la persona se reajuste y cambie de postura si es necesario.

Movimientos oculares

Es de vital importancia poseer un canal donde se visualice el movimiento ocular. La fuente del dipolo ocular es de unos 100mWat entre el aqueous y vitreous. Para el registro del EOG se coloca un electrodo activo Movimiento vertical: Aunque los parpadeos son simétricos en F_{p1} y F_{p2} , un canal para EOG asegura la identificación de parpadeo. Este tipo de artefacto se reconoce porque la señal EEG muestra un contorno puntiagudo en forma triangular dándose lugar en los electrodos frontales. Siendo más prominente en F_{p1} y F_{p2} que en F_3 o F_4 . Movimiento lateral: también es detectado por un desfase en los electrodos F_7 y F_8 .

Artefacto por el parpadeo

Son potenciales de voltaje alto máximos en los canales frontales. Las desviaciones son sincronizadas y hay una desviación importante en dirección inferior. El registro se debe al potencial corneorretiniano (la córnea es electropositiva respecto de la retina, en milivoltios) y hay una contribución menor del electrorretinograma(ERG). Durante el parpadeo, los globos oculares giran un poco hacia arriba (fenómeno de Bell). Así, los electrodos frontopolares se hacen momentáneamente positivos. Son artefactos de una frecuencia entre los 8 y 10 Hz.

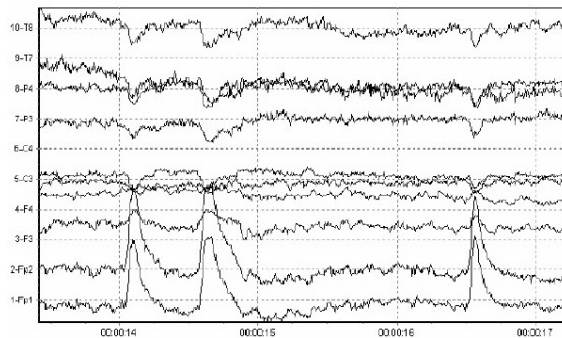


Figura B.4: Artefacto por un parpadeo.

Artefacto por el pulso (EKG) Se identifica por ser una onda rítmica y de configuración puntiaguda que tiene la misma frecuencia que el EEG. El tiempo de ascenso es más rápido que el de descenso. Este artefacto aparece cuando se coloca un electrodo sobre una arteria del cuero cabelludo, por ejemplo sobre una rama de la arteria temporal superficial. El desplazamiento del electrodo lejos de la arteria (es decir, a 1-2 cm) elimina el artefacto.

B.3. Infraestructura

En esta sección se describen los componentes utilizados para la adquisición de EEG. Incluyendo tanto el hardware: amplificador, electrodos, gorro, etc. como el software empleado para la adquisición: BCI2000.

B.3.1. Electrodos activos

La función de un electrodo de EEG como transductor es la de convertir las corrientes iónicas que aparecen en los fluidos orgánicos en corrientes eléctricas que puedan ser medidas adecuadamente. Actualmente existen dos tipos de electrodos en la adquisición de EEG no invasiva: electrodos activos y pasivos. Los electrodos activos se diferencian de los pasivos por tener un pre-amplificador de bajo ruido para aumentar la señal de EEG directamente en el lugar del registro. Su gran ventaja frente a los electrodos pasivos es que no requieren el uso de gel abrasivo. Sin embargo es esencial un buen contacto entre el gel conductor y el cuero cabelludo.

Los electrodos utilizados son electrodos activos de Ag/AgCl que se produce como resultado de la cloración de la plata. Éstos se caracterizan por una buena conductividad eléctrica, baja impedancia de polarización y reversibilidad termodinámica. Debido al uso de este tipo de electrodos es necesario un hardware adicional, caja GAMMABox compuesto por 16 entradas de doble-pin para los electrodos activos, más un doble-pin para el electrodo de referencia y otro adicional para el electrodo tierra. Como salida posee un conector para conectar con el amplificador.



Figura B.5: GAMMABox y electrodos activos utilizados.

B.3.2. Amplificador

El amplificador empleado para conectar los electrodos con el computador aparece en la figura B.6. Posee 16 entradas/canales que permiten la adquisición de señales con una frecuencia de muestreo de hasta 38.4 KHz por canal. Además, permite apilar dos o más

amplificadores para conseguir un sistema de 32, 48, 64 o 80 canales. Su comunicación con el computador se realiza mediante una interfaz USB 2.0.



Figura B.6: Amplificador utilizado.

B.3.3. Gorro

En la figura A.2 puede verse el tipo de gorro utilizado en todos los experimentos. El gorro se ajusta bien a la cabeza con la ayuda de una cinta enrollada en el pecho del usuario que se abrocha al gorro. Existen gorros de varios tamaños para adaptarse a los distintos usuarios siguiendo el Sistema Internacional 10-20. En la figura B.7 puede verse el gorro utilizado, así como los electrodos conectados al mismo.



Figura B.7: Gorro utilizado.

B.3.4. Geles

Existen dos geles de vital importancia en el sistema:

- Gel abrasivo: su función es la de limpiar la piel, de manera que se reduzca la impedancia de entre electrodo y la epidermis, capa de la piel que presenta una elevada resistencia debido a la zona más superficial denominada estrato córneo. En este estrato se acumulan las células muertas, las secreciones de sudor y grasa y si a esto añadimos que esta capa puede estar recubierta de pelo, la medición de EEG se hace compleja.
- Gel conductor: debe colocarse entre el electrodo y la piel para mejorar la conductividad.

B.3.5. Otros

Además del material mencionado, se utilizó a lo largo de las sesiones de experimentación bastoncillos con punta de algodón en la aplicación de gel abrasivo para limpiar la superficie de la piel, papel adhesivo para la colocación de los electrodos de EOG directamente sobre la piel en áreas próximas a los ojos, jeringuillas de gel para impregnar los electrodos de gel conductor y guantes.

B.3.6. Software: BCI2000

Como sistema interfaz entre persona y ordenador se ha empleado una plataforma de código abierto llamada BCI2000. Este entorno ha sido desarrollado para la adquisición de señales EEG, usadas ampliamente para interfaces cerebro-ordenador (BCI). También, el hecho de disponer de la plataforma BCI2000 totalmente operativa, por ser ampliamente utilizada por el equipo BCI del Centro Politécnico Superior, garantizaba asesoramiento ante cualquier problema que pudiese haber y finalmente, se decantó hacia su utilización. BCI2000 cuenta con un módulo de sincronización y tres módulos principales: de adquisición, procesado y aplicación. Para este proyecto únicamente se han empleado el de adquisición y procesado. Sin embargo la mayor parte de procesado se ha implementado mediante scripts en Matlab.

Anexo C. Análisis estadístico del PSD

Dada una señal de EEG muestreada en tiempo de longitud N muestras $y(n)$, $n = 1, \dots, N$, se define su periodograma como:

$$I_{y(w_k)} = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N y(n) e^{-jw_k n} \right|^2 \quad (\text{C.1})$$

con $w_k = 2\pi k/N$, $k = 1, \dots, N$. El periodograma es simétrico en torno a $N/2$, asumiendo N par, $I_y(w_k) = I_y(w_{N-k})$. El valor $I_y(w_k)$ es una medida de la contribución de energía de la frecuencia w_k .

Si $y(n)$, $n = 1, \dots, N$ son muestras de la serie-temporal estacionaria con secuencia de autocorrelación $r_y(i)$, $-\infty < i < \infty$, las ordenadas del periodograma $I_y(w_k)$ son variables aleatorias asintóticamente independientes de distribución exponencial, con media $S_y(w_k)$ ref. La función $S_y(w)$ es la densidad espectral de potencia (PSD) de $y(n)$ y está dado por la transformada de Fourier de la secuencia de autocorrelación $r_y(i)$. Notar que la PSD es una función determinista de w .

Asumiendo, que N es un valor suficientemente grande tal que las ordenadas del periodograma se pueden considerar como variables aleatorias independientes de distribución exponencial ref. Así, la PDF de la variable aleatoria $I_y(w_k)$ puede ser expresada como:

$$P_{I_{y(w_k)}}(a) = \begin{cases} \frac{1}{S_y(w_k)} e^{-a/S_y(w_k)} & a \geq 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{C.2})$$

Por tanto, la variable aleatoria $I_y(w_k)/S_y(w_k)$ está distribuida de acuerdo a la distribución $X^2(2)/2$, donde $X^2(2)$ denota la distribución chi-cuadrado con dos grados de libertad.

$$\frac{I_y(w_k)}{S_y(w_k)} \sim \frac{1}{2} X^2(2) \quad (\text{C.3})$$

Anexo D. Métodos

D.1. Mezcla de gaussianas (GMM)

Método de mezclas de gaussianas Es un modelo de mezclas de gaussianas de la suma de M componentes cada una con un factor de peso. Se define:

$$p(x|\alpha) = \sum_{i=1}^M w_i g(x|\mu_i, \Sigma_i) \quad (\text{D.1})$$

donde x una observación D-dimensional, $0 \leq w_i \leq 1, i = 1, \dots, M$, son los factores de peso y $g(x|\mu_i, \Sigma_i)$ son las funciones de densidad de las componentes gaussianas. Cada componente tiene una función de densidad de la forma:

$$g(x|\mu_i, \Sigma_i) = \frac{1}{(2\pi)^{D/2} |\Sigma_i|^{1/2}} \exp\left\{-\frac{1}{2}(x - \mu_i)' \Sigma_i^{-1} (x - \mu_i)\right\} \quad (\text{D.2})$$

donde μ_i es el vector de medias y Σ_i la matriz de covarianzas. El modelo GMM satisface la condición $\sum_{i=1}^M w_i = 1$. Además el modelo completo es parametrizado por los vectores de media, las matrices de covarianza y los factores de peso para todas las funciones de densidad. Estos parámetros son representados colectivamente por la notación:

$$\lambda = \{w_i, \mu_i, \Sigma_i\} \quad (\text{D.3})$$

Los parámetros son estimados siguiendo el criterio basado en máxima verosimilitud (ML) usando el algoritmo esperanza-maximización, EM. La idea básica del algoritmo EM es, partiendo de un modelo inicial λ , estimar un nuevo modelo $\bar{\lambda}$, tal que $p(X|\bar{\lambda}) \geq p(X|\lambda)$. El algoritmo EM asigna una probabilidad posterior a la función de densidad de cada componente con respecto a cada observación. Los clusters son asignados seleccionando los componentes que maximizan la probabilidad posterior.

D.2. Distancias en los métodos de clustering

D.3. Z-test

Este método compara las medias de una población y unos datos muestrales para determinar si existe diferencia significativa entre ellas. Definida una población X normalmente distribuida definida por: $N(\mu, \sigma)$, y un conjunto n de observaciones X de media \bar{x} , la hipótesis nula H_o supone que el conjunto de observaciones X sigue una distribución normal de media μ y desviación estándar σ , frente a la alternativa que la media no es μ . Para ello se calcula el Z-valor :

$$Z = \frac{\bar{x} - \mu}{\sigma/\sqrt{n}} \quad (D.4)$$

Esta medida es adimensional e indica a cuántas unidades de desviaciones estándar una observación se encuentra respecto a la media μ de una población. Contrastando z-valor en una Z-tabla se acepta o se rechaza la hipótesis H_o a un nivel de significancia definido.

En la práctica, el uso de este test debería aplicarse doblemente, dado el problema de comparar dos distribuciones gaussianas, sería necesario aplicar un Z-test en una dirección (tomando como población la distribución uno) y la prueba muestral la distribución dos, y viceversa. Calculándose dos Z-valores: Z-valor₁ y Z-valor₂, la distancia Z-valor del test global se puede definir como la media:

$$Z_{global} = \frac{Z - valor_1 + Z - valor_2}{2} \quad (D.5)$$

D.4. Contraste para la diferencia de medias

El contraste para la diferencia de medias de dos poblaciones normales es sencillamente comparar las medias de dos grupos muestrales. Sean μ_1 y μ_2 dos medias muestrales de dos poblaciones definidas por las distribuciones normales: $X_1 \sim N(\mu_1, \sigma)$ y $X_2 \sim N(\mu_2, \sigma)$. Los tamaños de cada una de estas muestras son n_1 y n_2 respectivamente. Se quiere observar si la diferencia entre las medias es significativa o no, es decir, comprobar si se puede aceptar la hipótesis nula H_o aceptar que $\mu_1 = \mu_2$.

El estimador de la diferencia de medias poblacionales será la diferencia de medias muestrales y, como la diferencia de normales independientes es también una distribución

normal, tenemos que: $\bar{x}_1 - \bar{x}_2 \approx N(\mu_1 - \mu_2, \sqrt{\frac{\sigma_1^2}{n_1} + \frac{\sigma_2^2}{n_2}})$. Estandarizando se obtiene que:

$$Z = \frac{(\bar{x} - \bar{y}) - (\mu_1 - \mu_2)}{\sqrt{\frac{\sigma_x^2}{n_1} + \frac{\sigma_y^2}{n_2}}} \quad (D.6)$$

Cuando la hipótesis nula es cierta $\mu_1 - \mu_2 = 0$ y se tiene que $Z \sim N(0, 1)$.

Al comparar dos medias podemos encontrar una de las dos posibilidades representadas en la figura D.1, cada posibilidad nos llevará a una conclusión distinta.

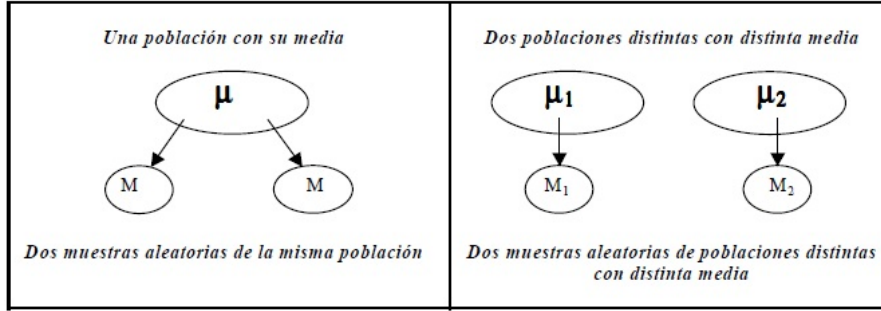


Figura D.1: Resultado del contraste de la diferencia de medias.

D.5. Distancia Bhattacharyya

La distancia de Bhattacharyya mide la semejanza de dos distribuciones de probabilidad discretas y es usada generalmente para medir la posibilidad de separación de clases en la clasificación. Este coeficiente es un número comprendido entre cero y uno que expresa la similitud entre dos histogramas. Concretamente es una medida de aproximación de la cantidad de solapamiento entre dos funciones de distribución. Dada la función de densidad de distribución p_1 de la muestra X_1 y p_2 de la muestra X_2 , se define:

$$DB = -\ln(BC(p_1, p_2)) \quad (D.7)$$

donde BC es el factor de Bhattacharyya:

$$BC(p_1, p_2) = \int \sqrt{p_1(x)p_2(x)} dx \quad (D.8)$$

En el caso particular de distribuciones gaussianas $p_i = N(\mu_i, \sigma_i)$, el coeficiente de Bhattacharyya se define:

$$DB = \frac{1}{8}(\mu_1 - \mu_2)^T \frac{1}{\frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2}} (\mu_1 - \mu_2) + \frac{1}{2} \ln\left(\frac{\det \frac{(\sigma_1 + \sigma_2)}{2}}{\sqrt{\det \sigma_1 \det \sigma_2}}\right) \quad (D.9)$$