



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN
INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS**

“Adquisición no-invasiva de señales de EEG y
procesamiento de señales motrices”

Presenta:

Hernández Coss Alam Iztac

Asesor:

M. en C. Leonardo Fonseca Ruiz

MÉXICO, D.F. Mayo 2014





INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

Trabajo Terminal II

“Adquisición no-invasiva de señales de EEG y
procesamiento de señales motrices”

Qué para obtener el título de
“Ingeniero en Mecatrónica”

Presenta el alumno

HERNÁNDEZ COSS ALAM IZTAC

Asesor:

M. EN C. LEONARDO FONSECA RUIZ

Presidente del Jurado

Profesor Titular

M. EN C. JUAN ANTONIO JARAMILLO GÓMEZ

M. EN E. ELIZABETH RIVAS BONILLA

Agradecimientos

Presento este reporte como símbolo de la culminación de una etapa importante de mi vida, sería una mentira decir que el tiempo y esfuerzo que he invertido hasta ahora han sido irrelevantes. Le agradezco al niño que era yo mucho antes de elegir esta carrera (sé que se sentiría orgulloso) y le agradezco al hombre que seré algún día cuando vuelva a leer este trabajo. ¿Recuerdas cómo te sentías estudiando en UPIITA?, ¿recuerdas a la gente que fue importante para ti?, ¿hasta dónde has llegado desde entonces?, ¿eres feliz?

Le agradezco al lector anónimo, al estudiante que por curiosidad o encargo saque este trabajo de la repisa (o abra el archivo) en busca de ideas valiosas. Ojalá encuentre algo digno de replicar o mejorar y de no ser así, ojalá sepa cómo no cometer los errores que yo pude haber cometido.

Le agradezco a mis profesores, a los de verdad, los que se preocuparon más por enseñar que por cumplir sus horas de clase y que afortunadamente fueron muchos. De entre ellos le agradezco a mi asesor, Leonardo Fonseca, por el apoyo durante la realización de este proyecto y por motivarme a presentarme en mi primer congreso.

Le agradezco a todos los que me preguntaron por qué mi proyecto era mecatrónico, sé que pocos quedaron convencidos, a veces yo también lo dudaba. Gracias también a todos los que me preguntaban cómo iba con mi TT, pues me ayudaban a recordar lo que faltaba por hacer.

Agradezco a aquellos que confiaron en mí por motivarme a no decepcionarlos y agradezco a aquellos que no esperaban mucho de mí, por motivarme a probar que se equivocaban. Todos sabemos lo bien que eso se siente.

Pero sobre todo, gracias a las personas que amo. A los que me regalaron libros, los que estuvieron siempre para brindarme su apoyo, los que se emocionaban tanto como yo con las cosas que descubría y hacía, los que me enseñaron que amar es valorar y que no hay mayor valor que la vida misma. Gracias entre todos ellos a mis padres que me han dado tanto como han podido y mucho más de lo que merezco, sepan que todo lo que hago por mí, también lo hago por ustedes y que aún hay muchas cosas por hacer.

Y gracias a ti que me conoces, que seas muy feliz, que vivas por siempre, que tu mundo sea verde.

Resumen

En este trabajo se propone el diseño y construcción de un dispositivo de adquisición de señales electroencefalográficas (EEG) de forma no invasiva para su posterior procesamiento con la posibilidad de obtener una relación entre estas y las intenciones de movimiento de las extremidades superiores del usuario.

Abstract

This technical report proposes the construction of an electroencephalographic (EEG) non-invasive signal acquisition device, for the processing of these signals in order to find a possible relation between these and the upper extremity movement intentions of the user.

Palabras Clave

Adquisición, Electroencefalografía, EEG, no-invasivo, instrumentación.

Índices

Contenido

Agradecimientos	i
Resumen.....	ii
Abstract	ii
Palabras Clave	ii
Índices	iii
Índice de Figuras:	v
Índice de Tablas:.....	vi
Índice de Diagramas:.....	vii
Introducción:	1
Objetivos:	2
Objetivo General:	2
Objetivos Particulares:	2
Justificación:.....	3
Planteamiento del problema:	3
Marco Teórico	4
El Cerebro Humano	4
Descripción General	4
La estructura del cerebro	4
La Neurona	4
El potencial eléctrico en la neurona.....	5
Lóbulos	6
Áreas de Brodmann.....	7
Organización Somatotópica (Giro Precentral y Postcentral)	8
Adquisición de Señales.....	9
Interfaces BCI, BMI, BBI.....	9
Estado del Arte:.....	11

Metodología de Diseño	13
IDEFO	13
Selección y optimización de propuestas de solución.....	20
Diseño del dispositivo de sensado	20
Diseño de la etapa de acondicionamiento.....	23
Diseño de la etapa de procesamiento e interfaz	26
Diseño a Detalle	28
Datos Antropométricos para las medidas de la estructura:	28
Protección física para etapa de acondicionamiento.....	30
Diagrama de flujo de la etapa de procesamiento e interfaz.....	30
Implementación	31
Implementación Electrónica	31
Programación para comunicación con ADS1191	33
Pruebas de Adquisición con ADS1191.....	36
Diseño Electrónico de la etapa de Adquisición con ADS1298.....	37
Programación para comunicación con ADS1298	40
Pruebas y resultados de etapa de adquisición con ADS1298	42
Etapa de Instrumentación.....	45
Banda elástica y electrodos.....	47
Validación.....	47
Pruebas de adquisición del dispositivo completo.....	47
Procesamiento de señales adquiridas y resultados	48
Análisis de resultados.....	50
Conclusiones y trabajo a futuro	50
Anexos.....	52
Referencias.....	58
Publicaciones.....	61

Índice de Figuras:

Figura 1 - Diagrama a bloques de una interfaz cerebro-máquina (Fuente: http://www.lacofa.es/index.php/general/introduccion-a-los-sistemas-brain-computer-interface)	1
Figura 2 - Representación gráfica de una neurona indicando la dirección del impulso. (Fuente: [9]).....	5
Figura 3 - Vista derecha del hemisferio cerebral derecho con su división por lóbulos, Fuente: [12]	7
Figura 4 - Vista lateral izquierda del hemisferio izquierdo mostrando la distribución de las áreas de Brodmann, (Fuente: http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/outil_jaune05.html)	8
Figura 5 - Representación somatotópica de las áreas musculares activadas por el giro precentral desde una vista anterior del hemisferio izquierdo. [11].....	8
Figura 6 – Fotografía de un electrodos de disco, reutilizable de plata recubierto de oro, (obtenido del sitio de internet: The Electrode Store, en la dirección http://www.electrodestore.com/index.php/eeg/eeg-electrodes/eeg-single-disc-electrodes).....	20
Figura 7 - Representaciones Gráficas del Arco Bitrago Coronal (arriba), Arco Bitrago del Mentón (abajo), el arco bitrago posterior surge de los mismos puntos y pasa por el inión, que es el punto óseo a la mitad de la parte posterior de la cabeza. [26].....	29
Figura 8 - Render de diseño de caja en dos piezas para impresión 3D	30
Figura 9 - Diseño de la placa de circuito impreso de prueba para el MCP2210	32
Figura 10 - Diseño de PCB para las pruebas del ADS1191	33
Figura 11- Comprobación de GPIOs del MCP2210	34
Figura 12 - Salida en consola del programa de prueba de conversión analógico-digital	36
Figura 13 - Gráfica de tensión de un potenciómetro variando entre 0 y 5V, obtenida de la señal adquirida por el ADS1191	37
Figura 14 - Capa superior de PCB para adquisición de señales. Diseño y placa de circuito impreso	39
Figura 15 - Capa inferior de PCB para adquisición de señales. Diseño y placa de circuito impreso	40
Figura 16 - Dispositivo de adquisición soldado.....	40
Figura 17 - Gráfica de cuatro canales simultáneos con entradas en corto	42
Figura 18 – Gráfica de cuatro canales conectados a una tensión variable por medio de un potenciómetro... 43	43
Figura 19 - Gráfica de señales de tensión de cuatro canales superpuestas	43
Figura 20 - Adquisición de señales mioeléctricas de músculo flexor radial del carpo	44
Figura 21 - Señales adquiridas de fuentes mioeléctricas en cuatro canales superpuestas	44
Figura 22 - Diseño de PCB para la etapa de instrumentación, capa superior de pistas	45
Figura 23 - Interfaz gráfica de usuario para programa en C# de adquisición mostrando señales adquiridas . 48	48
Figura 24 - Señales adquiridas del arreglo de electrodos sobre el cuero cabelludo con dispositivo terminado, 500 muestras en 10 segundos	48
Figura 25 - Señales adquiridas del arreglo de electrodos sobre el cuero cabelludo posteriores a filtro pasa-bajas de respuesta finita (FIR) a 4Hz	49
Figura 26 - Gráfica de densidad espectral de las señales adquiridas, se observa el funcionamiento del filtro FIR atenuando casi del todo las señales mayores a 4Hz.....	49
Figura 27 - Diploma que reconoce la presentación del artículo Noninvasive Acquisition of Motor Electroencephalographic Signals en el VII Congreso Internacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas.....	61

Índice de Tablas:

<i>Tabla 1 - Comparación de características del estado del arte.....</i>	<i>11</i>
<i>Tabla 2- Listado de actividades de IDEF0</i>	<i>14</i>
<i>Tabla 3 - Análisis axiomático de propuestas para la estructura.....</i>	<i>22</i>
<i>Tabla 4 - Análisis axiomático de propuestas para la fase de acondicionamiento</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 5 - Características del circuito integrado ADS1299.....</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 6 - Características del circuito integrado MCP2210.....</i>	<i>25</i>
<i>Tabla 7 - Análisis axiomático de características de las propuestas para la etapa de procesamiento e interfaz.</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 8- Promedios de valores antropométricos de una muestra de población hispana en EEUU en centímetros.....</i>	<i>28</i>

Índice de Diagramas:

<i>Diagrama 1 - Diseño por IDEF0, actividad global 0</i>	<i>13</i>
<i>Diagrama 2 - Tareas IDEF0 de la A1 a la A7</i>	<i>15</i>
<i>Diagrama 3 - Desglose de las sub-actividades de A1</i>	<i>16</i>
<i>Diagrama 4 - Desglose de las actividades dentro de A2.....</i>	<i>16</i>
<i>Diagrama 5 - Representación gráfica de la tarea A3</i>	<i>17</i>
<i>Diagrama 6 - Desglose de las actividades dentro de A4.....</i>	<i>17</i>
<i>Diagrama 7- Desglose de las actividades dentro de 5.....</i>	<i>18</i>
<i>Diagrama 8 - Desglose de las actividades dentro de A6.....</i>	<i>18</i>
<i>Diagrama 9 - Representación gráfica de la actividad A7</i>	<i>19</i>
<i>Diagrama 10 - Diagrama de flujo para la implementación de la etapa de procesamiento e interfaz</i>	<i>31</i>
<i>Diagrama 11 - Esquema general de conexión de componentes.....</i>	<i>32</i>
<i>Diagrama 12 - Secuencia de inicialización para los ADS11XX</i>	<i>35</i>
<i>Diagrama 13 - Esquemático de Placa de Adquisición con ADS1298.....</i>	<i>38</i>
<i>Diagrama 14 - Esquemático para la etapa de instrumentación con 9 electrodos.....</i>	<i>46</i>

Introducción:

El cerebro humano, al realizar sus funciones por medio de diferencias de potencial entre neuronas genera señales eléctricas adquiribles e interpretables que contienen información sobre los diferentes fenómenos que suceden en él. Acciones como la imaginación motriz, la percepción del medio y el movimiento de extremidades producen cambios identificables en la actividad cerebral. El estudio de estas señales ha permitido asociar ciertas áreas del cerebro con acciones específicas en grupos grandes de individuos, sin embargo, dichas señales han sido en su mayoría adquiridas de forma invasiva, requiriendo intervenciones quirúrgicas considerablemente peligrosas y volviendo poco práctico el uso de estas señales para el control de dispositivos.

En los últimos años se ha profundizado en el conocimiento de las señales electroencefalográficas obtenidas por medios no-invasivos y su relación con la intención de movimiento de los usuarios y se han realizado avances sustanciales en los métodos para la eliminación de señales de ruido de origen muscular, conocidas como artefactos.

El perfeccionamiento en la implementación de señales de EEG no-invasivas abre una gran gama de posibilidades tecnológicas, siendo particularmente importante el uso de esas señales para el control de dispositivos de una forma natural, eficaz y segura.

Un diagrama a bloques con los componentes básicos de una interfaz cerebro-máquina se puede observar a en la Figura 1.

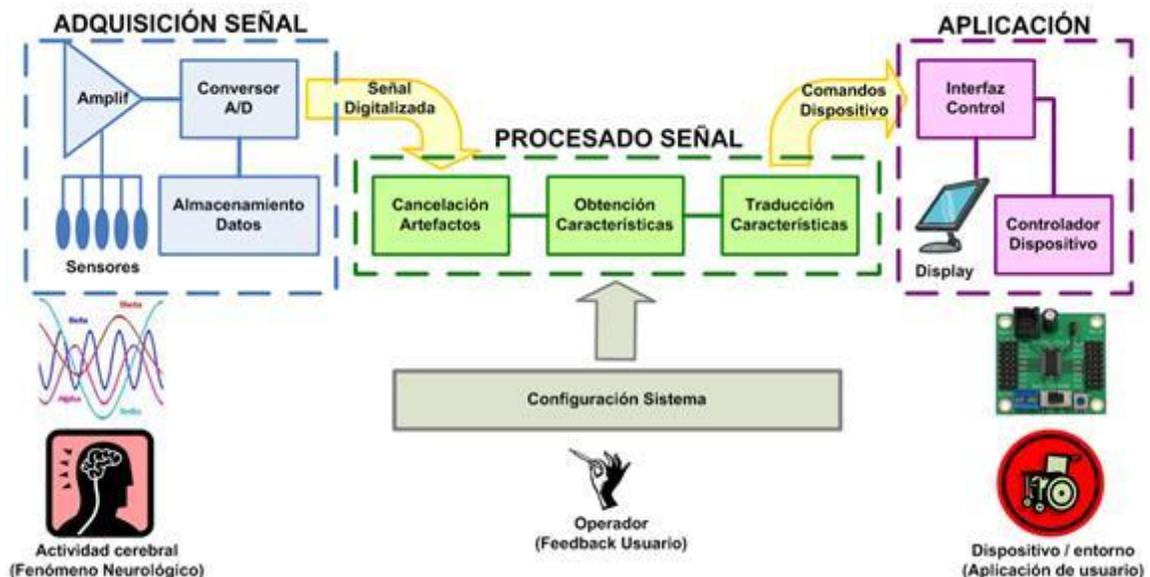


Figura 1 - Diagrama a bloques de una interfaz cerebro-máquina (Fuente: <http://www.lacofa.es/index.php/general/introduccion-a-los-sistemas-brain-computer-interface>)

La interfaz cerebro-máquina puede dividirse en tres áreas funcionales, adquisición de señal, procesado de señal y aplicación [1].

La adquisición de la señales requiere una gran precisión, una mínima componente de DC (tensión de offset) y la capacidad de filtrar señales de ruido que son muy comunes, en especial la frecuencia de línea de 60Hz y otras señales bioeléctricas, como son las mioeléctricas, causadas por el movimiento de los músculos, también conocidos como artefactos. Al tratarse de potenciales por debajo de los $50\mu\text{V}$, se requiere una etapa de amplificación de instrumentación [2]. Las señales amplificadas se pasan a convertidores Analógico/Digital que las muestrean a frecuencias que, de acuerdo al teorema de Nyquist, evitarán la pérdida de información valiosa, para esto se necesita una frecuencia de muestreo de al menos el doble de la máxima frecuencia analógica que se desee obtener, para esta aplicación las señales de interés han demostrado encontrarse entre 0.5Hz y 4Hz [1]. Se busca que el procesado de la señal se realice en tiempo real, para que la información adquirida en la fase anterior produzca un efecto inmediato en el dispositivo a controlar. En esta fase se buscan patrones definidos en las entradas, correspondientes a los potenciales creados como efecto de las acciones del usuario [3].

Una vez que tales patrones han logrado ser identificados de forma repetible y que el sistema demuestra tener alta confiabilidad, la aplicación puede ser el control de cualquier dispositivo. Su complejidad dependerá de la confiabilidad del sistema y la cantidad de patrones que se hayan podido identificar.

Objetivos:

Objetivo General:

Diseño y construcción de un dispositivo de sensado y acondicionamiento de señales electroencefalográficas de ocho canales, de bajo consumo y procesamiento de la información adquirida para la extracción de señales motrices de extremidades superiores.

Objetivos Particulares:

- Diseño, adquisición de materiales y construcción del dispositivo de sensado.
- Diseño y construcción de la etapa de acondicionamiento de señales electroencefalográficas.
- Diseño e implementación de la etapa de procesamiento digital de señales.
- Pruebas de funcionamiento.
- Caracterización de las señales electroencefalográficas (EEG) a utilizar.

Justificación:

Actualmente, las interfaces humano-computadora, (HCI, por sus siglas en inglés), juegan un papel de gran importancia en nuestra vida diaria. Dispositivos como el teclado, el mouse, los joysticks y más recientemente los medios de entrada táctil se han convertido rápidamente en un estándar para la interacción con una gran cantidad de sistemas, desde aparatos electrónicos hasta vehículos y maquinaria pesada. Sin embargo, existen situaciones en que estas interfaces no son viables, especialmente con personas incapaces de generar los movimientos musculares necesarios para el uso de las HCI tradicionales [4]. El desarrollo y uso de tecnologías de interfaz cerebro-máquina, (BMI, también por sus siglas en inglés), puede superar esta dificultad, sin embargo, la investigación y la implementación de tales tecnologías no es tan extensa en nuestro país y los prototipos creados son en su mayoría aplicaciones muy específicas y son difíciles de implementar en entornos distintos a aquellos para los cuáles fueron diseñadas.

Planteamiento del problema:

Las interfaces humano-máquina disponibles hoy en día requieren de ciertos movimientos musculares por parte del usuario, lo que representa un grave problema para personas con algunos tipos de discapacidad motriz. El uso de interfaces cerebro-máquina permite a los usuarios controlar dispositivos sin necesidad de interacción mecánica con los mismos [5], abriendo así una amplia línea de investigación y desarrollo de nuevas tecnologías.

Los dispositivos no invasivos de adquisición de señales electroencefalográficas (es decir, que no requieren de implantes) disponibles actualmente en el mercado presentan dificultades para su uso en el control de sistemas mecatrónicos en lo que respecta al tipo de señales que manejan pues están limitados a pocos canales adquiriendo información de una gran cantidad de fuentes, en vez de enfocarse a áreas o funciones específicas del cerebro.

Los dispositivos de sensado encefalográfico utilizados en investigación suelen tener grandes dimensiones y resulta complicado instalarlos y prepararlos para su uso, aparte de que son incómodos al transportarlos o usarlos en público y son particularmente costosos.

Por otra parte, existe en México poca investigación acerca de la relación entre las señales electroencefalográficas y las señales mioeléctricas de los músculos o la tentativa de movimiento por parte del usuario. Ser capaces de identificar y extraer estas señales en un espacio muestral de población permitiría una mayor implementación de sistemas por medio interfaces cerebro-máquina.

Marco Teórico

El Cerebro Humano

Descripción General

Nuestro cerebro define lo que somos como seres humanos, controla de forma directa o indirecta cada proceso de nuestro cuerpo y nos permite la interacción con el medio formando así nuestro concepto de la realidad.

El cerebro está adquiriendo del medio ambiente y de nuestros propios cuerpos de forma ininterrumpida grandes cantidades de información que decodifica, selecciona, clasifica e interpreta para actuar de acuerdo a su interpretación de la misma. En este control pueden observarse tres aspectos predominantes, uno es el del control y mantenimiento de las funciones del cuerpo, otra es el de la interacción con el entorno y otros seres a través de las acciones y el uso de canales de comunicación y el tercero es el de nuestra realidad interna y subjetiva, que sólo puede ser conocida parcialmente por otros individuos. El cerebro, desde su formación durante las etapas más avanzadas de la gestación y a lo largo de su desarrollo desarrolla patrones repetibles para el óptimo funcionamiento de estos tres aspectos. La obtención y el análisis de dichos patrones nos ayudan a comprender más a fondo los mecanismos que están detrás del control de todas nuestras acciones, actitudes y pensamientos.

La estructura del cerebro

El cerebro es el órgano más complejo que poseen los seres vertebrados y la mayoría de los invertebrados. Es el centro de procesamiento sobre la que se sostienen las funciones del sistema nervioso central (SNC) y que produce las señales con las que trabaja el sistema nervioso periférico (SNP). El cerebro suele localizarse relativamente cerca de los órganos sensoriales más importantes como la vista, el oído y el olfato. El cerebro humano se compone de entre 15 y 33 mil millones de neuronas, células que son la unidad básica para su funcionamiento [6] y de entre 5 y 10 veces esa cantidad de células gliales, conocidas también como neuroglías, que son células más pequeñas que las neuronas, que llevan a cabo funciones estructurales, de nutrición neuronal y de apoyo en la transmisión de información necesaria para algunos procesos, como la respiración [7].

La Neurona

Tal como otras células, la neurona está compuesta de un cuerpo celular con un núcleo rodeado de citoplasma y contiene varios organelos. El cuerpo de la neurona es conocido como soma o pericarion. Varias estructuras se extienden desde el soma de la neurona hacia el exterior, que varían en forma y en número de acuerdo a la función de la neurona pero que se pueden clasificar en dos, dendritas y axones. Toda neurona puede tener un gran número de dendritas, pero sólo un axón, las primeras crecen en forma de ramificaciones o árboles dendríticos que cubren grandes superficies y permiten la entrada de información hacia la neurona, mientras que la constitución de su único axón tiene como finalidad la transmisión de impulsos nerviosos desde el cuerpo de la neurona hacia otras

células. Los axones también pueden presentar ramificaciones aunque no tan elaboradas como las dendritas, a estas estructuras se les conoce como colaterales de axón y permiten que los impulsos transportados puedan excitar a un mayor número de células. (Figura 2)

El axón está por lo general recubierto de una sustancia llamada mielina, que ayuda a la conducción de impulsos eléctricos hasta una estructura conocida como sinapsis, que es el sitio donde se conectan el axón y la siguiente neurona. En la sinapsis, la señal eléctrica recibida libera una sustancia conocida como neurotransmisor, que lleva las señales de forma química de una célula a otra [8].

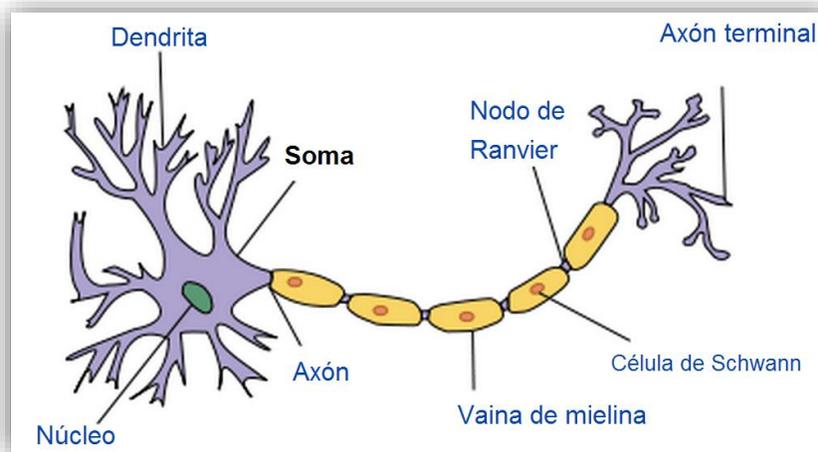


Figura 2 - Representación gráfica de una neurona indicando la dirección del impulso. (Fuente: [9])

El sistema nervioso central está constituido de tejido nervioso que puede clasificarse en materia gris y materia blanca. La materia blanca está conformada con axones y somas no neuronales y su color blancuzco es causado por la presencia de mielina. La materia gris está compuesta de soma y dendritas, que le dan su tono grisáceo.

El potencial eléctrico en la neurona

Las células neuronales están contenidas por una membrana plasmática que regula la interacción con su medio, dicha membrana está compuesta de una doble capa de fosfolípidos, carbohidratos y estructuras proteínicas de regulación, a través de esta membrana se realizan los cambios de voltaje y transporte de moléculas para la generación de la actividad neuronal.

Dentro de la neurona, en el líquido intracelular existen cationes de potasio (K^+) y aniones orgánicos como el glutamato y el aspartato, mientras que en el líquido extracelular hay grandes concentraciones de iones Na^+ y Cl^- . La membrana es permeable al potasio a través de proteínas especializadas conocidas como canales de fuga, que permiten el paso libre de cationes de potasio

hacia afuera, lo que se conoce como corriente de fuga. Una vez que el potasio sale de la célula, produce fuerzas de atracción eléctrica hacia las cargas negativas que no lograron salir, lo que polariza la membrana de forma negativa en el interior y positiva en el exterior, a esto se le llama potencial de membrana en reposo y aunque es variable entre diferentes neuronas, en promedio tiene un valor de -70mV , tomando como referencia el líquido extracelular. Cuando la neurona mantiene este potencial se considera que está polarizada. Los fenómenos que vuelven más positivo este potencial, llevándolo a 0V y luego a valores más positivos, son denominados eventos de despolarización y cuando se recupera el estado polarizado se denomina repolarización. Cuando el voltaje es mayor de -70mV , es decir, más negativo, es conocido como hiperpolarización.

Un ión se mantiene en equilibrio transmembranal cuando el gradiente químico que lo expulsa de la célula es de la misma magnitud pero sentido opuesto al gradiente eléctrico que lo atrae de vuelta al interior, esta característica establece un valor de umbral, que es el voltaje necesario para que una perturbación eléctrica en el interior de la neurona desencadene una reacción que se transmita a lo largo del axón y hacia otras neuronas, a estas señales se les llama potenciales de acción y la información que contienen es uno de los fundamentos de la neurociencia computacional.

Un modelo que explica de forma sencilla e intuitiva el funcionamiento de los potenciales de acción es el que usó por primera vez Woodbury en el año de 1965, donde el autor emplea una analogía, comparando el proceso de disparo de una neurona con el acto de vaciar el tanque de agua de un retrete. En este modelo se compara la excitación externa de la neurona, con el tirar de la palanca del excusado. Si la excitación es pequeña, es decir, por debajo del valor de umbral, no existe un flujo considerable de agua que representa el flujo de cationes de sodio, que entran a la célula a través de Canales de Sodio Dependientes del Voltaje (CSDV), los cuáles son proteínas que permiten el paso de iones de sodio al interior de la célula como respuesta a la presencia de diferencias de potencial. En el momento en que se tira de la palanca lo suficiente, el agua del tanque empieza a fluir de forma inevitable y la palanca ya no tiene influencia sobre ella. De igual manera, cuando se excita la neurona sobre cierto valor de umbral, que en promedio está en -50mV , los CSDV se abren del todo, permitiendo la entrada de cationes a muy altas velocidades, lo que despolariza la neurona y crea potenciales positivos, alrededor de $+45\text{mV}$, lo suficientemente grandes para viajar a través del axón hasta la sinapsis con otras neuronas.

El tiempo transcurrido entre el artefacto de estímulo y la respuesta de la neurona se denomina latencia y en promedio es de 0.4ms , mientras que la duración del potencial de acción es de alrededor de 1ms [10].

Lóbulos

Para motivos de estudio, el cerebro se divide a la mitad en dos hemisferios: izquierdo y derecho, esta división se percibe a simple vista por la presencia de la cisura longitudinal cerebral, pero también puede dividirse su corteza, que es la capa exterior, en áreas conocidas como lóbulos [11]. El lóbulo frontal va desde la zona anterior hasta terminar en la parte superior en el surco central del

cerebro, conocido también como cisura de Rolando donde empieza el lóbulo parietal y en las zonas laterales con el surco lateral, llamado también cisura de Silvio, donde comienza el lóbulo temporal. En el extremo posterior se encuentre el lóbulo occipital, como puede observarse en la Figura 3.

Los contornos en la superficie de los hemisferios cerebrales varían considerablemente entre individuos, por lo que resulta más útil esta subdivisión de la corteza, en lo que respecta a la organización funcional del cerebro, que una subdivisión macroscópica basada en la distribución de giros y surcos. Se conoce como giro (del latín gyrus, que significa anillo) a toda elevación en la corteza cerebral y surco (sulcus), a los repliegues o hendiduras en la misma.

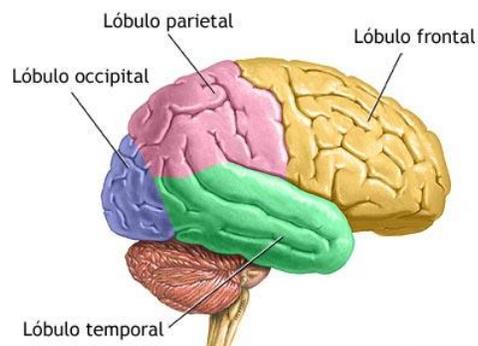


Figura 3 - Vista derecha del hemisferio cerebral derecho con su división por lóbulos, Fuente: [12]

Áreas de Brodmann

Aunque a simple vista la corteza cerebral consiste de lóbulos, giros y surcos, existen diferencias en la distribución de neuronas corticales que no se perciben a simple vista y en algunos casos no concuerdan con la estructura macroscópica del cerebro. La identificación y clasificación de estas áreas fue realizada por el anatomista Korbinian Brodmann a inicios del siglo XX, de ahí que se les conoce como áreas de Brodmann (Figura 4). Estas subdivisiones, aunque puedan variar de tamaño entre distintos individuos, siguen siendo tomadas de referencia hoy en día y su función ha sido corroborada por métodos como la resonancia magnética nuclear (MRI). Siendo de particular importancia para el presente trabajo el área cuatro que constituye la corteza primaria motriz y el área 6, que contiene a la corteza premotriz y a la corteza motriz suplementaria. [11]

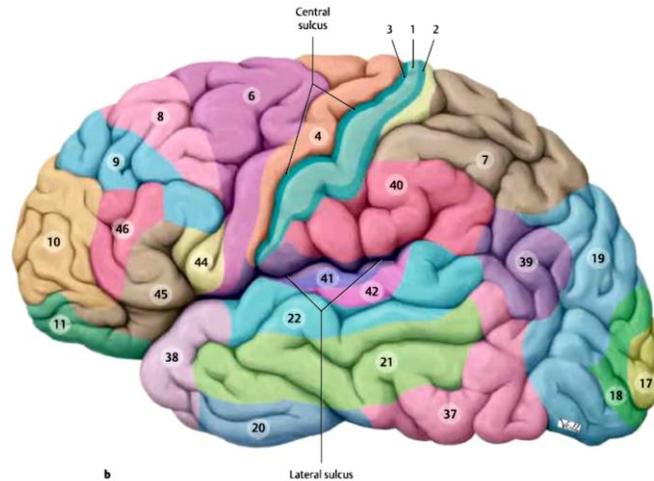


Figura 4 - Vista lateral izquierda del hemisferio izquierdo mostrando la distribución de las áreas de Brodmann, (Fuente: http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/outil_jaune05.html)

Organización Somatotópica (Giro Precentral y Postcentral)

Los giros precentral y postcentral son aquellas estructuras neuronales que están ubicadas anterior y posteriormente a la cisura de Rolando. En el giro precentral se encuentran las neuronas que activan el movimiento de las diferentes partes del cuerpo, siendo las áreas que controlan las manos considerablemente más grandes que otras más simples, por conectar una mayor cantidad de músculos y requerir mayor precisión [11]. El giro postcentral recibe las señales de los receptores sensoriales y está dividido de acuerdo a la fuente de sus señales, en una distribución similar a la del giro precentral (Figura 5).

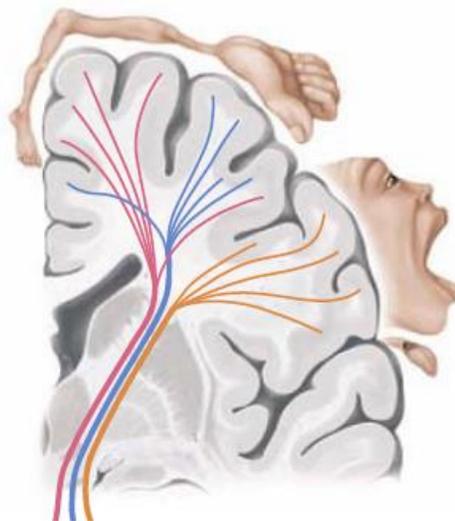


Figura 5 - Representación somatotópica de las áreas musculares activadas por el giro precentral desde una vista anterior del hemisferio izquierdo. [11]

Adquisición de Señales

Las señales eléctricas del cerebro contienen información indispensable de los procesos que se están llevando a cabo y de los efectos que estos procesos tienen o podrían llegar a tener en el cuerpo humano. La calidad de la información adquirida depende del método de adquisición utilizado, los cuáles pueden dividirse en invasivos y no-invasivos.

Un método de adquisición invasivo requiere de la intervención quirúrgica del individuo para la inserción de los electrodos, mientras que el no-invasivo permite la adquisición por fuera del cuero cabelludo y aunque las señales obtenidas por métodos invasivos tienen en general información más precisa, es más deseable desarrollar sistemas de adquisición no-invasivos por su facilidad de uso. Dentro de los métodos no-invasivos para adquirir información funcional del cerebro, los más ampliamente usados son el fMRI y el EEG.

fMRI

La imagen por resonancia magnética funcional (fMRI), consiste en la excitación de los átomos en el cerebro a través de dos campos magnéticos variantes en el tiempo, lo que produce emisiones electromagnéticas que son detectadas y convertidas a imágenes, que muestran la composición de cada parte del cerebro. Utilizando esta técnica se puede analizar el flujo de sangre oxigenada y su relación con las diferentes funciones cerebrales, en el momento en que suceden [13]. Tiene gran resolución espacial, pero dada la tecnología necesaria para la generación de campos magnéticos tan potentes, requiere de maquinaria muy grande para su realización.

EEG

La electroencefalografía (EEG), consiste en detectar variaciones en los potenciales eléctricos entre puntos del cerebro humano, que son el resultado directo de la actividad neuronal del área observada. El método de adquisición por EEG puede ser tanto invasivo como no-invasivo, pues los electrodos pueden implantarse sobre la corteza cerebral, en el cráneo, o mantenerse fuera del cuero cabelludo, obteniendo información que es similar en esencia. Las desventajas más obvias del uso de EEG no-invasivo son la interferencia eléctrica producida en gran medida por los músculos del individuo y la atenuación de las señales por las propiedades resistivas del cráneo y por la calidad del contacto con los electrodos [13]. Su mayor ventaja es su portabilidad.

Interfaces BCI, BMI, BBI

El hecho de adquirir señales confiables y extraer información de estas sirve al propósito de conectar la mente humana, a través de algunos de sus procesos más sencillos a dispositivos o sistemas que actúen en respuesta a la voluntad del usuario. Al conjunto de dispositivos que permite dicha conexión se le conoce como interfaz y es clasificada de acuerdo al receptor de la información que

ha sido transmitida desde el cerebro. Cuando el receptor es un sistema computacional y la salida de la interfaz consiste en indicadores o “traducciones” de las señales de entrada, entonces se habla de una Interfaz Cerebro-Computadora (BCI, por su nombre en inglés de *Brain-Computer Interface*). Si la salida es una señal que será utilizada en un sistema mecánico, entonces se considera Interfaz Cerebro-Máquina, (BMI) y si la interfaz únicamente sirve de conexión entre dos individuos por medio de señales eléctricas cerebrales, estamos hablando de una Interfaz Cerebro-Cerebro (BBI), que permite una comunicación independiente a los sistemas sensoriales y en algunos casos recientes, un cierto grado de control sobre las acciones del otro individuo conectado [14].

Estado del Arte:

Tabla 1 - Comparación de características del estado del arte

Dispositivo o Proyecto	Desarrollador	Características	Imagen
MindWave Mobile [15]	NeuroSky, Inc	Comercial. Batería AAA con duración de 10 horas. Ligero. Inalámbrico. Usa sensores pasivos. Adquiere señales de 0.5 a 50Hz. Medición de “atención”, “meditación” y parpadeo de los ojos. Usa un sensor y una referencia.	
NecoMimi [16]	NeuroSky, Inc	Comercial. 4 baterías AAA. 10 oz. Las orejas se mueven según las “emociones” detectadas. Usa un sensor en la frente y una referencia en la oreja.	
Muse [17]	InteraXon, Inc	Comercial (disponible a partir de finales del 2013). Arreglo lineal de 4 sensores. Conectividad Bluetooth. Comunicación con aplicaciones para Android y iOS.	
Control de un vehículo espacial simulado con BCIs cooperativas. [18]	RoBoSAS: Universidad de Essex / NASA	Investigación. Dos interfaces cerebro-computadora trabajando en conjunto. Detecta la atención de los individuos sobre puntos que representan direcciones en el espacio.	

<p>Emotiv EPOC] [19]</p>	<p>Emotiv</p>	<p>Comercial. 14 sensores y 2 referencias. Giroscopio. Inalámbrico. Receptor compatible con USB. Batería de litio con 12 horas de duración.</p>	
<p>Silla de Ruedas controlada con BCI [20]</p>	<p>CECyT 9 - IPN</p>	<p>Implementación de la BCI comercial de Emotiv. Se requieren alrededor de 7 horas de entrenamiento. Requiere estar conectado a una laptop. Reacciona a patrones encefalográficos aprendidos por el usuario.</p>	
<p>Exoesqueleto controlado por la mente para rehabilitación de pacientes con derrame cerebral [21]</p>	<p>Rice University / University of Houston / TIRR Memorial Hermann</p>	<p>BMI no invasiva. Lograron replicar el movimiento tridimensional de extremidades a partir de las señales del EEG. El exoesqueleto reacciona aún si el paciente es incapaz de mover la extremidad.</p>	
<p>Aplicación ICC, silla de ruedas para cuadrapléjicos controlada con señales electroencefalográficas del movimiento voluntario de los párpados [22]</p>	<p>UPIITA-IPN</p>	<p>Utilizan un sistema de EEG pero trabajan con artefactos (ruido provocado por señales mioeléctricas). La información adquirida de un ojo y el otro es indistinta.</p>	
<p>Implementación de Modelos Autorregresivos en electroencefalograma para obtención de parámetros de control en interfaz cerebro-ordenador. [23]</p>	<p>UPIITA-IPN</p>	<p>Procesamiento Offline en Matlab de una señal adquirida por la tarjeta de audio. Resultados de clasificación no concluyentes por su baja confiabilidad.</p>	

Metodología de Diseño

IDEFO

El IDEF está basado en la Técnica de Diseño y Análisis Estructurado (SADT), que es una aproximación gráfica a la descripción de sistemas, fue introducido por Douglas T. Ross en los años 70. Desde entonces, los analistas de sistemas de Softech Inc refinaron y usaron el SADT en una variedad de problemas, hasta que en 1981, la fuerza aérea de los Estados Unidos de América, a través de su programa para la Manufactura Integrada Asistida por Computadora (ICAM), estandarizó e hizo público un subsistema del SADT, llamado IDEF, siglas en inglés para Integration Definition for Function Modeling.

A través de la herramienta IDEF0, una subdivisión del sistema IDEF se realiza la estructuración de este proyecto, dividiéndolo en base a sus actividades, las entradas y salidas de cada una, las herramientas a utilizar y los controles que delimitan cada proceso.

Se comienza la división de nodos con la actividad A0 (Diagrama 1), que representa el desarrollo del dispositivo de adquisición.

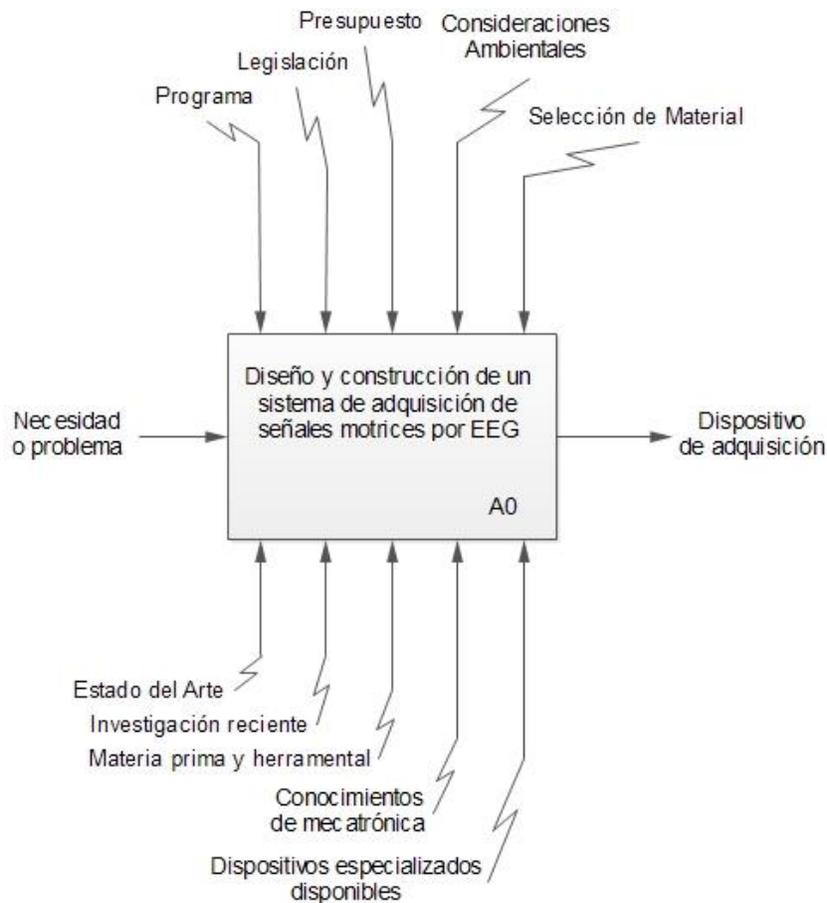


Diagrama 1 - Diseño por IDEF0, actividad global 0

Posteriormente se hace una división de las tareas a realizar, se jerarquizan y se enumeran, obteniendo la relación de actividades de la Tabla 2.

Tabla 2- Listado de actividades de IDEF0

A0= Diseño y construcción de un sistema de adquisición de señales motrices por EEG.
A1= Clarificación de la Tarea
A11= Estado del Arte
A12= Contextualización Teórica
A2= Diseño Conceptual
A21= Identificar problema o necesidad
A22= Buscar carencias en soluciones existentes
A23= Propuesta de solución
A24= Análisis de pre-factibilidad
A3= Mejoras al diseño conceptual
A4= Optimización del concepto seleccionado
A41= Desarrollo preliminar de etapa de adquisición
A42= Desarrollo preliminar de etapa de acondicionamiento y digitalización
A43= Desarrollo preliminar de etapa de procesamiento e interfaz
A44= Integración de diseño preliminar
A5= Diseño a detalle
A51= Planos de estructura
A52= Diagramas eléctricos
A53= Planteamiento de Algoritmos de adquisición, procesamiento e interfaz.
A54= Listado de materiales
A6= Construcción del prototipo
A61= Adquisición de materiales
A62= Construcción estructura
A63= Fabricación PCB's
A64= Ensamble de prototipo
A65= Programación de procesamiento e interfaz.
A7= Fase de pruebas

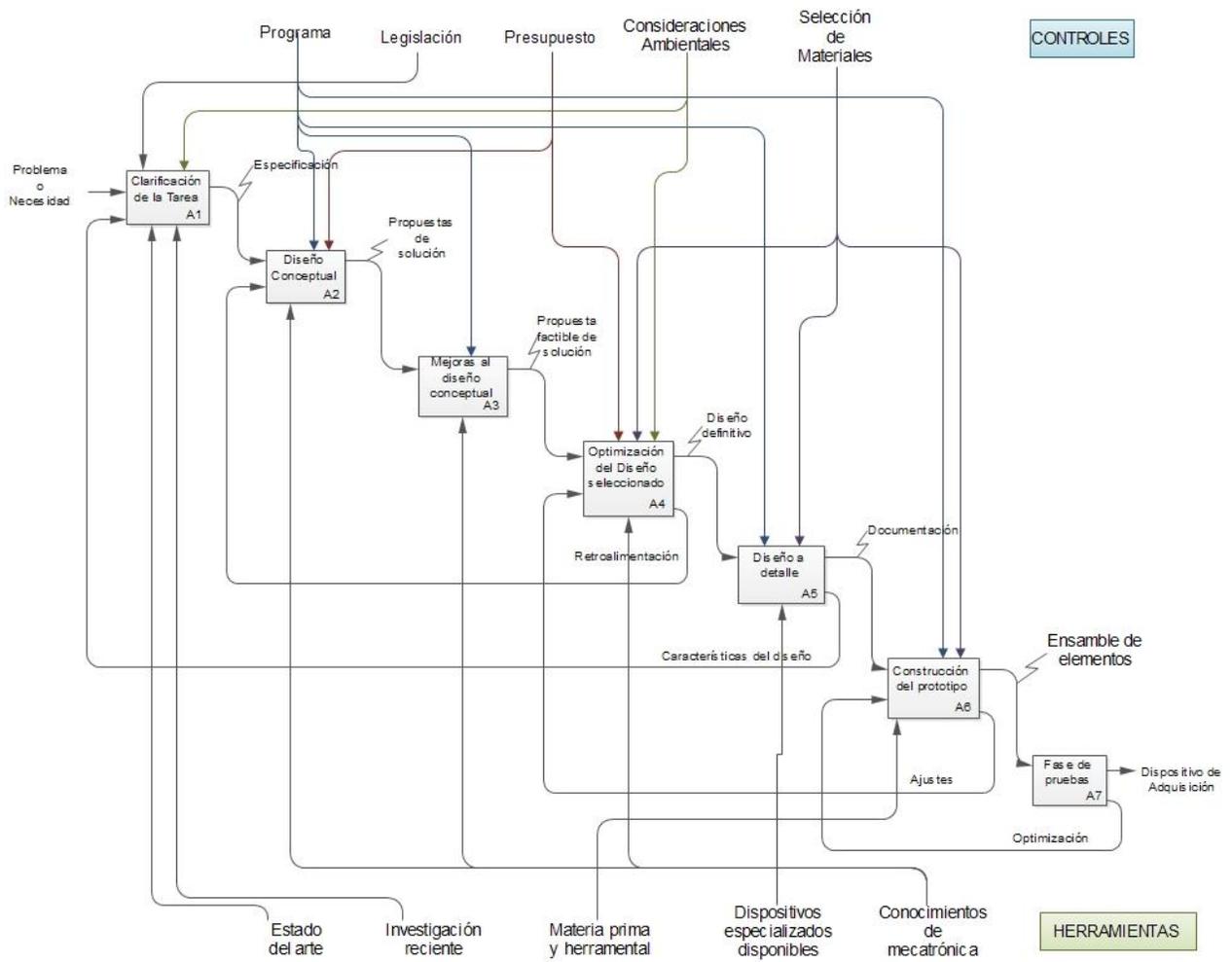


Diagrama 2 - Tareas IDEF0 de la A1 a la A7

La actividad 1 corresponde a la clarificación de la tarea:

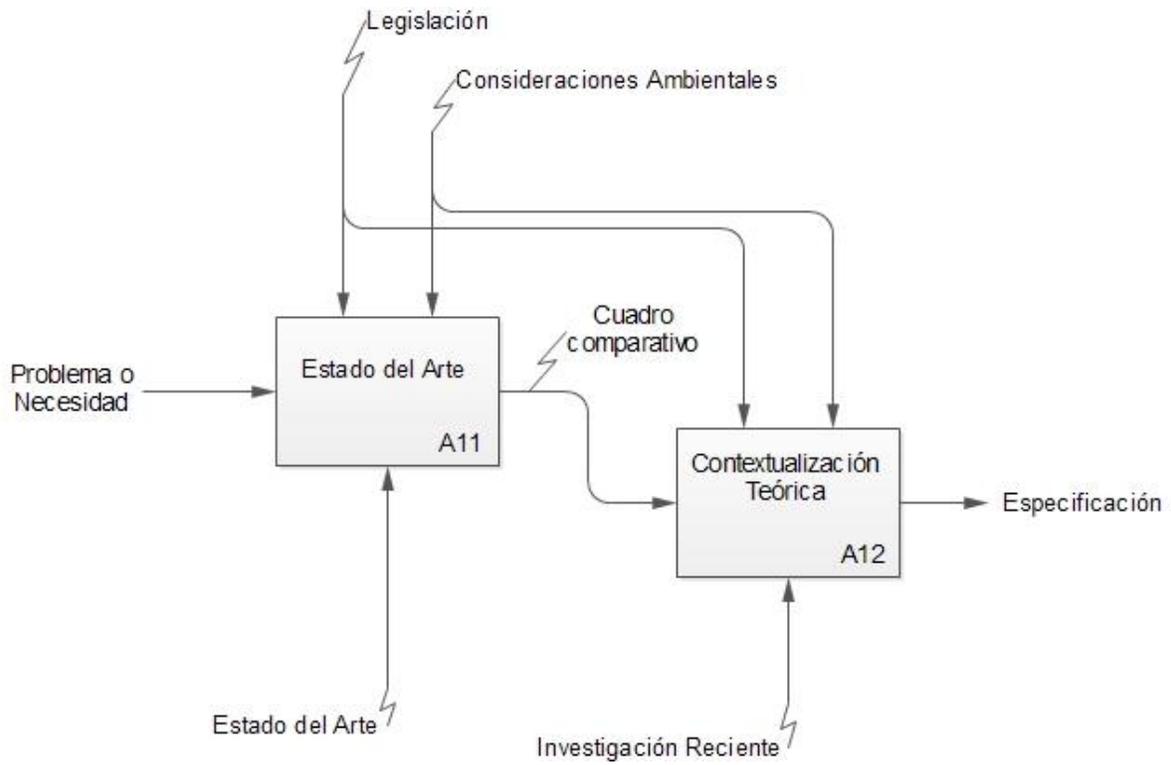


Diagrama 3 - Desglose de las sub-actividades de A1

A2 corresponde a la fase de diseño conceptual (Diagrama 4),

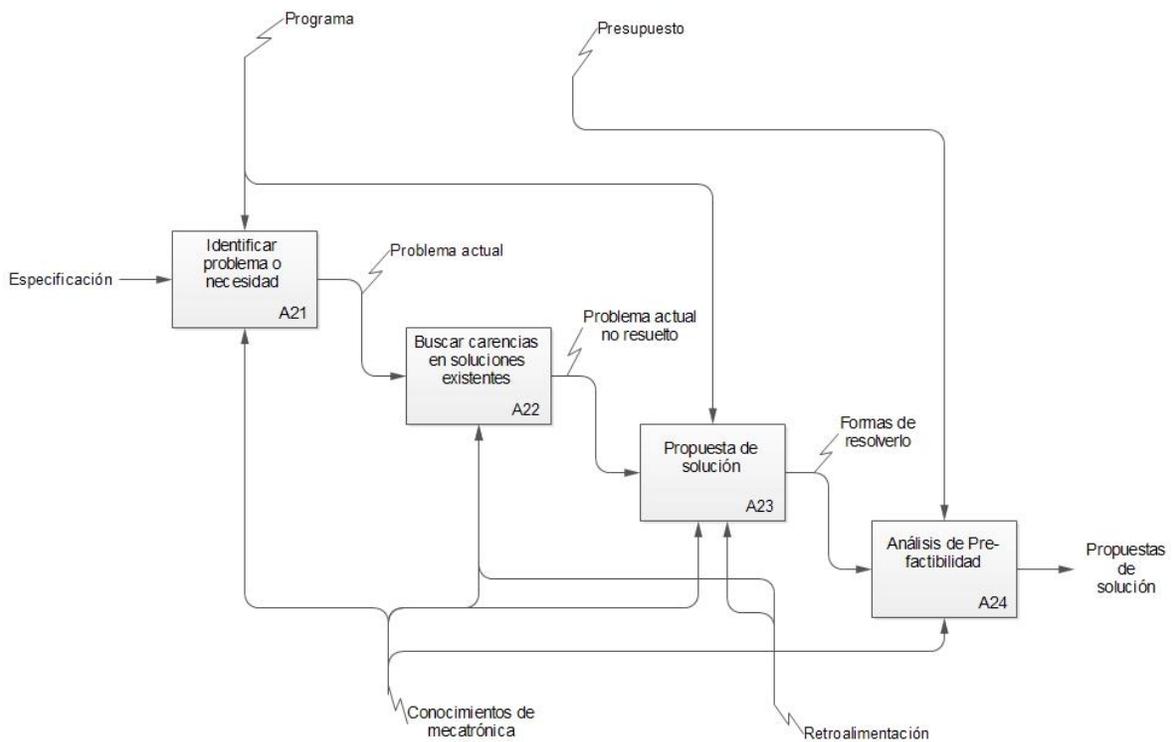


Diagrama 4 - Desglose de las actividades dentro de A2

La actividad 3 define las mejoras al diseño conceptual. (Diagrama 5)

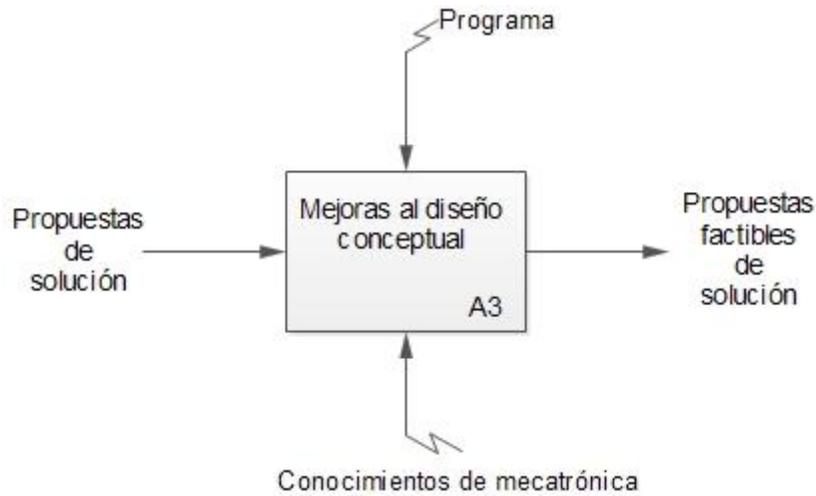


Diagrama 5 - Representación gráfica de la tarea A3

La actividad 4 es la optimización del diseño mejorado y sirve como retroalimentación para A2.

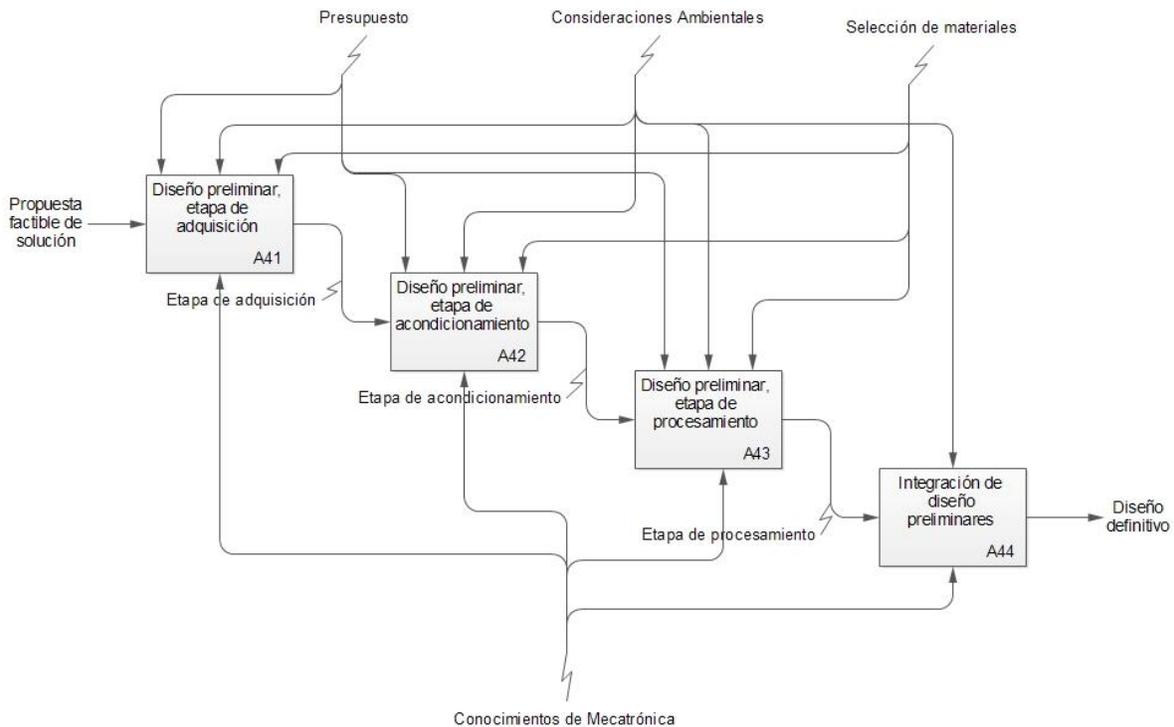


Diagrama 6 - Desglose de las actividades dentro de A4

La actividad 5 trata el diseño a detalle, dando como salida los planos, diagramas y listas de materiales necesarios para la adecuada documentación del proyecto.

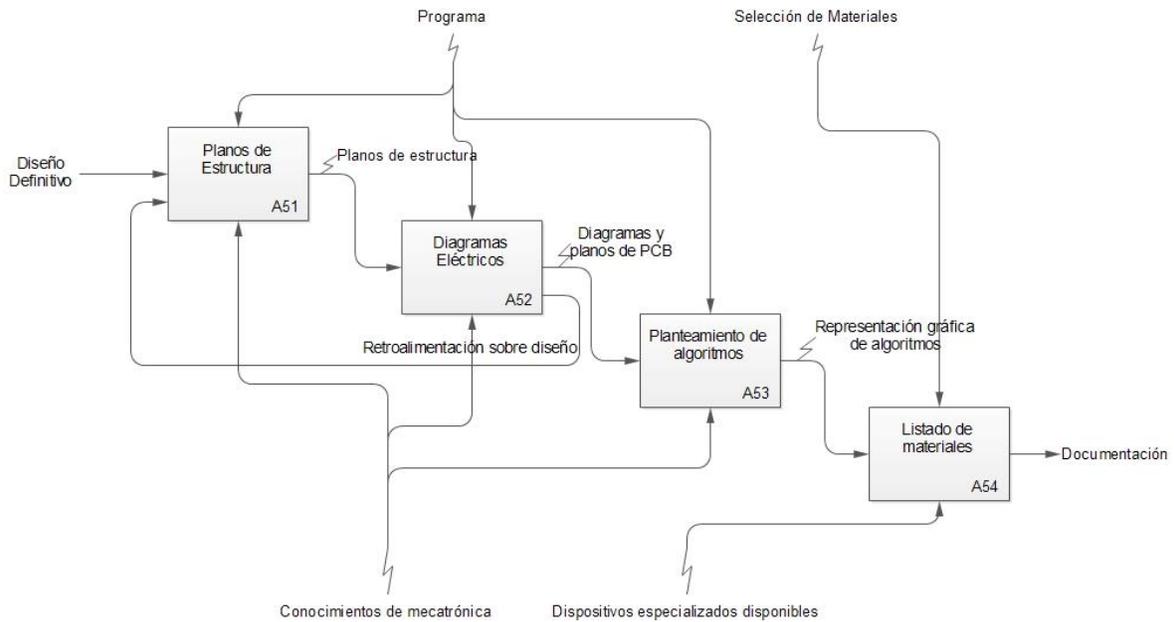


Diagrama 7- Desglose de las actividades dentro de 5

La actividad 6 consiste en seguir la documentación obtenida de la actividad anterior para realizar el prototipo físico.

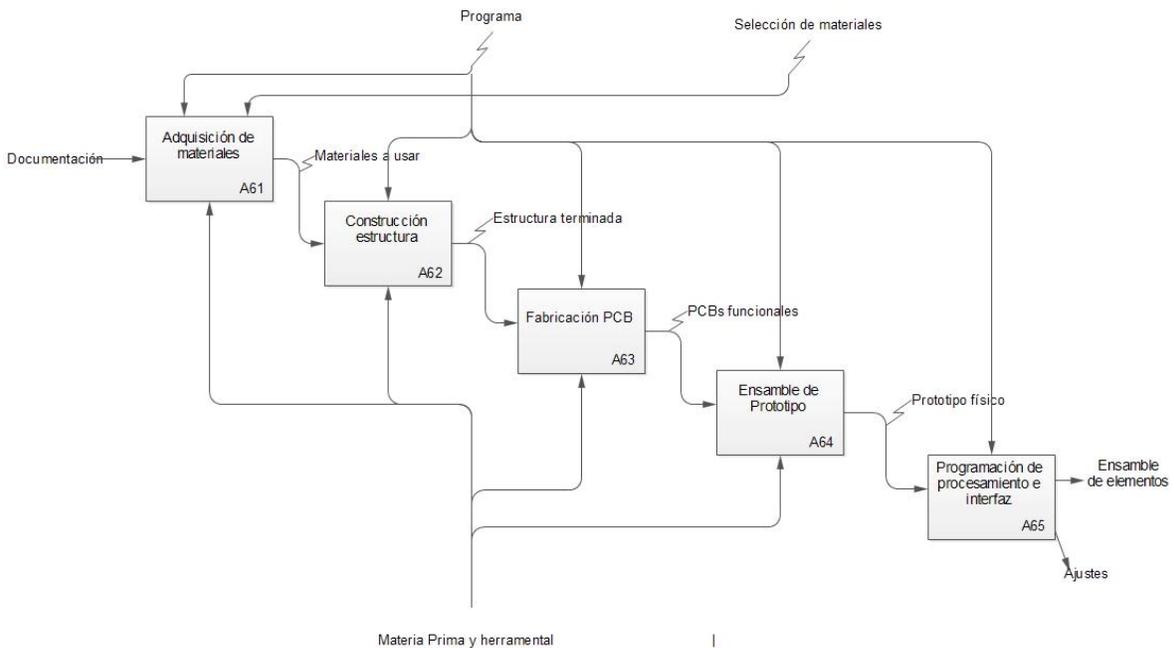


Diagrama 8 - Desglose de las actividades dentro de A6

Y la actividad 7, que es la fase de pruebas del prototipo, puede generar retroalimentación que sea utilizada para modificar físicamente al dispositivo.

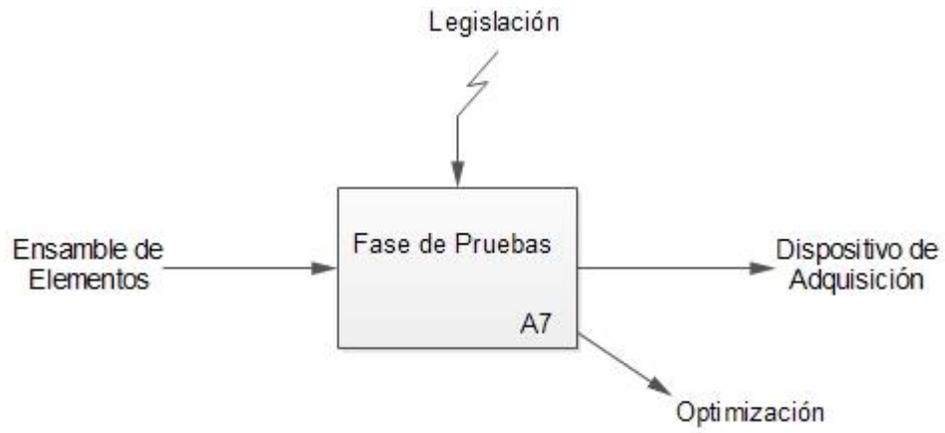


Diagrama 9 - Representación gráfica de la actividad A7

Selección y optimización de propuestas de solución

Diseño del dispositivo de sensado

Objetivo: Obtener una propuesta de solución viable para la parte del sensado del prototipo de adquisición de EEG.

Controles y limitaciones particulares:

- La adquisición debe ser no-invasiva.
- El dispositivo ha sido propuesto con ocho canales, a ser localizados en ambos hemisferios o sólo en uno, según la distribución elegida.
- Los electrodos deben ser reutilizables y de fácil aplicación.
- Las áreas de interés para el sensado, aunque puedan variar ligeramente de persona a persona, están ubicadas en las áreas de 4 y 6 de Brodmann, donde se ubican la corteza motriz y la pre-motriz, respectivamente. Dichas áreas están en el lóbulo frontal, justo antes de la cisura de Rolando, si vemos al individuo desde el frente.
- Todos los electrodos deben estar con contacto constante con el cuero cabelludo ya sea porque se aplica presión a cada electrodo de forma separada o porque la estructura sea flexible y que tal condición se mantenga a pesar del cabello del individuo a sensar.
- El dispositivo debe tener espacio suficiente para albergar la etapa de acondicionamiento, pues esta debe estar lo más cerca posible de los electrodos, para evitar pérdidas y artefactos (interferencias causadas por otras fuentes)

Propuestas:

- Para el sensado se propuso el uso de electrodos comerciales, reutilizables, para EEG, elaborados en plata y con recubrimiento de oro (Figura 6), adquiribles por medio de pedidos a través de internet a la empresa ElectrodeStore



Figura 6 – Fotografía de un electrodos de disco, reutilizable de plata recubierto de oro, (obtenido del sitio de internet: The Electrode Store, en la dirección <http://www.electrodestore.com/index.php/eeq/eeq-electrodes/eeq-single-disc-electrodes>)

- Para la propuesta de la estructura con la que se sujetan los electrodos y los circuitos correspondientes se presentaron diferentes posibles soluciones:
 - Adaptación de casco rígido:

- Cubre toda la cabeza, los sensores van colocados sobre la superficie interna del casco con adaptaciones para mantener la presión de los electrodos sobre el cuero cabelludo. La electrónica va colocada en la superficie externa del casco
- Adaptación de diadema flexible:
 - Similar a las diademas utilizadas para colocar audífonos, consiste en una banda con flexibilidad limitada que pase de hemisferio a hemisferio cerebral por la parte superior y contenga en su superficie interior el arreglo de electrodos, la electrónica descansa sobre la diadema.
- Gorra elástica:
 - Tal como en muchos sistemas de EEG utilizados hoy en día en hospitales, esta propuesta consiste en una gorra elástica a través de la cual se pasan los electrodos, esto asegura un mejor contacto con la superficie a sensor, a costa de la portabilidad y facilidad de uso.
- Banda elástica:
 - Considerando que se utilizará una cantidad reducida de sensores en comparación con los sistemas de EEG tradicionales, se propone también colocar los electrodos sobre una superficie flexible que se mantiene en el lugar deseado con una o dos bandas elásticas.

Las características de cada propuesta son valoradas del 0 al 5 y multiplicadas por un coeficiente que acompaña a la característica, el cual es más alto para aquellas con mayor prioridad para el diseño.

Posteriormente se suman los valores para cada propuesta y se comparan sus valores (Tabla 3).

Tabla 3 - Análisis axiomático de propuestas para la estructura

Propuesta contra características	Adaptación de casco rígido	Adaptación de diadema flexible	Gorra elástica	Banda elástica
Facilidad de fabricación (0.5)	1	1.5	1.5	2
Facilidad de uso (0.9)	3.6	4.05	2.7	4.05
Comodidad para el usuario (0.8)	1.6	3.2	0.8	4
Portabilidad (peso/tamaño) (0.8)	0.8	3.2	1.6	4
Costo de fabricación (0.4)	1.2	1.6	2	2
Efectividad de contacto (1)	3	4	5	4
Durabilidad (0.5)	2.5	2	1.5	1.5
Eficiencia en ubicación de electrónica (0.8)	4	3.2	1.6	3.2
Calidad estética (0.6)	0.6	2.4	0.6	2.4
SUMA DE CARACTERÍSTICAS	18.3	25.15	17.3	27.15

Propuesta seleccionada:

Con base en su calificación se eligió realizar una estructura a base de una banda elástica para asegurar el contacto adecuado de los electrodos con el cuero cabelludo, manteniendo costos más bajos comparados con los de las otras propuestas y simplificando así su construcción. De igual forma, se propuso el uso de tela de lycra algodón, que es elástica, resistente y fácil de cortar. Al ser 98% algodón, es menos peligrosa que otras telas en contacto con muy altas temperaturas, pues se carboniza en vez de fundirse.

Diseño de la etapa de acondicionamiento

Objetivo:

Obtener una propuesta utilizable en la implementación de una etapa de acondicionamiento para las señales obtenidas en la etapa de adquisición. De tal forma que estas señales puedan ser posteriormente procesadas, sin tener una pérdida significativa de la información de interés, en este caso, señales motrices de miembro superior.

Controles y limitaciones particulares:

- El acondicionamiento se propone lo más cerca posible a los electrodos, para evitar la pérdida de información por impedancia.
- Ya que la facilidad de uso es uno de los factores más importantes para las decisiones en el diseño de este dispositivo, se busca una etapa de acondicionamiento ligera y del menor tamaño posible, sin sacrificar funcionalidad.
- Considerando que las señales ya acondicionadas tendrán que ser digitalizadas para su posterior procesamiento, es conveniente que la conversión analógico/digital, se incluya en la electrónica de esta etapa.
- Ya que en esta etapa se lleva a cabo la amplificación de las señales, es de suma importancia aislar al individuo a sensar para evitarle lesiones.

Propuestas:

Se propusieron dos formas distintas de acondicionar las señales sensadas para analizar cuál resultaba más conveniente para el diseño.

- a) El acondicionamiento independiente de cada señal, por medio de amplificadores de instrumentación, seguidores de tensión, amplificadores operacionales y convertidores analógico/digital para cada uno de los canales. Seguidos de un multiplexor para transmitir en un canal la información de todos los electrodos. Esta propuesta, aunque probada en su efectividad resulta poco atractiva por la complejidad de la electrónica requerida y el tamaño tentativo que tendrían los circuitos terminados.
- b) El uso de un dispositivo comercial diseñado para el acondicionamiento de señales biológicas. El cuál pudiera simplificar el circuito y homogenizar los rangos de amplitud de los datos adquiridos. Implica el riesgo de depender de las características de un circuito integrado no probado con anterioridad cuyas funciones pueden variar de aquellas especificadas en su hoja de datos, así como el riesgo que supone la falta de información sobre proyectos similares que utilicen ese dispositivo. La implementación relativamente reciente de estas tecnologías es causa de que existan pocos fabricantes que diseñen circuitos integrados para tales fines. Se encontró que únicamente la serie ADS129x podría cumplir con los requerimientos del proyecto tal y como está planteado.

De forma similar al caso de la selección de propuestas de estructura, se vierten las características conocidas de ambas alternativas en una tabla comparativa, con el fin de elegir la más conveniente para el proyecto. Cada característica se evalúa de 0 a 5, según su relevancia (Tabla 4).

Tabla 4 - Análisis axiomático de propuestas para la fase de acondicionamiento

Propuesta características	contra	Acondicionamiento individual		Acondicionamiento por circuito integrado	
		Calificación	Calificación Ponderada	Calificación	Calificación Ponderada
Costo (0.6)		3	1.8	4	2.4
Tamaño (0.8)		3	2.4	4	3.2
Facilidad de diseño (0.9)		2	1.8	5	4.5
Facilidad de fabricación (0.7)		4	2.8	3	2.1
Ausencia de artefactos (ruido dado por la cantidad de elementos) (1)		2	2	5	5
Total:			10.8		17.2

Propuesta seleccionada:

Es seleccionada la propuesta de etapa de acondicionamiento por medio de circuitos integrados dedicados, de acuerdo a la calificación obtenida en el análisis axiomático de la Tabla 4. Se considera el uso de un circuito integrado ADS1299 (

Tabla 5), que de acuerdo a la información del fabricante es un convertidor analógico/digital, de 24 bits, de muestreo simultáneo, de ocho canales y bajo ruido, con un amplificador de ganancia programable, referencia interna y un oscilador incluido, incorporando así todas las características comúnmente requeridas en el desarrollo de aplicaciones de electroencefalografía. Para la conversión del protocolo SPI a USB se propone el uso de un integrado MCP2210 (Tabla 6).

Tabla 5 - Características del circuito integrado ADS1299

Características del ADS1299:
Ocho PGA de bajo ruido
Ocho ADC de muestreo simultáneo de alta resolución
Disipación de potencia de 5mW por canal
Mínimo de Corriente de Entrada de 300pA
Data Rate (muestras por segundo): 250 SPS a 16 kSPS
Rechazo a modo común de -110dB
Ganancia programable: 1, 2, 4, 6, 8, 12 o 24.
Alimentación unipolar o bipolar: Analógica de 4.75V a 5.25V y digital de 1.8V a 3.6V
Oscilador interno
Referencia interna o externa.

Apagado flexible y modo Standby
Interfaz compatible con SPI™
Rango de temperatura de operación de -40°C a 85°C

Tabla 6 - Características del circuito integrado MCP2210

Características del MCP2210
Soporta USB de alta velocidad (12MB/s)
Dispositivo de interfaz humana (HID)
Buffer de 128 bytes para transferencia de datos, 64 en transmisión y 64 en recepción.
Alimentación por BUS o autónoma
USB 2.0
Soporta los cuatro modos de SPI (0, 1,2 y 3)
Bit rates desde 1500 bps hasta 12 Mbps
Delays configurables para las transacciones de SPI
Nueve pines de propósito general
256 bytes de EEPROM para el usuario.

Diseño de la etapa de procesamiento e interfaz

Objetivo:

Proponer soluciones para el procesamiento de las señales obtenidas a través de la etapa de acondicionamiento y para mostrar al usuario información pertinente sobre los datos adquiridos y sobre la información extraída de estos.

Controles y limitaciones particulares:

- Consistente con la información obtenida de la etapa de acondicionamiento, la fase de procesamiento debe ser capaz de recibir datos por medio de USB.
- Cada canal debe poder analizarse por separado, así como en combinación con otros canales.
- Las señales requieren filtrado digital de frecuencias para eliminar las frecuencias menores a 0.5Hz y mayores a 4Hz, (límites basados en los publicados por Contreras-Vidal, J)
- La extracción de señales está enfocada a la identificación de potenciales de acción concernientes a la intención motriz de miembro superior, los cuáles serán almacenados cronológicamente para posterior análisis.
- La interfaz mostrará al usuario la forma de las señales adquiridas, con indicadores visuales para las señales que provengan probablemente de intención motriz o de movimiento de miembro superior.

Propuestas:

- a) Procesamiento e interfaz a través de procesador digital de señales DSP. Los DSP son dispositivos especializados de altas velocidades, pero de costo elevado. La interfaz gráfica tendría que presentarse al usuario a través de un display LCD gráfico, que limita lo que puede mostrarse, o a través del monitor de una computadora conectada al DSP.
- b) Procesamiento e interfaz directamente desde una computadora personal. Está limitado por las características particulares de la computadora y del sistema operativo sobre el que se corre el programa. La velocidad dependerá de las velocidades en la conexión hacia la computadora y el tiempo que tome la ejecución del programa.
- c) Uso de un sistema computacional embebido de bajo costo, como un Raspberry Pi, con obvias ventajas por su tamaño y peso reducidos. Sus capacidades de procesamiento, así como los programas de cálculo científico que pueden instalarse están limitadas por su CPU de arquitectura ARM y por su unidad de almacenamiento externo. La interfaz gráfica podría hacer uso de una de sus dos salidas de video, por Componente o por HDMI.

Las tres propuestas se comparan utilizando la misma metodología axiomática que en las dos etapas anteriores (Tabla 7).

Tabla 7 - Análisis axiomático de características de las propuestas para la etapa de procesamiento e interfaz.

Propuesta contra características	DSP conectado a computadora		Computadora Personal		Sistema Embebido	
	Calificación	Calificación Ponderada	Calificación	Calificación Ponderada	Calificación	Calificación Ponderada
Costo (0.7)	2	1.4	4	2.8	5	3.5
Conocimientos previos de programación (0.8)	4	3.2	5	4.0	2	1.6
Facilidad de implementación (0.8)	3	2.4	5	4.0	3	2.4
Facilidad de uso (0.9)	4	3.6	4	3.6	5	4.5
Velocidad de procesamiento (1)	5	5.0	4	4.0	3	3.0
Capacidades gráficas de interfaz humana (1)	3	3	5	5	4	4
Total		18.6		23.4		19

Propuesta seleccionada:

Se seleccionó una etapa de procesamiento e interfaz funcionando sobre una computadora con un software creado específicamente para la aplicación, recibiendo las señales de la etapa de acondicionamiento directamente desde el puerto USB, en un lenguaje que permita alta compatibilidad. La programación permite alternar entre periodos de adquisición y periodos de procesamiento y presentación gráfica de resultados.

Diseño a Detalle

Datos Antropométricos para las medidas de la estructura:

La elección de la banda elástica para la sujeción de los electrodos al cuero cabelludo se dio en parte por la posible variación de las medidas de la cabeza de los individuos que pudieran ser sensados. Aun así, resulta importante tener información objetiva sobre estas medidas y dicha variación. Tales datos provienen de estudios de antropometría, la cual es una herramienta de la antropología biológica y consiste en la medición de las partes del cuerpo humano.

La búsqueda de información confiable de antropometría de la población mexicana no arrojó resultados al ser enfocada en las medidas de la cabeza. Por ello se recurrió a estudios estadounidenses donde se incluyen personas de ascendencia hispana [24].

Para fines de este proyecto fueron consideradas las mediciones de arco bitrago coronal, arco bitrago del mentón y arco bitrago posterior (Figura 7). Esas tres medidas son tomadas sobre la superficie de la cabeza, en diferentes direcciones, uniendo los puntos conocidos como tragos auriculares.

Al extraer los datos del estudio se obtienen los valores de la Tabla 8, tal estudio no contiene los valores de arco bitrago posterior, esa medición se obtuvo de otra publicación [25] y arrojó un resultado mínimo de 28.7cm, un máximo de 30.4cm y un promedio de 29.6cm.

Tabla 8- Promedios de valores antropométricos de una muestra de población hispana en EEUU en centímetros.

Hombres por grupo de Edad				Mujeres por grupo de Edad			
18-29	30-44	45-66	TOTAL	18-29	30-44	45-66	TOTAL
Arco Bitrago Coronal							
35.2	35.4	35.2	35.3	34.2	34.3	34.1	34.2
Arco Bitrago del Mentón							
32.9	33.5	33.7	33.3	30.6	30.8	31.1	30.8

Se partió de las mediciones presentadas anteriormente para el diseño de la banda para fijar los electrodos y de los soportes de barbilla e inión. Las medidas finales pueden verse reflejadas en los planos para dichas piezas (Plano 1, Plano 2 y Plano 3) en el Anexo al final de este documento.

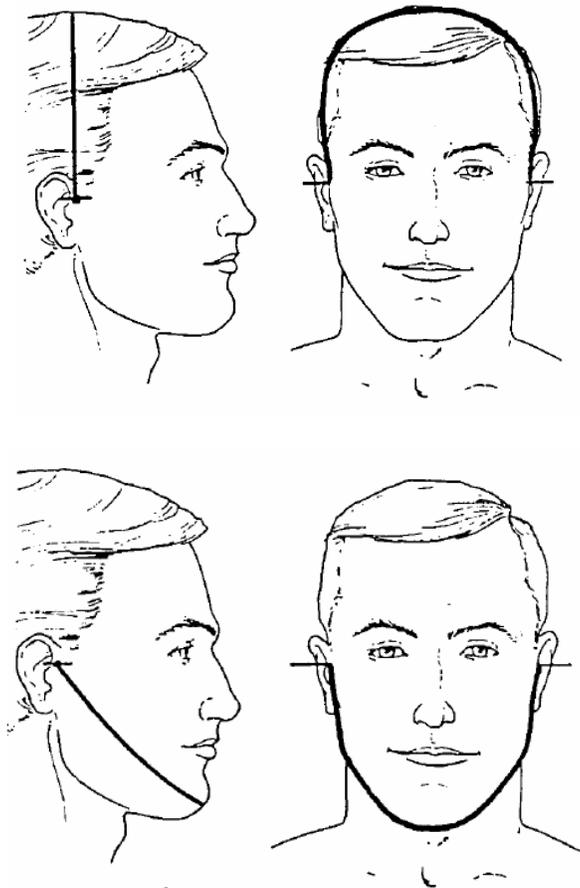


Figura 7 - Representaciones Gráficas del Arco Bitrigo Coronal (arriba), Arco Bitrigo del Mentón (abajo), el arco bitrigo posterior surge de los mismos puntos y pasa por el inión, que es el punto óseo a la mitad de la parte posterior de la cabeza. [26]

Para el material, ha sido decidido el uso de tela de lycra-algodón (98% algodón, 2% de spandex), que es elástica, resistente y fácil de cortar. Estando conformada principalmente por algodón, es menos peligrosa que la mayoría de las telas sintéticas comerciales, dada la improbable, pero posible situación de un fallo eléctrico que pudiera sobrecalentar los dispositivos y en un caso extremo, quemar la banda.

Protección física para etapa de acondicionamiento

La primera propuesta para la carcasa que protegería a la circuitería constaba de una caja formada de seis piezas, este diseño se simplificó a una carcasa de dos elementos, realizada por impresión en 3D de filamento.

Las dimensiones finales de las PCBs ensambladas tienen repercusiones directas en las dimensiones de la caja contenedora, aprovechando la necesidad de adaptar el diseño al nuevo tamaño se optó por realizar algunos cambios estéticos que no afectarían el funcionamiento del dispositivo. El diseño final se realizó para ser maquinado en dos piezas por medio de impresión 3D (Figura 8), el material utilizado para su elaboración fue Ácido Poliláctico (PLA), un polímero biodegradable resistente a la humedad y a la grasa con una baja inflamabilidad y de fácil acceso.



Figura 8 - Render de diseño de caja en dos piezas para impresión 3D

Diagrama de flujo de la etapa de procesamiento e interfaz

Se plantea la implementación de la etapa de procesamiento e interfaz (Diagrama 10), las señales recibidas serán separadas por canal y filtradas digitalmente para eliminar frecuencias irrelevantes para el estudio. Se implementa la disminución de artefactos de acuerdo al ruido presente en la señal recibida.

Para trabajar con la gran cantidad de dimensiones generada por los distintos canales de sensado, se opta por la implementación de PCA (análisis de componentes principales), que reduce la información a arreglos bidimensionales, lo que implica una reducción considerable del tiempo de procesado. La identificación de las formas de señal que podrían provenir de eventos motrices se realizó sobre dichas matrices.

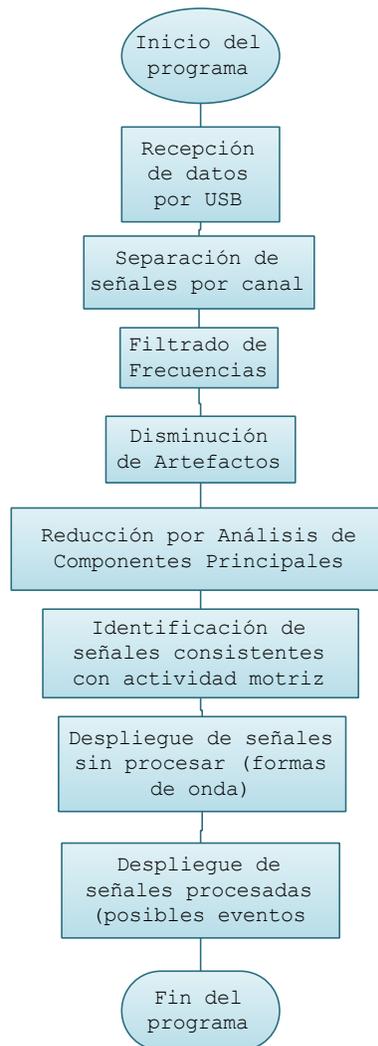


Diagrama 10 - Diagrama de flujo para la implementación de la etapa de procesamiento e interfaz

Implementación

Implementación Electrónica

Para poder comprobar el funcionamiento en conjunto de los dispositivos a utilizar en el prototipo se realizaron pruebas electrónicas siguiendo las indicaciones correspondientes de sus hojas de datos de acuerdo al Diagrama 11.

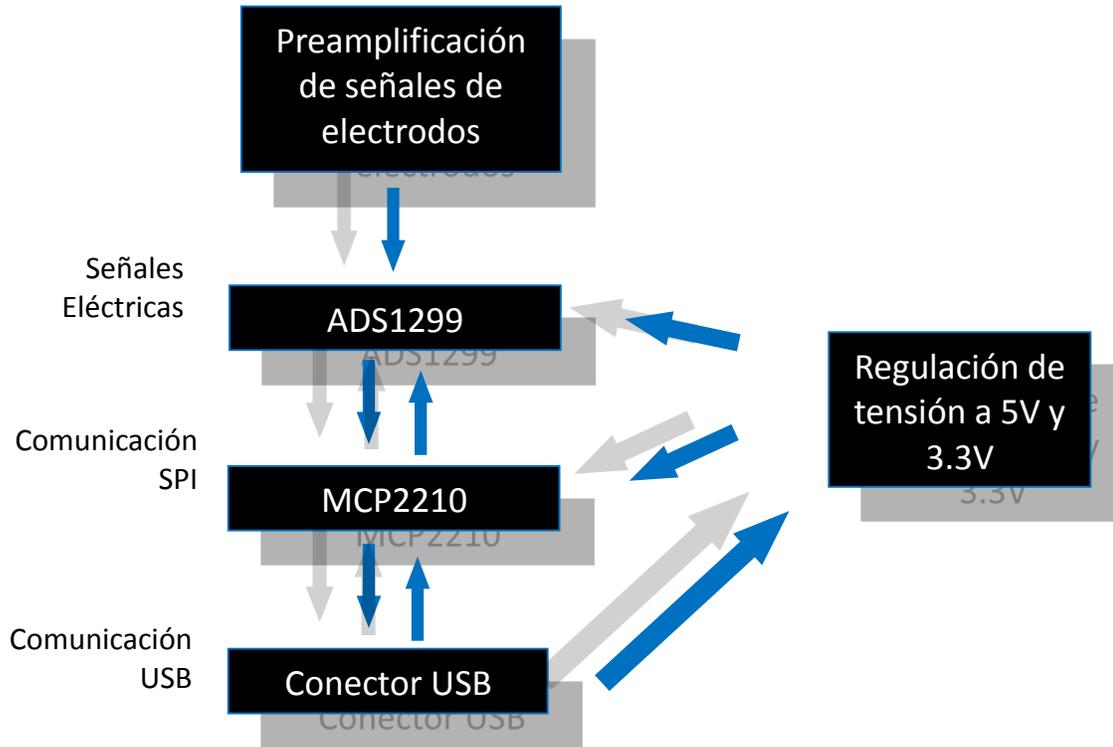


Diagrama 11 - Esquema general de conexión de componentes

Considerando que ambos circuitos a utilizar existen únicamente en empaquetados de montaje superficial se realizaron PCB's independientes, dotadas de tiras de headers con la finalidad de poder probar los integrados utilizando una protoboard, como se muestra en las Figura 9 y Figura 10, la primer PCB fue realizada por método de planchado, la segunda debido a las dimensiones de sus pistas requirió el uso de métodos fotoresistivos.

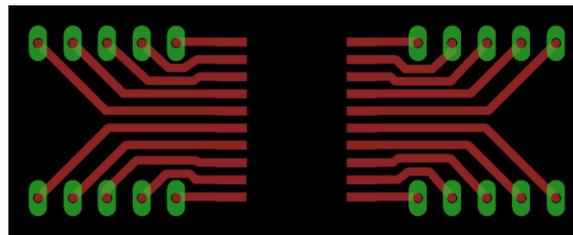


Figura 9 - Diseño de la placa de circuito impreso de prueba para el MCP2210

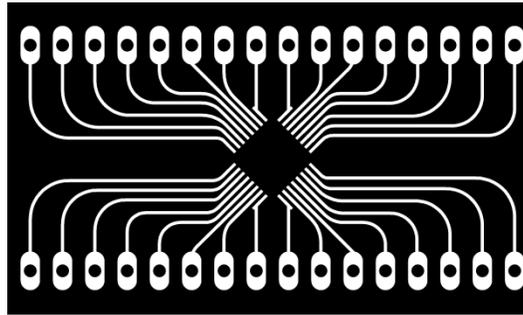


Figura 10 - Diseño de PCB para las pruebas del ADS1191

Conectando ambos circuitos a una protoboard, se agregó también un Jack hembra de USB tipo B que proporcionaría la conexión con la computadora y también la alimentación eléctrica a 5V. En la Figura 11 se aprecian ambas placas impresas, en el lado superior izquierdo de la protoboard se encuentra un cristal de cuarzo de 12MHz que otorga la frecuencia de oscilación necesaria para la comunicación USB. También se agregó una barra de LEDs conectada a las salidas de propósito general de entrada/salida (GPIO) del MCP2210 y la terminal DRDY (Data Ready) del ADS1191, esto con el fin de probar la conectividad de ambos dispositivos con la computadora.

Programación para comunicación con ADS1191

Una vez que se completó la conexión de los circuitos integrados el dispositivo se conectó a la computadora, debido a la naturaleza de HID (dispositivo de interfaz humana) del firmware contenido en el MCP2210, la computadora lo identifica de inmediato como un dispositivo de entrada/salida de datos.

Para poder interactuar con el front-end analógico y poder extraer las señales muestreadas de forma correcta se debe llevar a cabo una secuencia de pasos definida por el fabricante (Diagrama 12), esta secuencia contiene dos tipos de procesos a realizar por el controlador, uno es el envío de señales digitales útiles para la inicialización de los relojes internos y pulsos de reset y start y el otro tipo es el envío y recepción de comandos por medio de protocolo SPI, dichos comandos se conocen dentro de la hoja de datos como OPCODES y varían de 1 a 3 bytes dependiendo de la cantidad de información que transmiten.

Los pulsos se pueden mandar configurando como salidas los GPIO del MCP2210 y los OPCODES pueden mandarse a través de las terminales MISO, MOSI y SCLK del mismo dispositivo. Para activar estas funciones se debe establecer comunicación USB y realizar un programa en la computadora que configure al circuito integrado. Esto se realizó en lenguaje C# haciendo uso de una biblioteca (.dll) proporcionada de forma gratuita por Microchip, donde se incluyen los métodos para modificar el comportamiento del MCP2210. Posteriormente se realizó un programa de prueba para confirmar el correcto funcionamiento de los GPIO mediante una barra de LEDs.

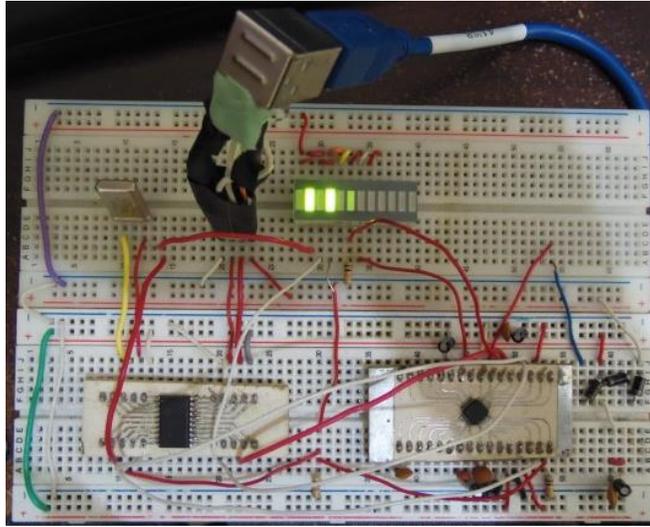


Figura 11- Comprobación de GPIOs del MCP2210

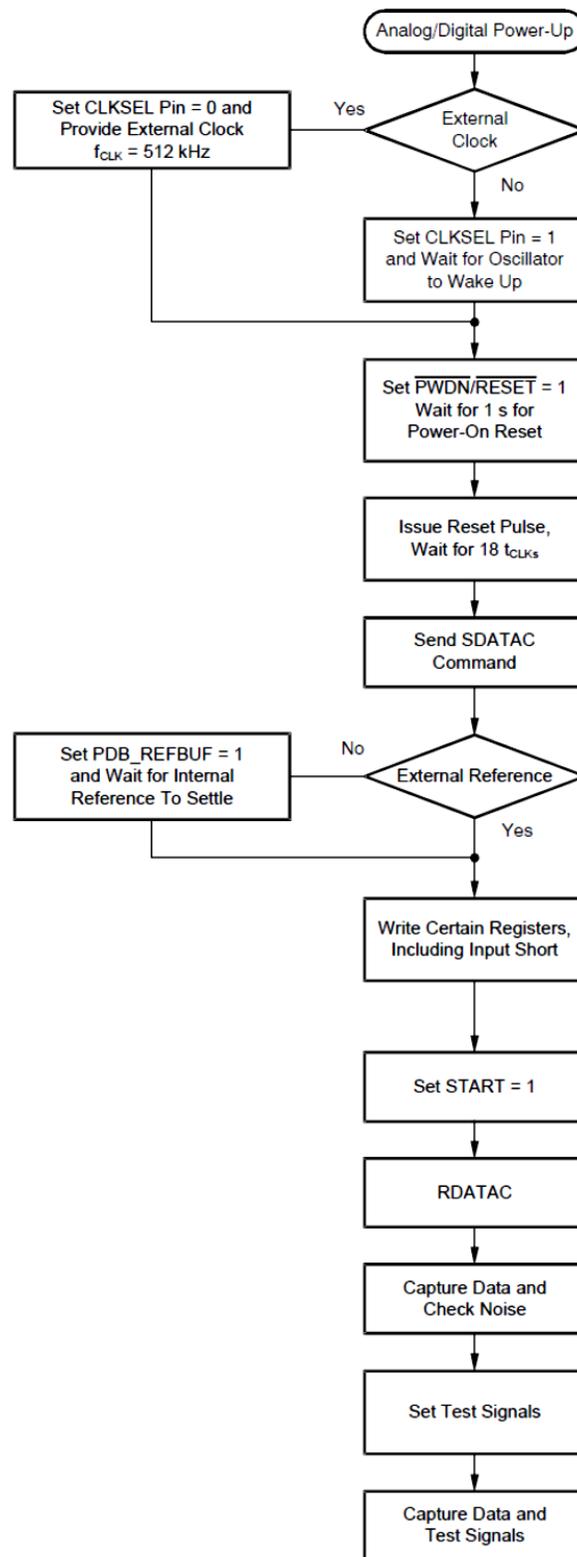
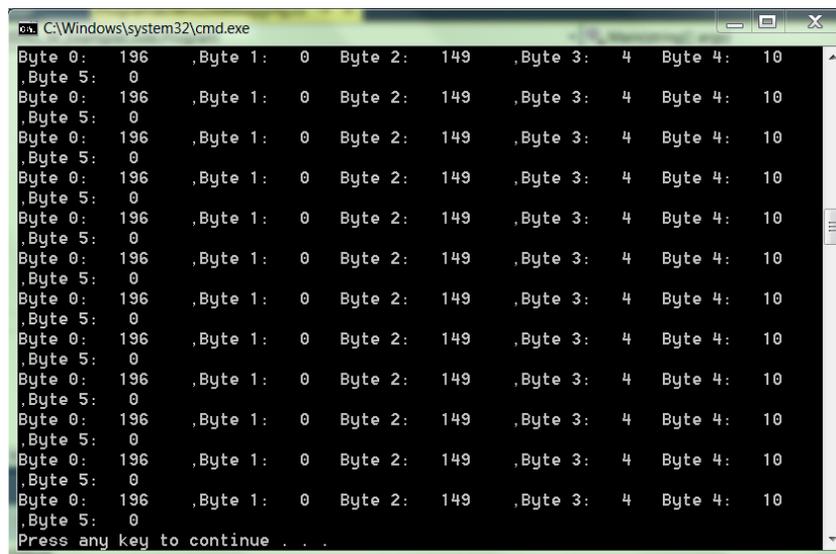


Diagrama 12 - Secuencia de inicialización para los ADS11XX

Una vez confirmada la adecuada comunicación entre la computadora y el dispositivo, se programó para inicializar el ADS1191, los OPCODES utilizados corresponden a una tabla proporcionada en la hoja de datos, siguiendo las consideraciones de tamaño y velocidad que cada comando necesita.

Pruebas de Adquisición con ADS1191

El código en C# generado en la sección anterior sirvió para probar las entradas analógicas del dispositivo (terminales IN1N e IN1P), la información adquirida a través de la conexión USB tiene un formato constante en el modo en que fue inicializado el dispositivo, es decir, recibe conjuntos de bytes, el primero de ellos con un valor de 196, o 0xC0 en hexadecimal (suponiendo una correcta comunicación), el segundo byte contiene un cero y los bytes subsecuentes contienen el valor obtenido de la conversión analógica/digital, si la tensión de entrada permanece constante, la salida del dispositivo es también constante aunque el ruido puede modificar de forma importante la calidad de dicha señal, una porción de la salida (visualizada en consola) se presenta en la Figura 12.



```
C:\Windows\system32\cmd.exe
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Byte 0: 196 ,Byte 1: 0 Byte 2: 149 ,Byte 3: 4 Byte 4: 10
,Byte 5: 0
Press any key to continue . . .
```

Figura 12 - Salida en consola del programa de prueba de conversión analógico-digital

En el momento en que se confirmó la correcta conectividad entre el dispositivo y la PC se implementó en el código una función que guardaba en un archivo de texto llamado “prueba.txt” todos los valores obtenidos en forma de arreglo, posteriormente se utilizó un script .m para visualizar los resultados de forma gráfica (Figura 13). Si los canales de entrada del dispositivo están configurados para amplificar la señal, el rango de voltaje de entrada se reduce por el mismo factor, pues los valores mínimos y máximos de tensión a la entrada no pueden superar los de la alimentación analógica del dispositivo, en caso de exceder este valor las señales se ven cortadas.

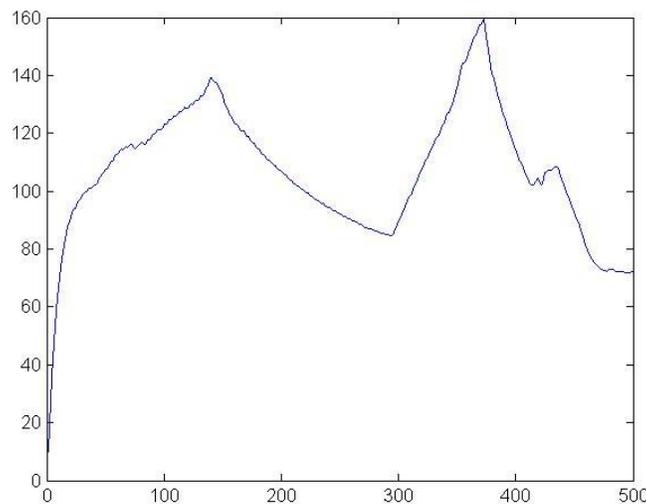


Figura 13 - Gráfica de tensión de un potenciómetro variando entre 0 y 5V, obtenida de la señal adquirida por el ADS1191

Diseño Electrónico de la etapa de Adquisición con ADS1298

Debido a la complejidad del diseño considerando las dimensiones y otras características físicas de los componentes utilizados se propuso el diseño de una placa de circuito impreso de doble cara, realizada con un proceso fotoresistivo, pues es el único método al alcance con la capacidad de producir los resultados necesarios. El diseño del esquemático (Diagrama 13) fue realizado en el entorno Eagle teniendo en cuenta que el dispositivo debía ser alimentado utilizando la conexión USB, que las entradas para señales debían ser de fácil acceso, que tanto la tierra como la alimentación a 5V fueran fácilmente obtenibles y que existiera un indicador de su correcto funcionamiento que en este caso un LED de 3mm, cuya función se explica más a detalle en la sección de programación.

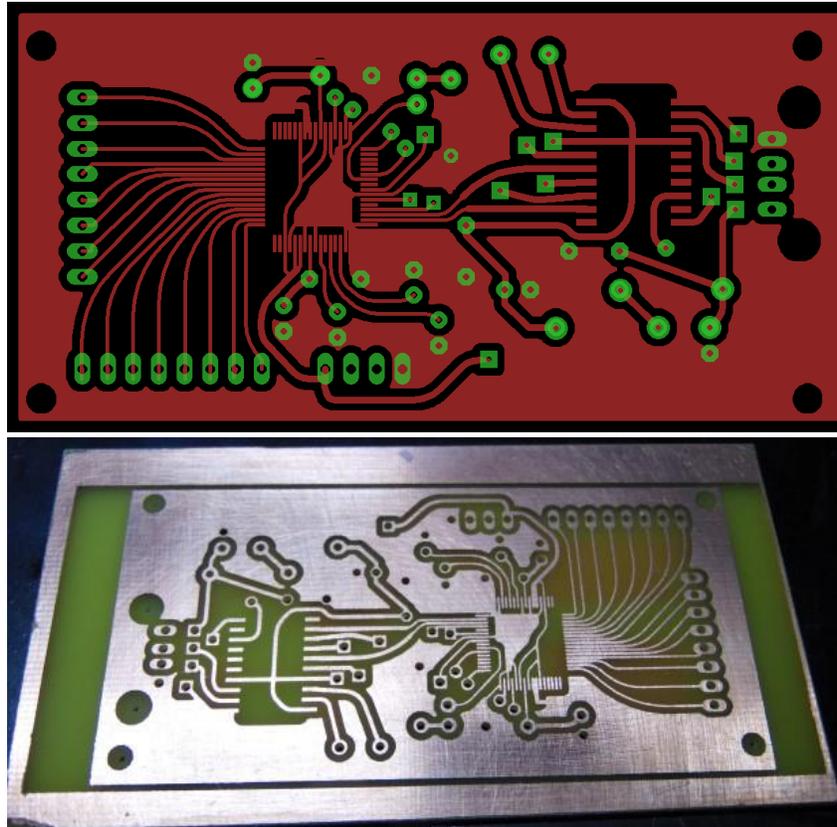


Figura 14 - Capa superior de PCB para adquisición de señales. Diseño y placa de circuito impreso

Las perforaciones realizadas sobre la placa de circuito impreso fueron realizadas de forma automatizada por maquinado CNC antes del proceso fotoresistivo, para asegurar una correcta alineación entre ambas caras. La placa con las pistas estañadas y los componentes soldados se puede apreciar en la Figura 16.

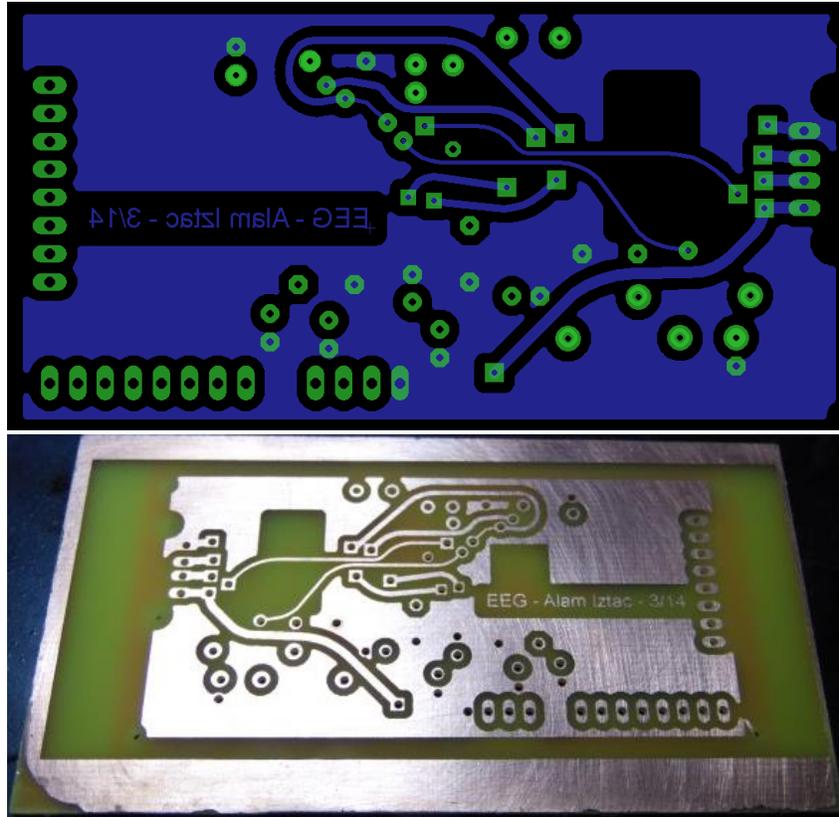


Figura 15 - Capa inferior de PCB para adquisición de señales. Diseño y placa de circuito impreso

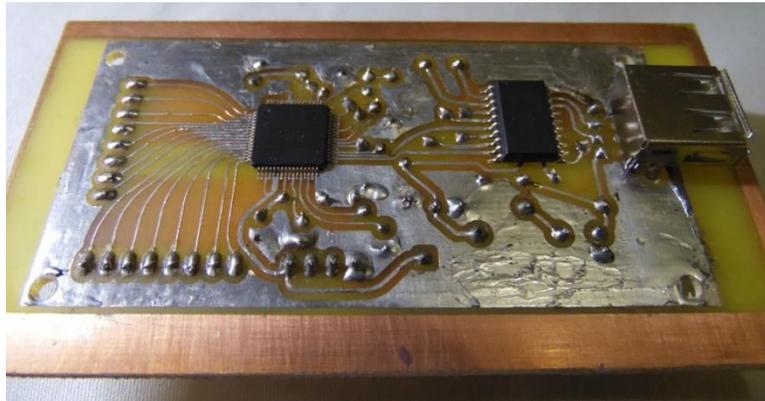


Figura 16 - Dispositivo de adquisición soldado

Programación para comunicación con ADS1298

Al conectar el dispositivo a una computadora esta lee el firmware preinstalado en el MCP2210 y reconoce al sistema como un dispositivo de entrada de interfaz humana (HID), una vez reconocido se procedió a la modificación del programa generado para el control del ADS1191, el nuevo

programa considera el cambio de dirección de los registros de configuración y el hecho de que ambos integrados deben funcionar ahora a su máxima velocidad para ser funcionales y en el caso del ADS1298 para poder transmitir a tiempo la información correspondiente a los 8 canales de entrada.

De acuerdo a la hoja de datos, el ADS1298 se comunica con tramas de SPI de longitud y configuración variable de acuerdo a la velocidad de muestreo y cantidad de canales encendidos. Los primeros tres bytes corresponden al status, que siempre inicia con un "1100-0000", equivalente a los caracteres "0xC0" en hexadecimal, los siguientes dos bytes del status indican el estado de las terminales de propósito general de entrada salida (GPIO), posteriormente se transmiten los datos correspondientes a cada canal en grupos de tres bytes, mandando el bit más significativo primero, iniciando con el canal uno y terminando con el canal ocho. En caso de apagar manualmente un canal, sus tres bytes de datos contendrán únicamente ceros. Para velocidades de muestreo inferiores a 16kSPS la resolución es máxima (utiliza los 24 bits correspondientes), mientras que para velocidades arriba de 16kSPS la resolución baja a 17 bits por canal.

A lo largo del programa se utilizan varios comandos SPI conocidos como OPCODES, dichos comandos permiten modificar las funciones del integrado, utilizando el OPCODE de escritura de registros WREG se accede a las terminales de propósito general y se manda un estado alto a los GPIO, encendiendo así el LED montado en la placa, de esta forma se asegura que existe una correcta comunicación entre el dispositivo y el programa. Dicho LED se mantiene encendido durante el funcionamiento del dispositivo en modo de adquisición y se apaga cuando el programa termina de guardar la información recibida.

Los datos se guardan de forma separada por cada canal en un archivo de terminación .txt, por lo que cada que el programa se ejecuta se generan cuatro archivos de nombres distintos, o en caso de existir, se abren y se añaden los datos sobre los ya existentes.

La cantidad de datos a adquirir está definida por la variable de tipo entero de 32 bits llamada "Variables.largo" y todos los datos adquiridos se guardan de forma temporal en los arreglos de variables int llamados "Variables.info*"

Pruebas y resultados de etapa de adquisición con ADS1298

Las pruebas del sistema de adquisición se realizaron en un principio con las entradas de cada canal en corto, esto fue con fines de reducción de tiempo de procesamiento y eliminación de ruido generado por señales falsas, pues mientras más alta era la velocidad de transmisión más proclive era el sistema a presentar ese ruido. Para poder visualizar los datos adquiridos se escribió un breve script .m encargado de leer los archivos de texto generados en el programa principal y graficarlos, primero por separado y después superponiéndolos para compararlos. Se esperaba que al graficar las entradas en corto los datos recibidos por el programa fueran cero, o muy cercanos a cero y aunque las gráficas mostraban líneas horizontales rectas en algunos casos dichas líneas no estaban situadas exactamente en cero (Figura 17), este fenómeno se anuló en el momento en que se compartieron las referencias (entradas N) de todas las entradas. En la figura 5 también pueden observarse un par de eventos de ruido, que se grafican como picos súbitos pero son casos aislados y muy esporádicos que pueden ser eliminados fácilmente durante el procesamiento de las señales.

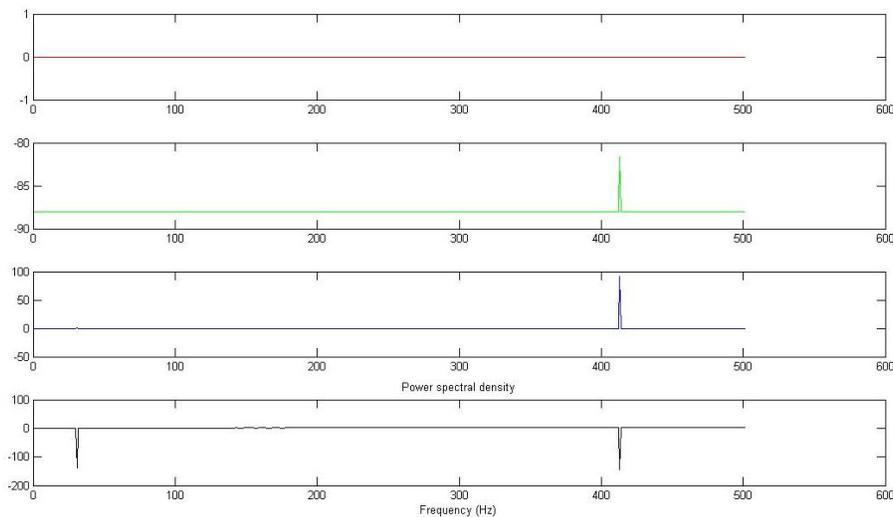


Figura 17 - Gráfica de cuatro canales simultáneos con entradas en corto

Habiendo asegurado la estabilidad del dispositivo en su transmisión de información se procedió a realizar pruebas con potenciómetros, variando de forma controlada la tensión de entrada, se realizaron dichas pruebas con cada canal por separado y posteriormente se conectaron todos los canales a la misma señal (Figura 18), referenciados a la misma tierra para estas pruebas los canales estaban todos en su configuración por defecto, con una ganancia programada de 6 veces la entrada, por lo que la tensión del potenciómetro era medible únicamente entre 0 y 0.83V aproximadamente (que es la tensión máxima de 5V suministrada al sistema entre 6), se puede notar al inicio de la gráfica que al exceder esa tensión la señal se corta pues alcanzó el límite de su convertidor analógico/digital.

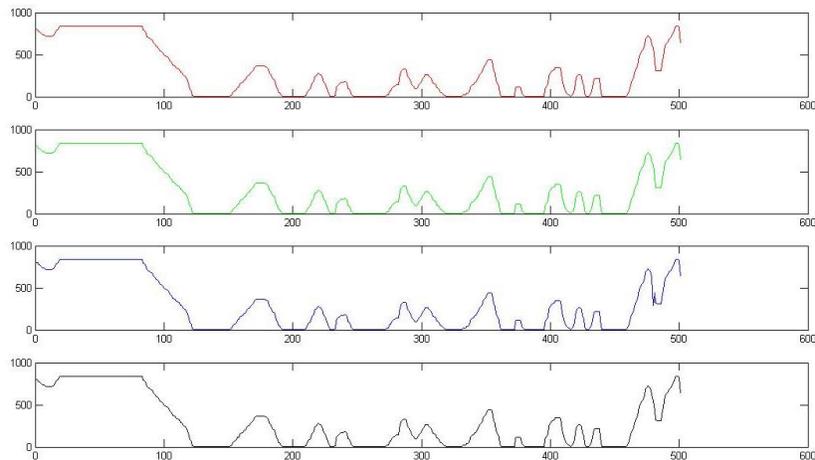


Figura 18 – Gráfica de cuatro canales conectados a una tensión variable por medio de un potenciómetro

Con el fin de comparar visualmente estas señales se realizó otra gráfica donde se superponían las cuatro anteriores (Figura 19), la diferencia entre dichas gráficas es indistinguible a simple vista a excepción de un evento de ruido cerca del final de la adquisición donde el canal 3 sufrió una caída de tensión momentánea que dura solamente una muestra, podemos decir que la adquisición de tensiones es confiable y presenta una variación despreciable entre la información de cada canal.

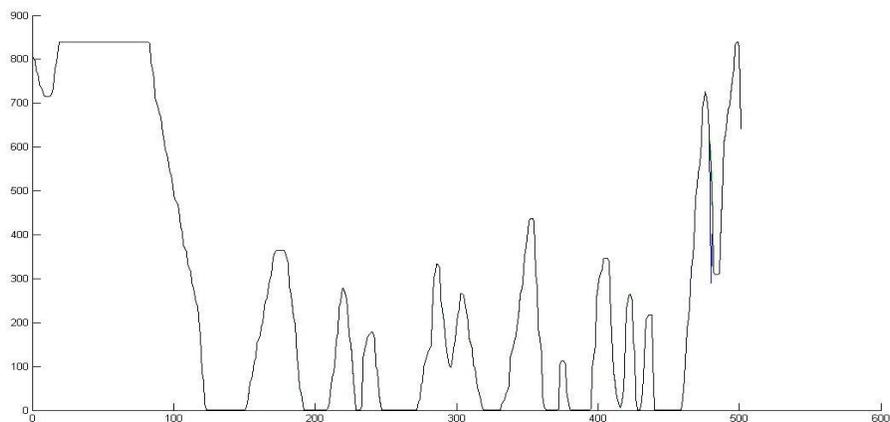


Figura 19 - Gráfica de señales de tensión de cuatro canales superpuestas

Para probar su efectividad con señales de baja tensión (como los biopotenciales para los que está destinado el sistema) se implementó un sencillo circuito utilizando un amplificador de instrumentación INA333 en modo de alimentación sencilla utilizando la misma energía suministrada por el USB, a una ganancia de 101x y una referencia dada por un divisor de tensión. A la entrada del amplificador se conectaron electrodos como los que se utilizarán en el prototipo final, el electrodo

de referencia se conectó al codo izquierdo del individuo a sensor, los electrodos diferenciales se conectaron sobre dos puntos a lo largo de su músculo flexor radial del carpo izquierdo. La señal se probó primero en un canal y después en los cuatro canales simultáneamente, obteniendo las gráficas de la Figura 20. No se aplicó ningún filtro de frecuencias a las señales adquiridas, pero aun así pueden observarse siete áreas en las que las señales presentan variaciones más grandes que en el resto de la gráfica, estas áreas son congruentes con los movimientos realizados por el sujeto durante la adquisición de señales. Para este caso los cuatro canales se configuraron para tener una ganancia de 1x y las señales superpuestas siguen siendo muy similares (Figura 21)

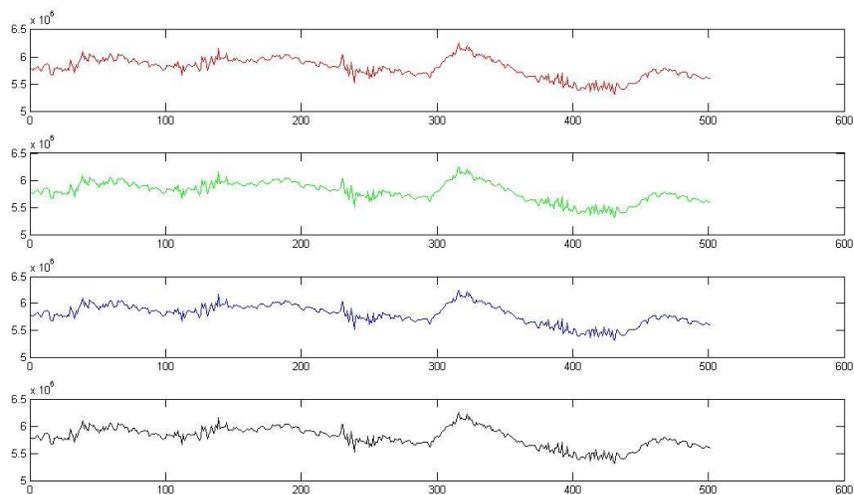


Figura 20 - Adquisición de señales mioeléctricas de músculo flexor radial del carpo

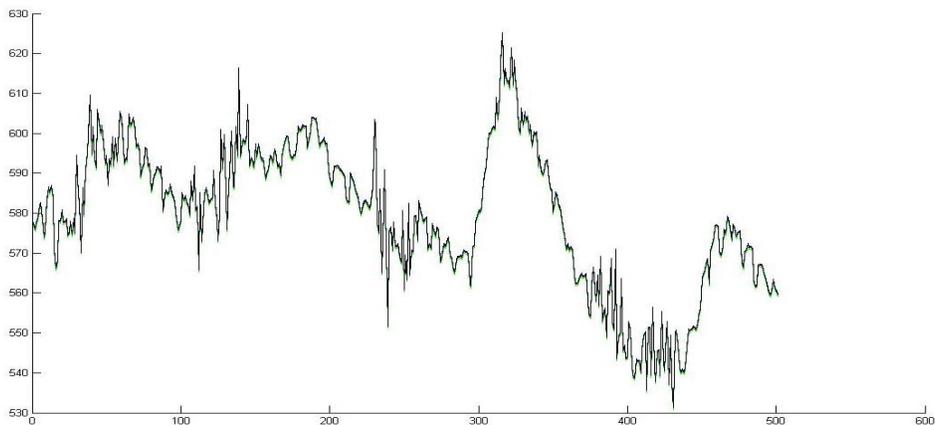


Figura 21 - Señales adquiridas de fuentes mioeléctricas en cuatro canales superpuestas

Etapa de Instrumentación

El hecho de utilizar una sola fuente para la alimentación de todo el dispositivo presenta ciertos retos y dificultades al momento de trabajar con señales de origen biológico que pueden tomar valores de tensión tanto negativos como positivos. Si se utilizara la amplificación programable de las entradas del ADS1298, una pequeña variación de offset, al ser amplificada puede colocar la señal medible fuera del rango del convertidor analógico-digital, perdiendo así por completo la información. Para solucionar este problema se diseñó una etapa de instrumentación que contiene una pre-amplificación por medio de amplificadores de instrumentación INA333, un filtrado pasa-bajas activo de tipo Sallen-Key con frecuencia de corte de 220Hz y un circuito RLD (right-leg drive) para mejorar el rechazo a modo común. Esta etapa se alimenta con la misma fuente pero utiliza una referencia generada por un divisor de tensión, conectada al electrodo de referencia en el cuerpo del individuo a sensar y colocada a la salida del circuito de RLD, este punto de referencia actúa como una tierra virtual alrededor de un valor de tensión de 2.5V, lo que permite la amplificación de señales con componentes negativas.

El diseño de la PCB se realizó de acuerdo a las medidas de la placa para la adquisición, de forma que las señales de salida de la primera se conectaran de forma directa a las entradas de la segunda, por medio de headers, compartiendo así la tierra y la alimentación (Figura 22). Ambas placas tienen por lo tanto las mismas medidas y se empotran para formar el dispositivo de instrumentación y adquisición. Las entradas de este sistema son los electrodos y la salida es el cable USB que comunica con la computadora.

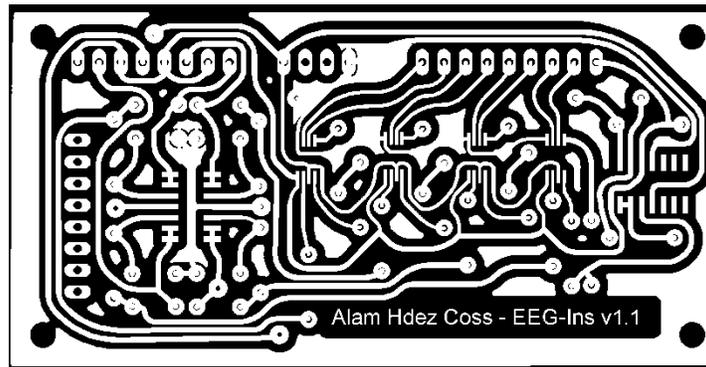


Figura 22 - Diseño de PCB para la etapa de instrumentación, capa superior de pistas

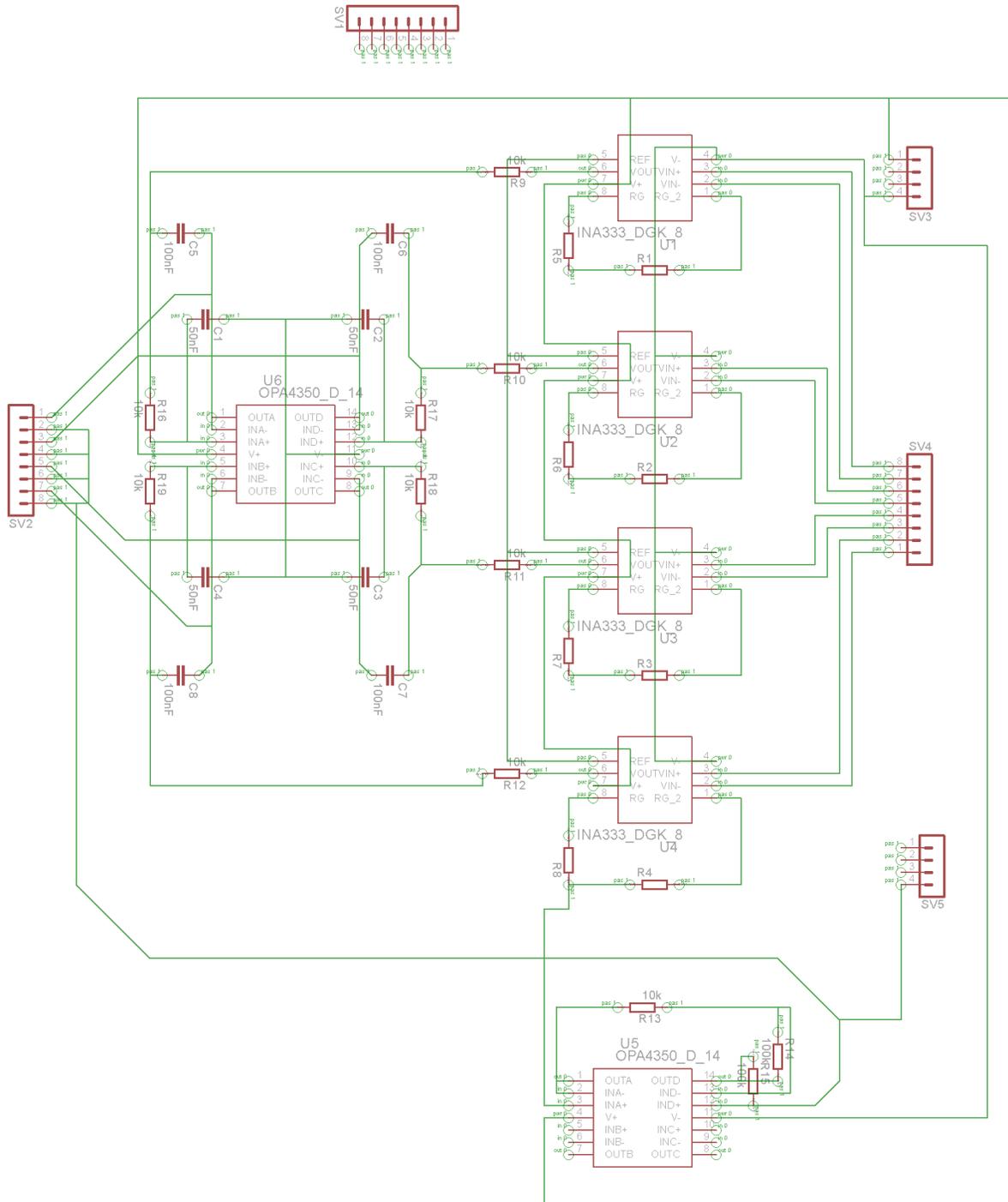


Diagrama 14 - Esquemático para la etapa de instrumentación con 9 electrodos

Banda elástica y electrodos

Se utilizó una banda elástica de lycra-algodón y se colocaron los ocho electrodos en un arreglo rectangular de 2x4, de forma que al colocarla sobre el usuario los electrodos quedaran a por lo menos 30mm de distancia del electrodo más próximo, esto evitaría cortos accidentales por medio del gel conductor y podría otorgar una información más focalizada que los arreglos de electrodos tradicionales (10-20).

Los electrodos se conectan directamente a la placa de instrumentación, donde su información es preparada para ser leída y retransmitida por la placa de adquisición.

Validación

Pruebas de adquisición del dispositivo completo

Se realizaron las pruebas de adquisición sobre un individuo de 22 años. La banda elástica utilizada como soporte para el arreglo de ocho electrodos sobre el cuero cabelludo se conectó a la etapa de instrumentación junto con un electrodo de referencia entre la tierra física del dispositivo y un punto que se supone de cero potencial bajo la oreja del individuo a sensar, la etapa de instrumentación va a su vez conectada a la etapa de adquisición, que se comunica con la computadora, utilizando la conexión USB como fuente única de alimentación. Con la computadora encendida y en espera y el dispositivo conectado y reconocido por el sistema operativo se ejecutó el programa compilado en lenguaje C# mencionado con anterioridad, en la interfaz gráfica de usuario de dicho programa se presenta un botón de Inicio, que al ser presionado configura al dispositivo de adquisición y adquiere 500 muestras durante un periodo de 10 segundos. Las muestras adquiridas se guardan temporalmente como variables en la memoria de acceso aleatorio de la computadora y al terminar el proceso de sensado se escriben sobre archivos de texto, uno para cada par de electrodos en modo diferencial. Una vez escritos los archivos de texto se puede presionar el botón Graficar, el cual muestra sobre la interfaz una gráfica de las señales superpuestas con un color distinto para diferenciar cada una. El offset inherente a la adquisición de estas señales se muestra sin cambios en dicha gráfica (Figura 23).

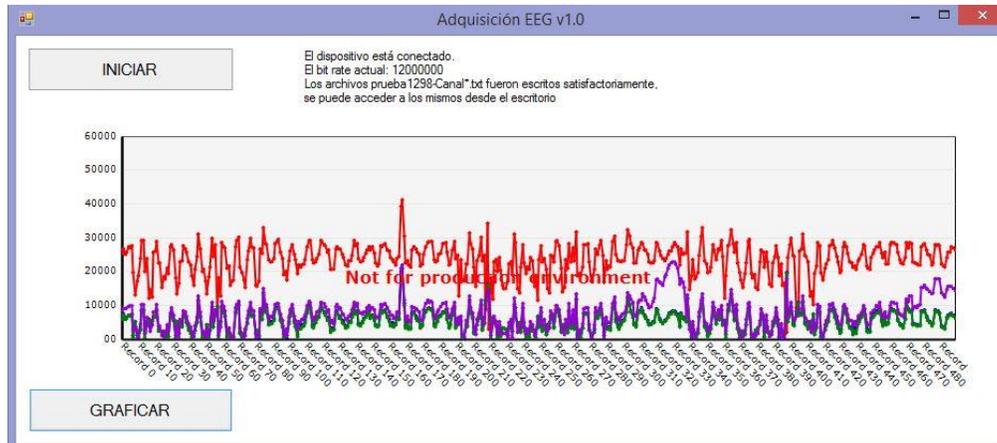


Figura 23 - Interfaz gráfica de usuario para programa en C# de adquisición mostrando señales adquiridas

Procesamiento de señales adquiridas y resultados

Las señales de electroencefalografía obtenidas se procesaron a partir de los archivos de texto sobre los cuales estaban registradas. Se utilizó un script “.m” para su procesamiento que incluye una eliminación de offset por medio de la resta del valor medio de cada uno de los arreglos, la implementación de filtros de respuesta finita (FIR) pasa-bajas a 4Hz y una transformación rápida de Fourier para mostrar gráficas de sus respectivas densidades espectrales y así asegurar el correcto funcionamiento del filtro digital. La primera señal es la adquirida del par más cercano a la cisura longitudinal del usuario, mientras que la señal mostrada al inferior es la proveniente del par más lejano.

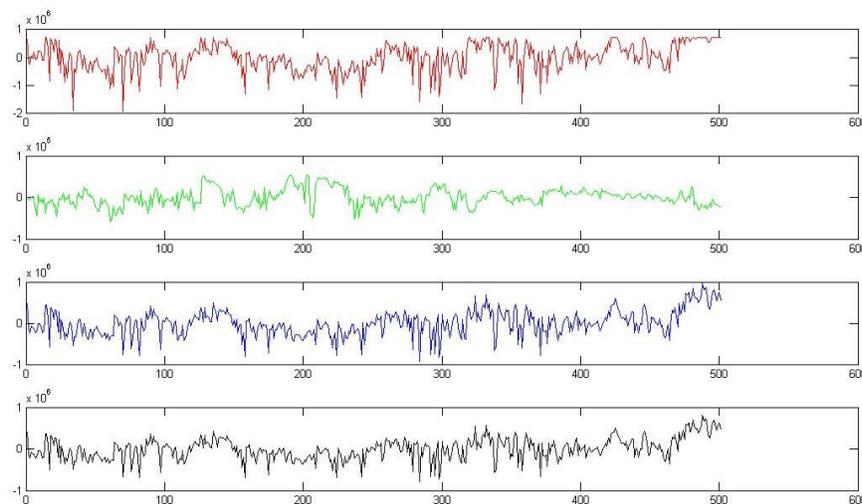


Figura 24 - Señales adquiridas del arreglo de electrodos sobre el cuero cabelludo con dispositivo terminado, 500 muestras en 10 segundos

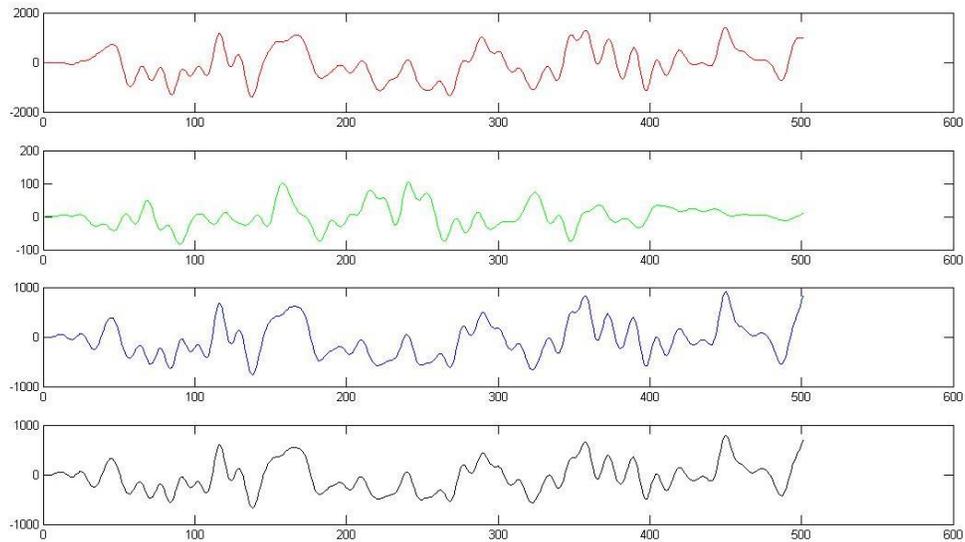


Figura 25 - Señales adquiridas del arreglo de electrodos sobre el cuero cabelludo posteiores a filtro pasa-bajas de respuesta finita (FIR) a 4Hz

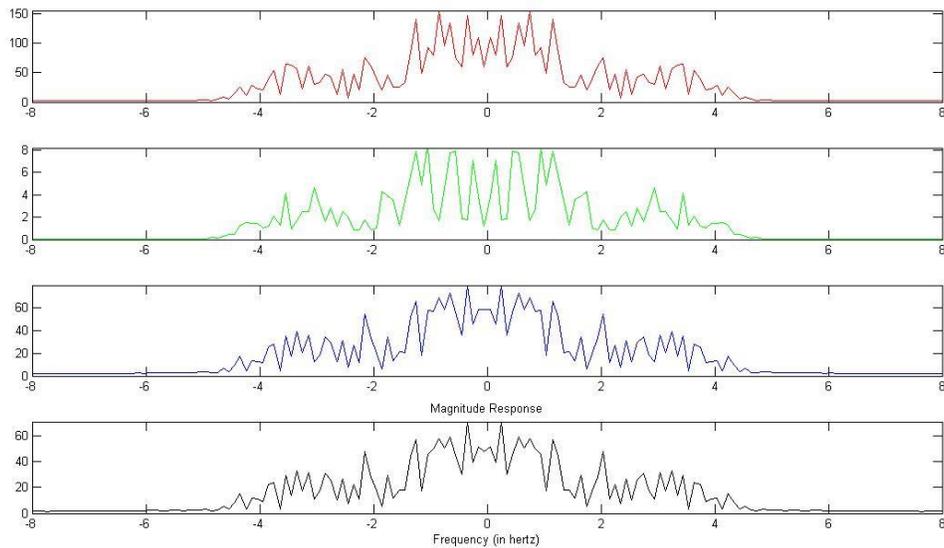


Figura 26 - Gráfica de densidad espectral de las señales adquiridas, se observa el funcionamiento del filtro FIR atenuando casi del todo las señales mayores a 4Hz

Análisis de resultados

Las señales adquiridas, procesadas y mostradas en la sección anterior contienen información de una amplia variedad de fuentes aparte de la actividad eléctrica en el cerebro del usuario, desde interferencia electromagnética hasta artefactos de origen mioeléctrico. Todas estas señales aportan en diferentes amplitudes y frecuencias a la forma final de la onda obtenida. Por lo tanto no podemos afirmar que las señales mostradas contengan únicamente información de la actividad neuronal, pero sí podemos suponer que esta actividad está presente y forma una parte importante de las señales adquiridas, esto se observa en el funcionamiento del dispositivo durante la desconexión de cualquiera de los electrodos utilizados, donde las señales cambian drásticamente de comportamiento.

El hecho de eliminar el offset y filtrar la señal a menos de 4Hz devuelve una señal más limpia y con un ancho de banda correspondiente a la actividad neuronal de intención motriz [1], esto facilitaría posteriores trabajos de clasificación e interpretación de dichas señales para el control de interfaces cerebro-máquina.

Conclusiones y trabajo a futuro

El objetivo general del proyecto se cumplió satisfactoriamente, se diseñó y construyó un dispositivo de sensado y acondicionamiento de señales de origen electroencefalográfico de ocho canales, con las capacidades para extenderse a 16 canales si así lo requiriera la aplicación, de bajo consumo con respecto a su fuente de energía pues puede alimentarse sin contratiempos de la conexión USB que comparte con la computadora sin dañarla ni consumir la energía de su batería de forma perceptible por el usuario. También se implementó el procesamiento de la información adquirida a través de su registro en archivos de texto, su presentación ante el usuario antes y después de la eliminación del offset y del filtro a 4Hz y su caracterización en el dominio de la frecuencia por medio de las gráficas de densidad espectral. Con base en la bibliografía consultada en este trabajo, se puede inferir que las señales adquiridas mediante el uso del dispositivo desarrollado contienen, entre otras, señales correspondientes a la actividad neuronal de intención motriz del usuario y por lo tanto pueden ser utilizadas para la extracción de señales motrices de extremidades superiores.

En lo que respecta a los objetivos particulares, estos se cumplieron en diversas etapas del desarrollo del proyecto, realizando el diseño a detalle de la estructura física, (planos y selección de materiales), el diseño electrónico y la programación al finalizar el periodo de Trabajo Terminal I, e implementando e integrando todos los componentes a tiempo para realizar pruebas para su presentación como Trabajo Terminal II.

El dispositivo final se comporta como se tenía pensado al inicio del proyecto, con algunas mejoras considerables en sus características, como la portabilidad del programa de adquisición, la facilidad de uso, el hecho de que el dispositivo se alimenta de forma estable por medio de la conexión USB

sin necesidad de baterías o fuentes de energía adicionales, el uso completo de la resolución de 24 bits del convertidor analógico/digital y ligeras modificaciones ergonómicas y estéticas como la eliminación de vértices en la caja protectora en contraste con el prisma rectangular que se había propuesto en Trabajo Terminal I.

Se debe considerar que los alcances de este proyecto, si bien no le permiten catalogarse como una interfaz cerebro-máquina completa, sí sientan las bases para el desarrollo posterior de dichos sistemas, facilitando en especial las etapas de adquisición y procesamiento.

Es intención de los desarrolladores del proyecto la utilización y mejora de este dispositivo en futuros proyectos para la clasificación de patrones de intención motriz y el control natural de actuadores.

Una propuesta de trabajo a futuro es volver completamente portátil el dispositivo de sensado, alimentándolo mediante una batería recargable, almacenando las señales en una memoria externa y comunicándolo de forma inalámbrica mediante Wi-Fi o Bluetooth. La protección al usuario debe mejorarse y es recomendable explorar nuevos lenguajes de programación que permitan una visualización más fluida y atractiva de las señales adquiridas, el lenguaje Processing parecer una opción prometedora. También se busca aplicar nuevos conocimientos en clasificadores de señales motrices enfocándose en ritmos Mu, de 8 a 13Hz, tal vez mediante análisis de dimensión fractal o por análisis de densidad espectral.

Anexos

En este apartado se encuentran los planos a los que se hace referencia en la sección de Diseño a Detalle y están organizados de la siguiente manera.

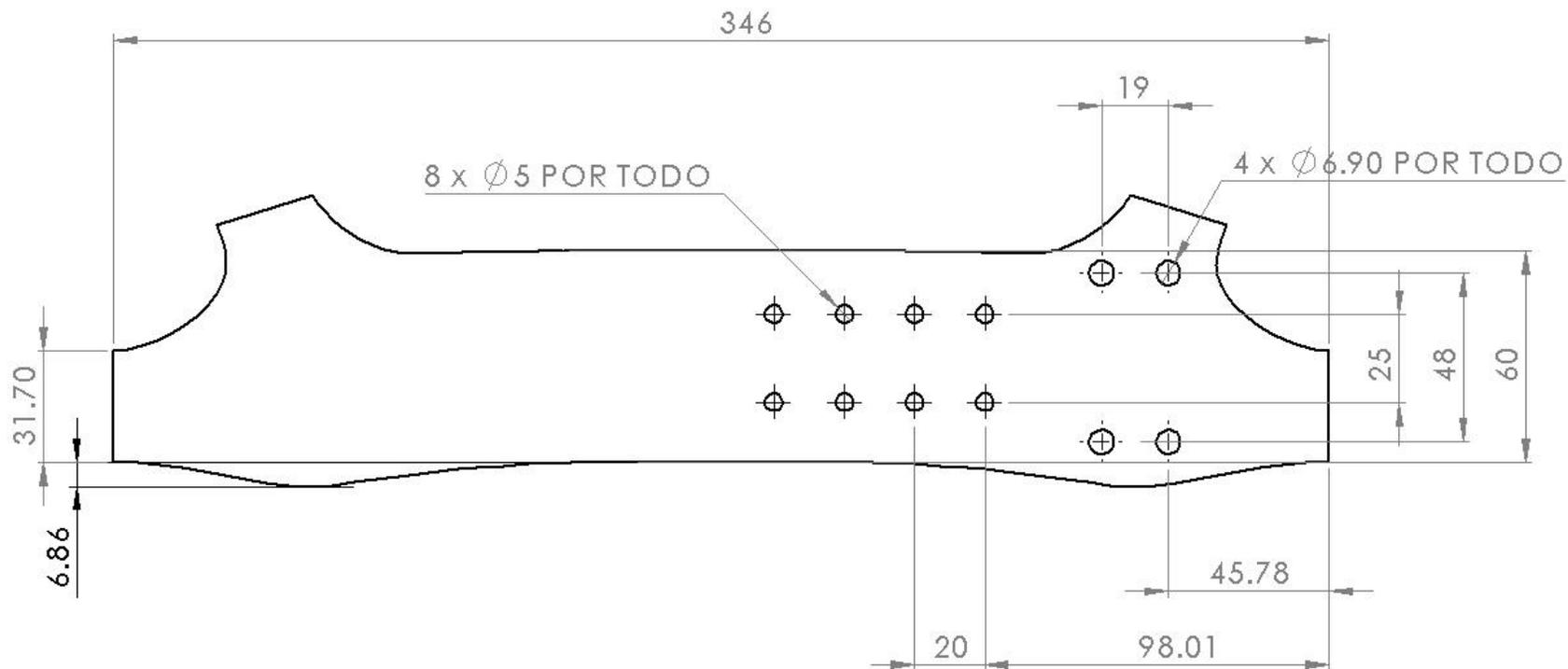
Plano 1: Banda coronal para electrodos

Plano 2: Banda de sujeción posterior

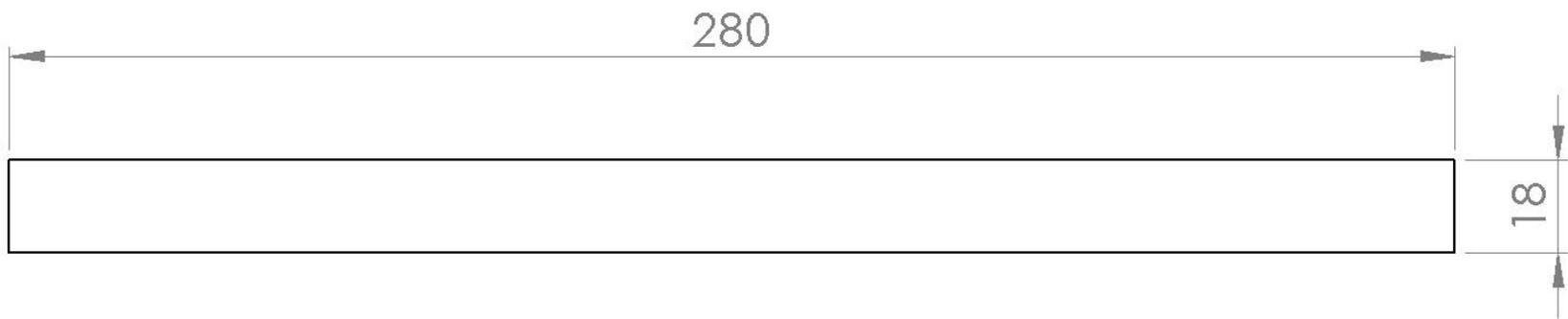
Plano 3: Banda de sujeción a mentón.

Plano 4: Caja Abierta Final

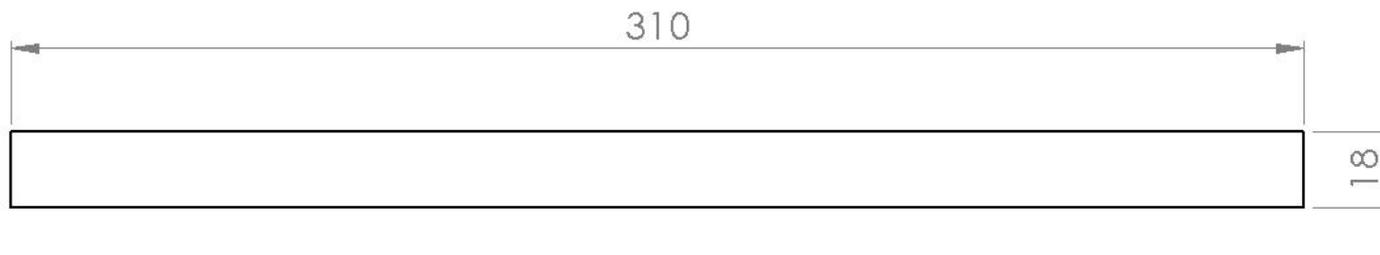
Plano 5: Tapa de Caja Final



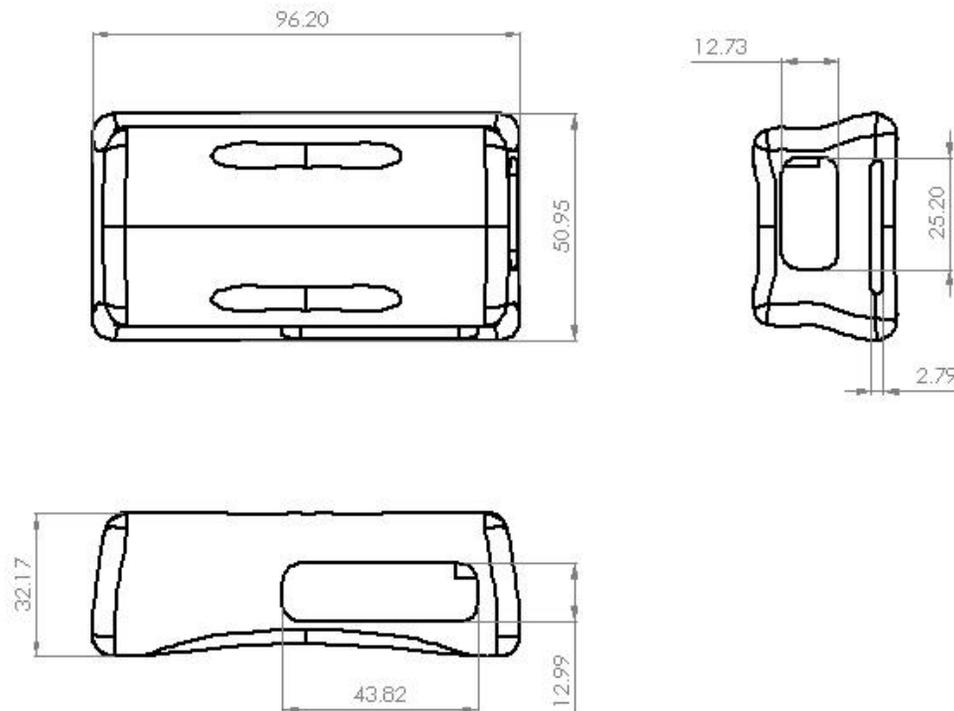
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS			
NOMBRE DE LA PIEZA: BANDA CORONAL PARA ELECTRODOS		NÚMERO DE PIEZAS NECESARIAS: 1	
FECHA: 13/NOV/2013	ACOTACIONES: MILÍMETROS	NÚMERO DE DIBUJO: 1	
MATERIAL: TELA ELÁSTICA DE LYCRA-ALGODÓN		NÚMERO DE PLANO: 1	



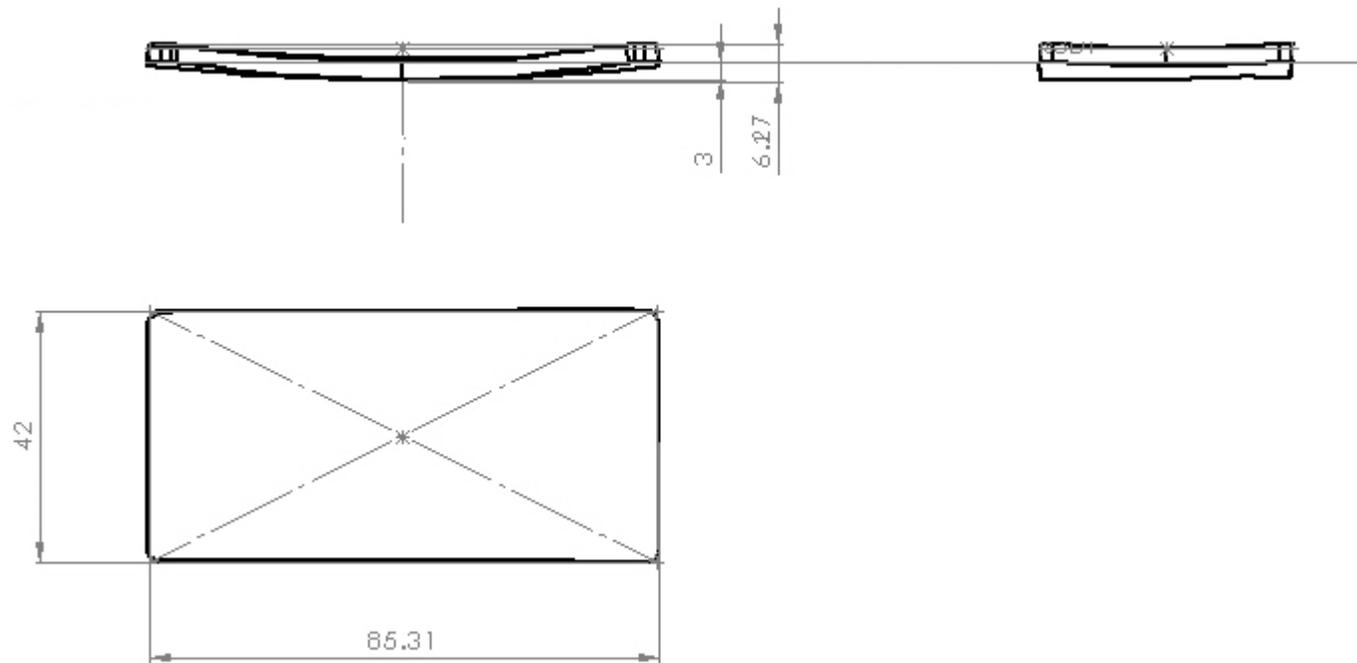
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS			
NOMBRE DE LA PIEZA: BANDA DE SUJECIÓN POSTERIOR		NÚMERO DE PIEZAS NECESARIAS: 1	
FECHA: 13/NOV/2013	ACOTACIONES: MILÍMETROS	NÚMERO DE DIBUJO: 2	
MATERIAL: CINTA ELÁSTICA TEXTIL DE 1MM DE GROSOR		NÚMERO DE PLANO: 2	



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS			
NOMBRE DE LA PIEZA: BANDA DE SUJECIÓN A MENTÓN		NÚMERO DE PIEZAS NECESARIAS: 1	
FECHA: 13/NOV/2013	ACOTACIONES: MILÍMETROS		NÚMERO DE DIBUJO: 3
MATERIAL: CINTA ELÁSTICA TEXTIL DE 1MM DE GROSOR		NÚMERO DE PLANO: 3	



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS			
NOMBRE DE LA PIEZA: CAJA ABIERTA FINAL		NÚMERO DE PIEZAS NECESARIAS: 1	
FECHA: 10/ABRIL/2014	ACOTACIONES: MILÍMETROS	NÚMERO DE DIBUJO: 10	
MATERIAL: PLÁSTICO PLA		NÚMERO DE PLANO: 4	



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERIA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS			
NOMBRE DE LA PIEZA: TAPA DE CAJA FINAL		NÚMERO DE PIEZAS NECESARIAS: 1	
FECHA: 10/ABRIL/2014	ACOTACIONES: MILÍMETROS	NÚMERO DE DIBUJO: 10	
MATERIAL: PLÁSTICO PLA		NÚMERO DE PLANO: 5	

Referencias

- [1] J. Contreras-Vidal, *Design Principles for Noninvasive Brain-Machine Interfaces*, Boston, Massachusetts EEUU.: IEEE, 2011.
- [2] M. Nicolelis, J. Morizio, D. Won, I. Obeid, C. Bosetti y P. Wolf, 16-Channel neural pre-conditioning device, Isla de Capri, Italia: IEEE, 2003.
- [3] T. Bradberry, J. Rodolphe y J. Contreras-Vidal, *Decoding Three-Dimensional Hand Kinematics from Electroencephalographic Signals*, Minneapolis, Minnesota, EEUU: IEEE, 2009.
- [4] M. Lebedev y M. Nicolelis, «Brain-machine interfaces: past, present and future,» *Trends Neuroscience*, p. vol. 29, 2006.
- [5] J. Contreras-Vidal, *Movement Decoding from Noninvasive Neural Signals*, Buenos Aires, Argentina.: IEEE, 2010.
- [6] D. Pelvig, H. Pakkenberg, A. Stark y B. Pakkenberg, «Neocortical glial cell numbers in human brains,» *Neurobiology of Aging vol. 29*, p. 11, 2007.
- [7] R. R. Snell, *Clinical Neuro-Anatomy*, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [8] P. Brodal, *The Central Nervous System (Structure and Function)*, Oxford, Inglaterra: Oxford University Press, Inc, 2010.
- [9] US National Cancer Institute, "Anatomy and Physiology", 2007.
- [10] O. Hernández Vázquez, *Elementos básicos de neurofisiología*, Distrito Federal, México: Trillas, 2011.
- [11] M. Schuenke, E. Schulte y U. Schmacher, *Atlas of Anatomy, Head and Neuroanatomy*, Thieme, 2006.
- [12] National Institutes of Health, A.D.A.M. Medical Encyclopedia, Bethesda, EEUU: U.S. National Library of Medicine, 2012.
- [13] S. f. Neuroscience, *Brain Facts, a Primer on the Brain and Nervous System*, Washington, DC, EEUU: Society for Neuroscience, 2012.
- [14] ScienceDaily, «Researcher Controls Colleague's Motions in First Human Brain-To-Brain Interface,» agosto 2013. [En línea]. Available:

- <http://www.sciencedaily.com/releases/2013/08/130827122713.htm>. [Último acceso: 7 octubre 2013].
- [15] Andrew, «NeuroSky Mindwave Mobile Review,» 20 12 2012. [En línea]. Available: <http://neurogadget.com/2012/12/20/neurosky-mindwave-mobile-review/6611>. [Último acceso: 20 03 2013].
- [16] Neurosky, «Necomimi,» 2012. [En línea]. Available: <http://en.necomimi.com/HowItWorks.aspx>. [Último acceso: 24 04 2013].
- [17] Melanie, «CES 2013: InteraXon debuts Muse along with Brain Health System application,» 09 01 2013. [En línea]. Available: <http://neurogadget.com/2013/01/09/ces-2013-interaxon-debuts-muse-along-with-brain-health-system-application/6780>. [Último acceso: 22 03 2013].
- [18] K. Edgington, «Two heads better to control simulated aircraft,» 2013. [En línea]. [Último acceso: 24 04 2013].
- [19] Emotiv, «EEG Features,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.emotiv.com/eeg/features.php>. [Último acceso: 24 04 2013].
- [20] J. García, «Crean estudiantes del IPN silla de ruedas controlada por la mente,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.oem.com.mx/laprensa/notas/n2631346.htm>. [Último acceso: 24 04 2013].
- [21] Neurogadget, «Brainwave-reading Exoskeleton Uses Thoughts to Innovate Stroke Survivors' Rehabilitation,» 2012. [En línea]. Available: <http://neurogadget.com/2012/08/27/brainwave-reading-exoskeleton-uses-thoughts-to-innovate-stroke-survivors-rehabilitation/4591>. [Último acceso: 20 04 2013].
- [22] A. Escalona, Aplicación ICC, silla de ruedas para cuadrapléjicos controlada con señales electroencefalográficas del movimiento voluntario de los párpados, Distrito Federal, México: UPIITA-IPN, 2012.
- [23] D. Aguilar y E. Gutiérrez, Implementación de Modelos Autorregresivos en electroencefalograma para obtención de parámetros de control en interfaz cerebro-ordenador, Distrito Federal, México: UPIITA-IPN, 2011.
- [24] B. Bradtmiller y M. Friess, A HEAD-AND-FACE ANTHROPOMETRIC, Yellow Springs, USA: Anthrotech, 2004.
- [25] U.S. Army Aeromedical Research Laboratory, Anthropometry and Mass Distribution for Human Analogues, Alabama, USA: U.S. Army Aeromedical Research Laboratory, 1988.

[26] NIOSH, Assessment of the NIOSH Head-and-Face Anthropometric Survey of U.S. Respirator Users, Washington, 2007.

Publicaciones

En adición a este reporte se presentó un artículo basado en el trabajo realizado, mismo que fue aceptado y presentado el 30 de octubre del 2014 en el VII Congreso Internacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas (Figura 27).

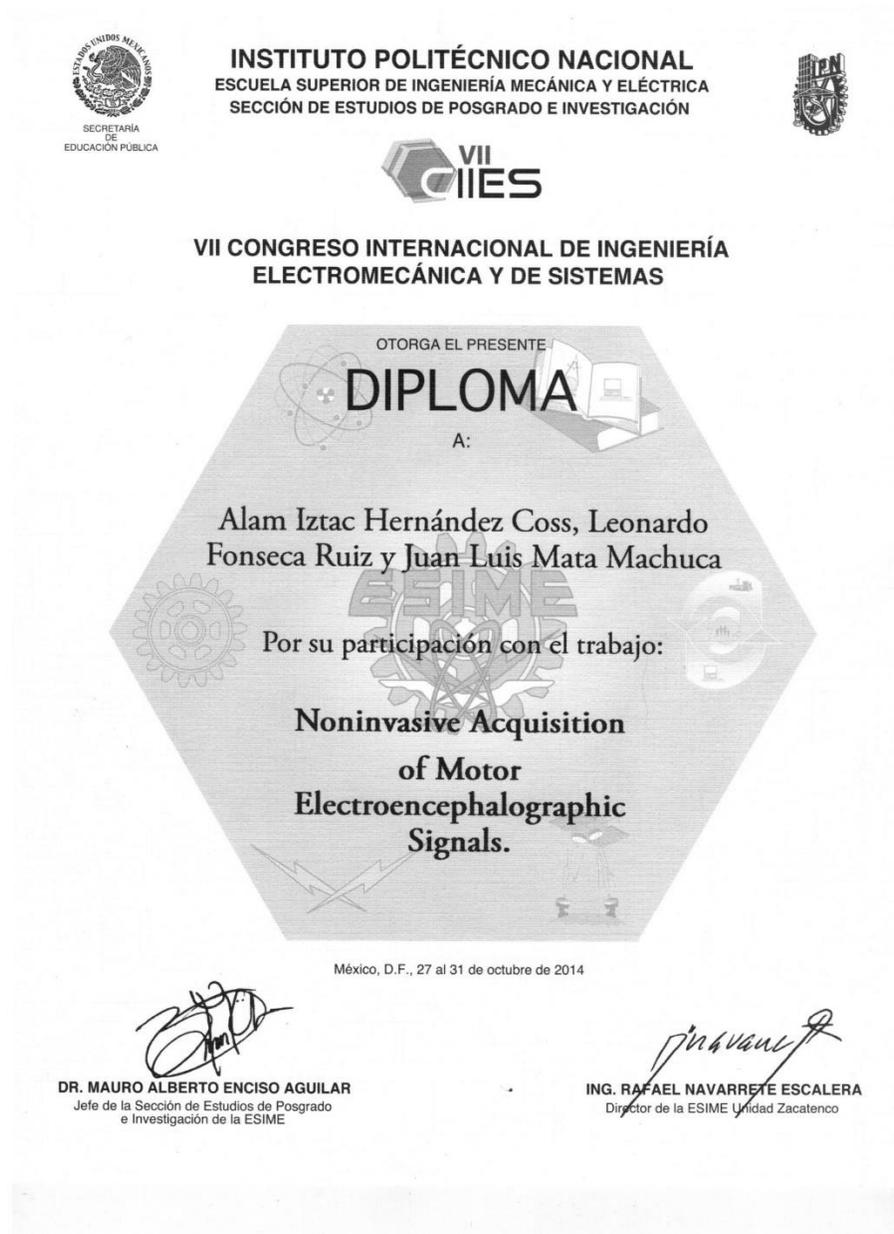


Figura 27 - Diploma que reconoce la presentación del artículo *Noninvasive Acquisition of Motor Electroencephalographic Signals* en el VII Congreso Internacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas.

A continuación el artículo presentado:

Noninvasive acquisition of motor electroencephalographic signals

A. Hernández

Ingeniería Mecatrónica
UPIITA-IPN

Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La
Laguna Ticomán, Gustavo a Madero, 07340, Mexico,
D.F.

ahernandezc0913@alumno.ipn.mx

L. Fonseca, J. L. Mata-Machuca

Academia de Mecatrónica
UPIITA-IPN

Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La
Laguna Ticomán, Gustavo a Madero, 07340, Mexico,
D.F.

{lfonseca, jmatam}@ipn.mx

Abstract— Electroencephalogram is an electrical signal of the neuronal group action potentials in the brain tissue. This paper describes the design, construction and implementation of a novel device for the noninvasive acquisition and processing of human electroencephalographic signals. The prototype is composed by 8 acquisition channels, Serial Peripheral Interface (SPI) & Universal Serial Bus (USB) communication. Experimental results illustrate the effectiveness of the proposed approach.

Keywords—electroencephalography, EEG, acquisition, signal processing

I. INTRODUCTION

The human brain executes its functions by means of potential differences between its neurons, this process generates acquirable and interpretable electric signals containing useful information about these functions. The study of electroencephalographic signals (EEG) along with use of other technics has allowed the association of certain areas of the brain with specific actions, however, the acquisition of the electric signals in the brain has been done mostly in an invasive way requiring considerably dangerous surgical interventions and therefore rendering the use of these signals unpractical for controlling other devices. Over the years we have deepened the knowledge of EEG signals obtained noninvasively and their relation with actual processes inside the brain of the person that is measured, and substantial advances have been made in the processing of these signals [1].

The perfecting of the implementation of noninvasive EEG acquisition systems opens a wide array of technological possibilities being of particular interest the use of these signals for a natural, safe and efficient way of controlling devices. A system with such characteristics is known as a brain-machine interface (BMI), and it can be divided into three functional areas, the signal acquisition, the processing of the signal and the application [2]. A useful EEG signal acquisition stage requires great precision, a high common-mode rejection ratio (CMRR), and the ability to filter the most common sources of noise known as artifacts, specially the power-line interference of 50Hz or 60Hz, and some other bioelectrical signals,

particularly those of myoelectrical origin, that is, electrical signals caused by the activation of muscle fibers. The amplitude of EEG signals read on the user's scalp is usually below $50\mu\text{V}$ and requires a stage of instrumentation amplification [3]. The amplified signals have to go through an analog to digital converter which samples them at frequencies that according to the Nyquist-Shannon theorem avoids the loss of useful information, that is, a sampling of two times the frequency of the desired signals. For this particular application, the signals of interest have been found in the frequency band between 0.5Hz and 4Hz [4]. The information contained in these signals, can be, by means of real-time processing, be used to control external physical or virtual devices.

II. PROBLEM STATEMENT AND SOLUTION

Human-machine interfaces available today require the user to perform certain muscular movements which represents a serious obstacle to people with some form of motor disability. The use of brain-machine interfaces allows the users to control devices without the need of mechanical interaction with them [5]. Noninvasive EEG acquisition devices currently available in the market are limited in the amount of channels they use, or in the quality of the information they deliver to the user, also, given the position of their electrodes they measure signals from many different sources inside the brain, and not only those of motor intention. On the other hand EEG devices used in investigation tend to have large dimensions and are complicated to install, they're uncomfortable to use in public places and are particularly expensive.

Therefore it is presented in this paper the design and construction of a device for the sensing and conditioning of EEG signals, of up to eight channels, of low power consumption and processing of the signals acquired to facilitate the extraction of upper extremity motor signals. The device makes use of (and is powered by) a USB connection to a computer that configures the device and acquires the information obtained from pairs of EEG electrodes in differential configuration, and visually presents the raw received signals and the signals after processing. It is important to notice that the devices uses no external power source, only the one provided by the USB connection to the computer.

The system was developed under a design methodology known as IDEF0, which helps to divide it according to the activities that have to be executed, the inputs and outputs of each activity and the tools and controls that limit the capacity to perform them.

The design of the full system can be divided into various stages:

- Sensing stage and signal conditioning
- Digital conversion and communication
- Device configuration and acquisition
- Visual interface

III. SENSING STAGE AND SIGNAL CONDITIONING

An array of eight EEG gold-plated silver electrodes act as sensors of ionic potentials, these electrodes are placed on the scalp of the person to be measured using an elastic band made of cotton-spandex fabric. The dimensions of the band are defined by an anthropometry study of Hispanic people made by Brandtmiller and Friess in 2004 in the USA [6]. The electrodes are located to be closer to the areas related to motor functions on the left hemisphere known as Brodmann areas 4 and 6, for motor and premotor functions respectively [7] (see Fig. 1).

The signals coming from every pair of electrodes go through a preamplification stage using INA333 instrumentation amplifiers. The preamplified signals are then filtered using second order Sallen-Key low-pass filters with a cutoff frequency of 220Hz to suppress high frequency interference, these filters are implemented using TLC279 precision operational amplifiers.

The complete signal conditioning stage was implemented in a single printed circuit board (PCB), designed to connect directly to the digital conversion and communication PCB (Fig. 2). The decision to separate these two areas aimed to reduce the size of the whole device in order to make it portable and easier to wear.

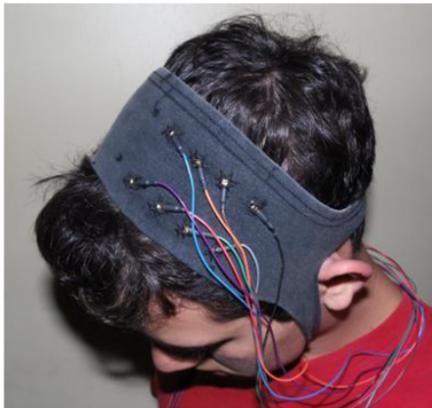


Fig. 1 - Elastic band with array of eight electrodes over motor and premotor areas.

The tracks are intentionally rounded to avoid acute angles that might cause imperfections during the etching process, and loss of signal integrity.

IV. DIGITAL CONVERSION AND COMMUNICATION

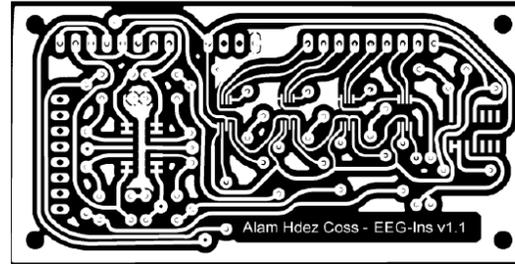


Fig. 2 - Printed circuit board for the signal conditioning stage, track layer

Due to the complexity of the circuit and the size limitations given by the previous circuit board, the digital conversion and communication PCB was designed to be a double sided board (Fig. 3). This circuit consists mainly of two integrated circuits in surface-mount packages, the ADS1298 and the MCP2210. The ADS1298 is an analog front-end of 8 input channels with simultaneous sampling, 24bits, delta-sigma, analog to digital converters, with other features commonly required in EEG applications. The MCP2210 is a USB-SPI protocol converter used to communicate a personal computer via Universal Serial Bus (USB) with the ADS1298 which works using a Serial Peripheral Interface (SPI).

The signal outputs of the signal conditioning PCB are connected directly as inputs to the ADS1298, these signals are amplified again and sampled to be multiplexed in a single SPI chain that is then sent over to the computer using the MCP2210, this chain of bits contains information about the status of the circuit, the quality of the transmission and the amplitude of the voltage measured in each channel.

To use the ADS1298 it has to be initialized, this is achieved by externally programming it using SPI commands known as opcodes, these commands are implemented in the Device configuration and acquisition stage.

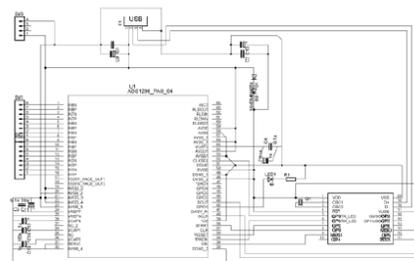


Fig. 3 Schematic of the digital conversion and communication stage

V. DEVICE CONFIGURATION AND ACQUISITION

When a computer is connected to the device it reads the program stored in the memory of the MSP2210 and recognizes the system as a human interface device (HID), allowing it to work without the need for additional drivers.

Two applications were written, one in the C# programming language and the other as an ".m" script. The first program communicates with the device, reading its status and verifying the integrity of its connection. Afterwards it sends the opcodes needed for its initialization, setting the data bitrate and sampling frequency, activating the general purpose input-output terminals to light up an LED connected to the ADS1298 and sending a "START" command to the device so it can start reading and sending back the measured data. This is all done in a visual environment and after 10 seconds of recording the information is shown to the user as a line chart. Meanwhile, the same information is being written to an independent text file for each channel measured containing every value recorded.

VI. VISUAL INTERFACE

The second application reads the text files written by the previous program. The information is charted again, the offset is eliminated and then a low-pass Finite Impulse Response (FIR) filter is implemented to limit the frequency of the signals acquired to 4Hz, the output of every one of these processes is graphically presented to the user as line charts.

VII. INTEGRATION, TESTS AND RESULTS

After the integration of the various stages of the system (see Fig. 4), acquisition tests were made on a male, 22 years old subject, the elastic band was set on his head and the array of eight electrodes was covered in conductive gel to ensure its proper connection to the scalp, an additional electrode was used to connect the reference of the circuit to a point of presumed zero potential below the left earlobe of the individual to be measured. All electrodes were connected to the inputs of the signal conditioning stage and the device was connected to a computer where the two programs were run. The first program was run several times, and each recording was stored separately, in order to determine if the information came from an EEG source or if it was caused merely by the effect by artifacts.



Fig. 4 – The integration of the device in a 3D printed protection box made of polylactic acid without the lid to show the PCBs.

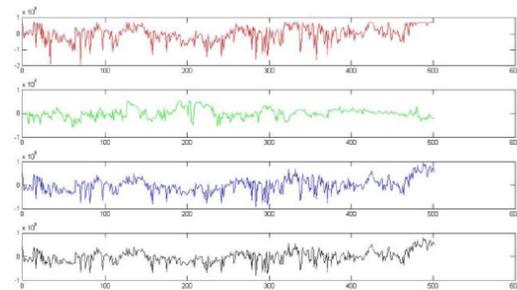


Fig. 5 – Graphical output for a 10 second, four channel EEG recording, with a rate of 50 samples per second.

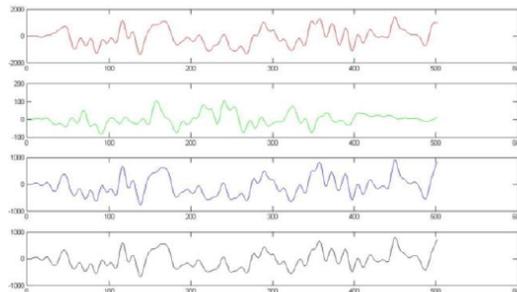


Fig. 6 - Graphical output for a 10 second, four channel EEG recording, after the FIR filter with a cutoff frequency of 4Hz.

At first the tests were run with the array and the reference electrode properly placed and connected to the device, the data obtained visually appeared to be consistent with EEG recordings from other commercial devices (see Fig. 5 and Fig. 6). Then the tests were done with the electrode array disconnected from the device, the result was an apparently random high amplitude pattern, a similar result was obtained when the reference electrode was disconnected from the body.

In another test, each differential pair of electrodes was put in short circuit to ensure an ideally zero voltage between their terminals, this effect was observed at the graphical interface of the system with highly stable, nearly constant outputs.

VIII. CONCLUSION

The signals acquired during the tests performed with the device possess many of the characteristics of EEG signals observed in other EEG devices and seem to be caused mainly (if not entirely) by the subjacent neural activity of the user. The signals, once filtered between 0.5Hz and 4Hz may contain valuable information on the motor processes of the right upper extremity of the measured individual, and can be used at the implementation of a noninvasive brain-machine interface, which is the next step in the development of this project.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank the support given by our institution, UPIITA, and the Instituto Politécnico Nacional.

REFERENCES

- [1] Bradberry, T., Rodolphe, J., & Contreras-Vidal, J. (2009). *Decoding Three-Dimensional Hand Kinematics from Electroencephalographic Signals*. Minneapolis, Minnesota, EEUU: IEEE.
- [2] Contreras-Vidal, J. (2011). *Design Principles for Noninvasive Brain-Machine Interfaces*. Boston, Massachusetts EEUU.: IEEE.
- [3] Nicoletis, M., Morizio, J., Won, D., Obeid, I., Bosetti, C., & Wolf, P. (2003). *16-Channel neural pre-conditioning device*. Isla de Capri, Italia: IEEE.
- [4] Fonseca, L., "Development of an amplifier board and signal processing encephalographic (in Spanish)" B.S. thesis, National Autonomous University of Mexico (UNAM), Mexico (2004).
- [5] Contreras-Vidal, J. (2010). *Movement Decoding from Noninvasive Neural Signals*. Buenos Aires, Argentina.: IEEE.
- [6] Bradtmiller, B., & Friess, M. (2004). *A HEAD-AND-FACE ANTHROPOMETRIC*. Yellow Springs, USA: Anthrotech.
- [7] Schuenke, M., Schulte, E., & Schmacher, U. (2006). *Atlas of Anatomy, Head and Neuroanatomy*. Thieme.