

Procesamiento digital de señales cerebrales... ¡Tan simple como eso!

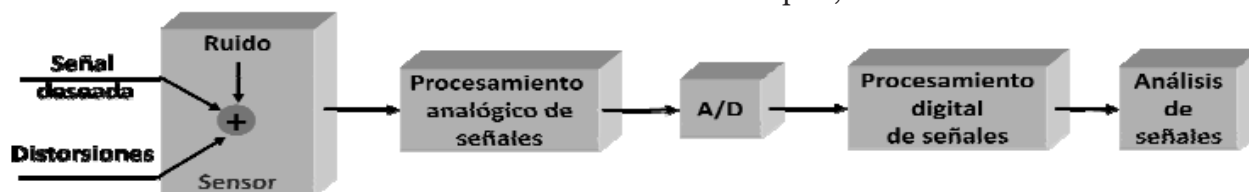
Alina Santillán

Cuando la gente me pregunta: “¿En qué hiciste tu Doctorado?”, “¿de qué se trató?”, mi respuesta siempre es la misma: “Hice el Doctorado en el procesamiento digital de señales cerebrales, tales como las obtenidas con un electroencefalógrafo (EEG) o un magnetoencefalógrafo (MEG). Estas señales vienen acompañadas de ruidos y distorsiones al ser medidas. Entonces, lo que yo hacía era limpiar esas señales y, ya limpias, las pasaba a los médicos para que ellos pudieran hacer un mejor diagnóstico y pudieran determinar con mayor exactitud el lugar de origen del mal”.

Pero, ¿qué es esto realmente? ¿Qué tipo de mejoras se pueden lograr con dichas señales?

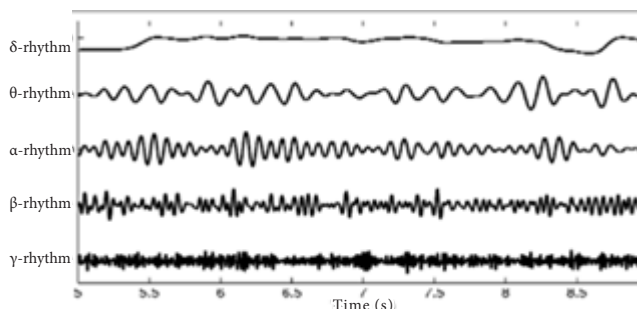
Pues bien, el proyecto del que fui parte tenía como finalidad el desarrollo y fabricación de un sistema de sensores, capaces de medir la actividad magnética del cerebro. Mi tarea consistiría en procesar las señales detectadas por dicho sistema. Sin embargo, al estar en el punto de partida para desarrollar el sensor magnético, señales EEG (las provenientes de los campos eléctricos del cerebro) fueron procesadas, tanto de gente sana, como de pacientes con epilepsia y Parkinson.

En un caso ideal, los sensores (sean eléctricos o magnéticos) detectarían únicamente las señales deseadas, las cerebrales. Sin embargo, en todo sistema, existen ruidos internos o externos que provocan distorsiones en las mediciones. Las señales distorsionadas son primeramente procesadas analógicamente y posteriormente son convertidas a digitales. En este punto es cuando filtros y técnicas digitales entran en acción para poder hacer una limpieza de las señales y así los médicos puedan hacer un mejor análisis. Visto con un diagrama de bloques, esto se vería así:



Para poder lograr mis objetivos, tuve primeramente que estudiar un poco a nuestro cerebro. Éste consiste de dos hemisferios (derecho e izquierdo) y de cuatro lóbulos (frontal, temporal, parietal y occipital). En cada uno, diferentes señales (llamadas ritmos cerebrales o ‘brain rhythms’ en inglés) son producidas. Cada ritmo tiene por nombre una letra griega y representa el rango de frecuencias en que se encuentra. Así, tenemos los ritmos ‘alfa’ (entre 8-10 Hz), ‘beta’ (entre 20-30 Hz), ‘gamma’ (mayor a 30 Hz), ‘delta’ (0.5-4 Hz), ‘teta’ (4-8 Hz), que son los ritmos más comunes (tal como se muestra en la figura) y cada uno está relacionado con una actividad determinada. Por ejemplo, podemos encontrar ‘alfa’ si tenemos los ojos cerrados y estamos relajados, o ‘beta’ si estamos concentrados en algo. Las señales cerebrales tiene un rango de frecuencia de 0.5 Hz a 100 Hz, aproximadamente.

Generalmente, las distorsiones se encuentran afectando las frecuencias de los ritmos, por ello es necesario hacer un tratamiento a las señales para poder separar las señales cerebrales de las no deseadas.



Así es como lucen los cinco ritmos cerebrales más comunes graficados de acuerdo a su rango de frecuencias en orden ascendente.

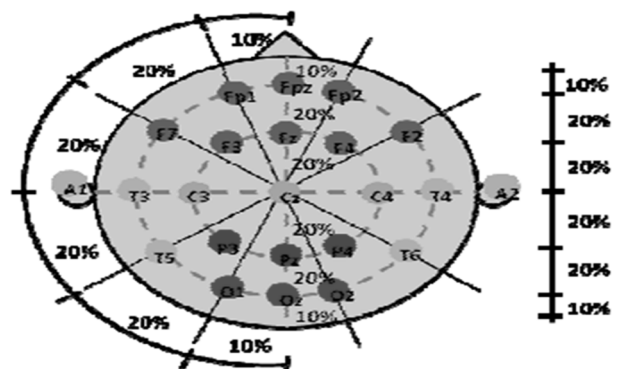
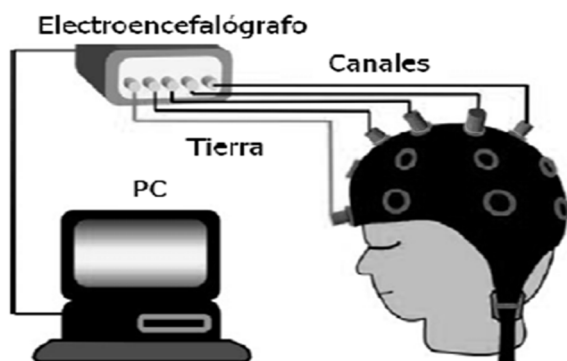
Para medir las señales cerebrales son usados los sistemas EEG o MEG. En el Instituto de Ciencias de los Materiales de la Universidad de Kiel, Alemania [1] (misma universidad donde realicé el Doctorado), nuevos sensores de campos magnéticos están siendo desarrollados. Éstos tendrán la ventaja de trabajar a temperatura ambiente, a diferencia de los sensores actuales llamados SQUIDS (Super-QUantum Interference Devices) que requieren de muy bajas temperaturas para ser usados.

En el caso de EEG, el paciente o sujeto de estudio se coloca una gorra que contiene los canales a ser medidos. Estos canales se ‘pegan’ al cuero cabelludo del paciente con alguna solución salina para que haya mejor contacto y con ayuda de un electroencefalógrafo se hace el reconocimiento de las señales generadas en nuestro cerebro. Estas señales pueden ser observadas y manipuladas en una PC después de ser convertidas a digitales. La distribución y nombre de los canales de la gorra siguen la norma del sistema conocido como ‘10-20’: Los canales a la izquierda tienen números impares y los que están a la derecha números pares. Dependiendo en dónde se encuentren, se usan letras para identificarlos (F=Frontal, T=Temporal, P=Parietal, O=Occipital), tal y como se muestra en la figura.

Tanto los sensores EEG como los MEG pueden ocasionar ruidos propios del sistema de medición. Además, se pueden encontrar distorsiones que son generadas por el propio paciente. Por ejemplo, se considera una distorsión del paciente el parpadear, el mover los ojos para los lados, el movimiento de los músculos, los latidos del corazón, entre otros. También hay distorsiones que son llamadas ‘técnicas’, como por ejemplo cuando un canal se desconecta súbitamente del cuero cabelludo debido al sudor del paciente; o una de las más comunes que se conoce como ‘distorsión de 50/60 Hz’. Es decir, la generada por la línea eléctrica a la que se conecta el sistema EEG o MEG.

Entre las técnicas más comunes para reducir o eliminar las distorsiones en señales multicanales se encuentra ‘Independent component analysis (ICA)’ o análisis de componentes independientes. Como su nombre lo indica, se busca que las señales sean independientes unas de otras. Es decir, idealmente, las señales medidas se podrían descomponer en señales cerebrales (las deseadas) y en distorsiones. Imaginemos que nuestro cerebro es como un rompecabezas que representa la combinación de señales, ruidos y distorsiones. Cada pieza entonces corresponde a una señal determinada, ya sea cerebral o distorsión. La idea de ICA es descomponer el rompecabezas en las diferentes piezas para después determinar cuáles sirven y cuáles no encajan con lo que queremos. Esto es, una vez que se han obtenido los diferentes componentes, se seleccionan aquellos que corresponden a las distorsiones y se multiplican por cero. Con esto, las señales reconstruidas no contienen más que la información deseada. Normalmente, se necesita de un experto para determinar cuáles componentes corresponden a las señales de interés y cuáles a las distorsiones. Aunque también es posible hacer un análisis en frecuencia tiempo y así poder decidir qué componentes dejar y cuáles quitar.

Un problema con esta técnica es que para las distorsiones musculares, frecuentes en pacientes con epilepsia, la descomposición no es perfecta, pues en un mismo componente se puede obtener una mezcla de la distorsión con la señal cerebral. Si elimináramos por completo este componente, también perderíamos información deseada, como los ‘spikes’, que son usados para localizar la fuente de los ataques de epilepsia. Para evitar la pérdida de información, se nos ocurrió combinar ICA con otras técnicas. Por ejemplo con un filtro pasa-bajas (Low-Pass Filter, LPF), con un filtro de tipo Wiener [2], o con un modelo de espacio de estados (State-Space Model o SSM por sus siglas en inglés) [3, 4]. Con estas combinaciones, las señales se pueden limpiar obteniendo mejores resultados, tanto visualmente como en una forma cuantitativa.



Izquierda: Sistema EEG; derecha: Sistema 10-20 para posicionamiento y nombre de los canales.

En el caso de ICA combinada con el filtro Wiener, los parpadeos y movimientos del ojo fueron suprimidos: Primero se aplicó ICA a las señales, se seleccionaron los componentes que contenían las distorsiones oculares para aplicarles el filtro Wiener. El resultado del filtro se restó a los componentes originales con la finalidad de eliminar únicamente las distorsiones y de conservar lo más que se pueda la señal cerebral. Finalmente, se hizo la reconstrucción de las señales, pudiendo observar una reducción de las distorsiones.

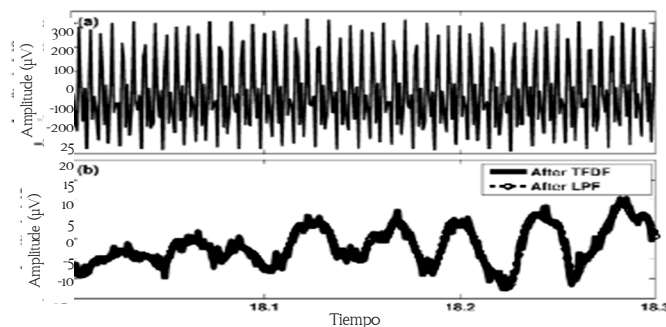
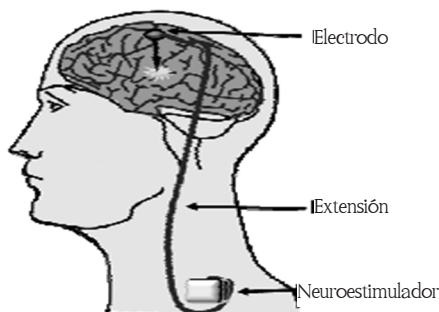
Para poder eliminar la distorsión de 50/60 Hz, se puede emplear un filtro Notch, el cual eliminará solamente el componente a esa frecuencia y dejará pasar las demás. Sin embargo, una desventaja es que parte de las frecuencias que están alrededor de 50/60 Hz también serían eliminadas, y por lo tanto, información deseada puede ser perdida. Por tal motivo, creamos un filtro al que llamamos 'híbrido' (Hybrid filter) o 'time-frequency domain filter, TFDF', pues emplea el dominio del tiempo y de la frecuencia para poder eliminar los componentes que no son deseados. Con ello evitamos que las frecuencias vecinas a las que se quieren suprimir, se eliminen también y así poder retener toda la información cerebral deseada [5].

Este filtro se utilizó también para limpiar las señales de pacientes de Parkinson tratados con el estimulador cerebral profundo (Deep-Brain Stimulator, DBS), el cual consiste en un pequeño electrodo que se inserta en la región afectada del cerebro de dichos pacientes y que ayuda a evitar los movimientos involuntarios típicos del Parkinson. La frecuencia del DBS puede ser, por ejemplo, de 90 o 180 Hz, por lo que las señales cerebrales no pueden ser analizadas, pues están contaminadas con el DBS, como se muestra en la figura. Sin embargo, tras aplicar el filtro híbrido la señal del DBS es suprimida y las señales cerebrales pueden ser vistas para poder monitorear el progreso de los pacientes [6].

A grandes rasgos esto fue lo que se pudo lograr durante mi doctorado. ¿Interesante, no? Si quieres adentrarte más en los temas aquí tratados, échale un vistazo a las referencias. Ahí encontrarás más detalles sobre las técnicas de supresión de distorsiones cerebrales.

Todo esto me resulta muy gratificante pues, con mucho o poco, se pudo contribuir con la ciencia, que es un medio para poder ayudar a muchas personas. Aún falta mucho por hacer, pero, ¡por algo se empieza! \mathcal{K}

16



Izquierda: representación de la implementación de un DBS; derecha: resultados después de usar un LPF y el TFDF a señales contaminadas con DBS.

Bibliografía

- [1] Facultad Técnica de la Universidad de Kiel. Disponible en: www.tf.uni-kiel.de. Fecha de consulta: Nov. 2014.
- [2] Heute, U., & Santillán Guzmán, A. (2014). Removing "Cleaned" Eye-blinking Artifacts from EEG Measurements, SPIN 2014, New Delhi, India.
- [3] Santillán Guzmán, A., Heute, U., Galka, A., & Stephani, U. (2011). *Application of State-Space Modeling to instantaneous independent-component analysis*. IEEE proceedings of the 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Shanghai, China, 2, 640-643.
- [4] Santillán Guzmán, A., Heute, U., Galka, A., & Stephani, U. (2012). *Muscle Artifact Suppression Using Independent-Component Analysis and State-Space Modeling*. IEEE proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE-EMBS, San Diego, USA, 6500-6503.
- [5] Santillán Guzmán, A., Heute, U., Stephani, U., Siniatchkin, M., Muhle, H., & Galka, A. (2013). *Hybrid Filter for Removing Power-Supply Artifacts from EEG Signals*. 10th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed), Innsbruck, Austria.
- [6] Santillán Guzmán, A., Heute, U., Muthuraman, M., Stephani, U., & Galka, A. (2013). *DBS Artifact Suppression using a Time-Frequency Domain Filter*, IEEE proceedings of the 35th Annual International Conference of the IEEE-EMBS, Osaka, Japan, 4815-4818.