



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

**“Diseño y construcción de un dispositivo de
estimulación eléctrica vestibular en humanos”**

TESIS PROFESIONAL

Para obtener el título de Licenciado en Mecatrónica

PRESENTA:

Angel Hernandez Hernandez

ASESOR INTERNO:

M. C. Giovanni Herrera Salinas †

ASESOR EXTERNO:

D. C. Enrique Soto Eguibar

Julio, 2018

AGRADECIMIENTOS

Les doy las gracias a mis padres Miguel Angel y María Verónica por apoyarme en todo momento, por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida y, por sobre todo, por ser un excelente ejemplo a seguir.

A mis hermanos Leslhey y Miguel por ser parte importante de mi vida, por estar siempre alentadme en cada etapa de la tesis y por nunca perder la fe en mí.

A los integrantes del laboratorio de Neurofisiología, Baruc Zaggo, Jose Luis Ramos, Cristian Romero y Claudia Gomez quienes me abrieron los brazos y me apoyaron en cada momento de la tesis.

A la D.C. Adriana Cristina Pliego C. por apoyarme y guiarme antes incluso de empezar la tesis.

Al D. C. Enrique Soto Eguibar por su infinita paciencia y apoyo para la realización de esta tesis, por creer en mí y darle un seguimiento más allá de lo académicamente posible.

A la D.C. María del Rosario Vega y Sáenz de Miera por el apoyo que me proporciono durante toda la tesis.

A la D.C. Audrey Magdalena Ortega Ramírez por ayudarme en el área de fisiología y darme consejos en cada parte de la tesis.

Al M.C. Giovanni Herrera Salinas por su guía en el transcurso de la tesis, q. d. e. p.

A mi amigo el M.C. Octavio González por aportar tanto a la tesis y apoyarme en los momentos más difíciles para completarla.

ESTE TRABAJO FUE FINANCIADO CON FONDOS DE LOS PROYECTOS:

"Desarrollo de protocolos de estimulación galvánica vestibular para un sistema de control de la postura y navegación personal" Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento. Proyecto de Innovación Tecnológica, 2015 (DITCo 2015-32).

"Desarrollo de un sistema de control de la postura, navegación personal y simulación de movimiento" Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento. Proyecto de Innovación

Tecnológica, 2016 (DITCo 2016-9).

"Desarrollo de un dispositivo para la estabilización de la postura y la mirada en condiciones de microgravedad" Fondos sectoriales Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México y Agencia Espacial Mexicana (AEM), proyecto 275058.

ÍNDICE

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA	i
Agradecimientos	ii
Resumen	vi
Introducción	7
Planteamiento de la investigación	8
Planteamiento del problema	9
Objetivos	10
Objetivo general	10
Objetivos específicos	10
Justificación.....	11
Capítulo 1. Conceptos fundamentales.....	12
El Sistema vestibular.....	13
Células sensoriales vestibulares	14
Detección de movimientos angulares	16
Detección de aceleraciones lineales	18
Reflejo vestíbulo-ocular	19
Estimulación galvánica vestibular.....	21
ejes de referencia para desplazamiento de cabeza	22
Técnicas de estimulación	22
Propiedades eléctricas de la piel	23
Efectos de la corriente sobre el cuerpo humano	25
umbrales de sensaciones	26
Capítulo 2. Diseño y construcción de hardware.....	27
Sensor inercial 3dm-gx3®-15	28
Placa de estimulación	30
Fuente de alimentación	30
Convertidor Corriente-Tensión	31
Regulador de corriente	32
Electrodos de estimulación	33
Convertidor Tensión-Corriente	34
Microcontrolador ATmega328	35
Arduino UNO.....	36
Filtro de señal	38
Etapa de polarización	38
Conexiones de Arduino con la placa de estimulación	39
Capítulo 3. Diseño y construcción del Software	41
LabVIEW	41
Interfaz de programación PC-Sensor inercial	43
Interfaz de programación PC-Arduino.....	49
Módulos del sistema informático	55
Calculo de impedancia	56
Generador de señales	58
Ruido.....	60
Secuencia de instrucciones.....	62
Auxiliar vestibular.....	63

Adquisición de datos	68
Capítulo 4. Pruebas de funcionamiento	68
Análisis de datos	71
Resultados	71
Sujeto de prueba A (grafica representativa).....	72
Conclusiones de la tesis	74
Material complementario.....	76
Pruebas de estimulación.....	76
Sujeto de prueba B	76
Sujeto de Prueba C.....	76
Sujeto de prueba D.....	77
Manual de usuario.....	77
Componentes del sistema.....	78
Requerimientos Técnicos del Sistema	79
Instalación y Configuración del dispositivo.....	79
Descripción del funcionamiento del software.....	80
Mantenimiento	84
Referencias.....	86
Anexos	88
Anexo A. Envío y recepción de paquetes del sensor inercial 3DM-GX3®-15.	88
Anexo B. Diagrama eléctrico de la placa de ESTIMULACIÓN	91
Anexo C. Potenciómetro digital X9C103P.....	92
Anexo D. Microcontrolador ATMEGA328.....	94
Anexo E. Transferencia de datos de Arduino-LabVIEW para recibir y enviar información.....	95
Anexo F. Diagrama eléctrico de Arduino	98
Anexo G. Diseño de Placa de estimulación	99
Anexo H. Construcción de control Difuso.....	100
Variables de entrada.....	100
Variables de salida	100
Método de defusificación: Centro de Máximos.....	100
Funciones membrecía de entrada.....	100
Función de membresía de salida	102
Reglas difusas	103
Anexo I. Programa para el análisis de datos	105

RESUMEN

La tesis tiene como objetivo desarrollar un sistema de software y hardware para inyectar corriente eléctrica de forma controlada sobre las apófisis mastoides en sujetos para estimular el sistema vestibular humano.

El equilibrio y la orientación corporal son resultado de procesos complejos de varios sistemas sensoriales del cuerpo humano: el sistema somatosensorial, indica la velocidad y posición del movimiento de las diferentes partes del cuerpo así como el grado de tensión al que se someten los músculos; el sistema visual, indica la posición de la cabeza en el entorno con respecto a un marco de referencia; por último el sistema vestibular, tiene como función detectar los movimientos angulares y lineales de la cabeza, el cuerpo y los ojos, así como la posición de la cabeza respecto a la dirección de la fuerza de gravedad, este sistema es el principal para proveer de equilibrio a los individuos.

El dispositivo que se desarrollo tiene como objetivo inyectar corriente transcraneal para estimular el aparato vestibular aplicando corriente sobre la superficie de las apófisis mastoides, con el uso de electrodos superficiales, en sujetos de prueba. Se creó un programa, en el entorno de LabVIEW, que controla la cantidad de corriente de estimulación y que proporciona información sobre aceleraciones lineales y angulares de la cabeza con ayuda de un sensor inercial colocado en un casco. Por otra parte se construyó una tarjeta de estimulación para convertir señales de voltaje en corriente de estimulación por medio de un arreglo de circuitos integrados y con la que se vinculó una tarjeta de adquisición de datos, Arduino UNO, para él envío y recepción de datos de señales analógicas y digitales, siendo controlada desde programa desarrollado.

Para corroborar el funcionamiento del sistema se realizaron pruebas de estimulación, en cuatro sujetos sanos usando el sistema de estimulación y comparándolo con una unidad de aislación de corriente comercial (World Precision Instruments) usada para inyectar corriente de estimulación en experimentos fisiológicos. Los resultados demuestran que el sistema que se desarrolló cumple con los requisitos para estimulación eléctrica transcraneal con la ventaja, respecto de sistemas comerciales, de que puede producir estímulos con diferentes formas de onda.

Palabras Claves: Sistema vestibular, equilibrio, estimulación galvánica vestibular, sensor inercial, LabVIEW, Arduino.

INTRODUCCIÓN

Esta tesis forma parte un proyecto de desarrollo de un dispositivo con posibles usos en áreas como rehabilitación, realidad aumentada, aeronáutica y medicina. El dispositivo será usado en el laboratorio de Neurofisiología Sensorial del Instituto de Fisiología de la BUAP y se empleará en la investigación del efecto de la estimulación con corriente galvánica en el sistema vestibular, dicho sistema contribuye al proceso del equilibrio en las personas.

La tesis detalla el desarrollo y la construcción de un circuito capaz de inyectar corriente galvánica a sujetos de voluntarios; se menciona el desarrollo y la construcción de un software para el envío de diferentes tipos de señales de estimulación por medio de un circuito construido, y finalmente la captura de datos de la inclinación angular durante los experimentos, provenientes de un sensor inercial colocado en un casco.

La tesis presenta los siguientes capítulos: en el capítulo 1, se plantean aspectos teóricos relacionados al tópico, se expone el funcionamiento del sistema vestibular, que involucra el control del equilibrio y la orientación espacial. Se describen los efectos de la inyección de corriente en el cuerpo humano, las características de la estimulación con corriente galvánica y las diversas técnicas de estimulación que se usan en sujetos de experimentación.

En los capítulos 2 y 3 se abordan: el desarrollo y la construcción del dispositivo, describiendo los materiales que se emplearon, las plataformas de desarrollo que se manipularon para la construcción del software y el circuito. Se presentan los diferentes protocolos de comunicación que se manejaron, así como la transferencia de datos entre los diferentes dispositivos y las diversas aplicaciones que se desarrollaron. Por último, se expone la arquitectura del circuito eléctrico y se describe su construcción.

En el capítulo 4, se describen pruebas del dispositivo para caracterizar la señal de estimulación, seguido de una comparación de su funcionamiento con respecto a una unidad de aislación de corriente usada en el laboratorio; cotejando en efecto de la inyección de corriente y la inclinación de la cabeza de los sujetos voluntarios.

Como material complementario se agregó un manual del software creado, mostrando características de la interfaz gráfica de una forma comprensible para el usuario.

Por último, se encuentra los anexos que desglosan la información detallada sobre los temas de capítulos anteriores.

PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

El sentido del equilibrio es uno de los sentidos fisiológicos más importantes con el que cuenta el ser humano, sin embargo, a pesar de que tiene un papel fundamental en nuestra vida diaria en ocasiones su funcionamiento es poco apreciado. Su dinámica depende de la integración de varios sistemas sensoriales como el visual y el somatosensorial, que además de controlar el equilibrio son responsables de modular los movimientos y la posición de la cabeza con respecto a la vertical (dirección de la fuerza gravitatoria) (Young, 1974; Soto, Budelli, & Holmgren, 1998). El sistema vestibular es un conjunto de órganos ubicados en el oído interno, dentro de la apófisis mastoides. Cuando este sistema es afectado por una patología, un accidente o la degeneración se aumentan las probabilidades de desarrollar desórdenes vestibulares menoscabando la calidad de vida de los afectados, las afecciones más comunes son: mareo, falta de equilibrio al caminar, vértigo, y náusea.

Según el estudio realizado por Agrawal y col. (2009) en los Estados Unidos del 2001 a 2004, el 35,4% de los adultos de 40 años o más (69 millones de estadounidenses) sufrían de disfunción vestibular. De acuerdo a Agrawal y col. (2009) la probabilidad de padecer alguna afección vestibular se incrementa en las personas de la tercera edad, afectando al 80% de las personas de 65 años o mayores. El mayor peligro para este grupo de personas son las caídas, que se encuentran entre las principales causas de mortalidad; las caídas recurrentes tienen complicaciones físicas como fracturas de cadera, fémur, húmero, muñeca o costillas además de lesiones en tejidos blandos, aunado a ello tienen un impacto negativo en la capacidad motriz de una persona para llevar a cabo una o más actividades de su vida diaria, como bañarse, vestirse, o simplemente moverse por el interior de su casa, provocando irritabilidad, pérdida de autoestima, y depresión.

Por desgracia no todos los desórdenes vestibulares son tratables, algunas personas requieren diferentes tratamientos para eliminar las afecciones y recuperar el sentido del equilibrio. De acuerdo con Utz y col. (2010) la estimulación galvánica vestibular (EGV) es considerada como una de las mejores formas de inducir efecto sobre los órganos sensoriales del sistema vestibular, por lo que su estudio abre paso a nuevos tratamientos para las afecciones vestibulares.

Stolbkov y col. (2014) describen a la EGV como un método de estimulación eléctrica no invasivo que consiste en inyectar una pequeña cantidad de corriente a través de electrodos

superficiales para estimular el sistema vestibular, provocando sensación de movimiento y aceleración virtual mediante (Utz, Dimova, Oppenländer, & Kerkhoff, 2010); en la actualidad es una técnica con la que se trabaja en el laboratorio de Neurofisiología de la BUAP para la investigación su efecto en el sistema vestibular y el equilibrio.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el Laboratorio de Neurofisiología Sensorial del Instituto de Fisiología de la BUAP se estudia la EGV: inyectando corriente, a través de electrodos, en las regiones mastoideas de sujetos voluntarios, registrando continuamente datos sobre el funcionamiento vestibular. Dependiendo del diseño experimental se inyecta una señal de corriente directa, variando su intensidad y polaridad (manualmente), y se usan instrumentos para registrar parámetros fisiológicos del comportamiento vestibular de los sujetos: se hacen registros de estabilometría¹ (Wii board); y un video nistagmometro², graba el movimiento de los ojos durante la EGV. Para continuar con estas líneas experimentales y controlar las variables de inyección de corriente, se planteó desarrollar un dispositivo capaz de inyectar corriente de estimulación con una menor interferencia humana, así como agregar otro instrumento de medición, una unidad de medición inercial, para registrar el movimiento y posición de la cabeza durante los experimentos.

Se planteó que el dispositivo fuese capaz de inyectar diferentes formas de onda de estimulación, además de otras características, para recabar información sobre el funcionamiento del sistema vestibular y el efecto de inyectar señales de estimulación eléctrica.

La EGV, actualmente, se utiliza para realizar investigaciones en áreas de la medicina y aeronáutica; por ello se planteó que el circuito tuviera un tamaño reducido para que sea portátil, también se planteó que el software fuese flexible para continuar desarrollando aplicaciones y que pudiese trabajar en conjunto con los otros instrumentos de medición.

¹ La **estabilometría** es el estudio del equilibrio que permite analizar el control postural y su relación con la estabilidad en estado bípedo, registra de forma cuantitativa los cambios del centro de presión corporal, a través de una plataforma de sensores de presión (Petrocci E. K., 2011).

² El **video nistagmometro** es un instrumento para registrar movimientos oculares, usa el registro de cuadros por segundos como procedimiento de exploración de motilidad ocular teniendo como objetivo el estudio de la dinámica ocular, del equilibrio recíproco binocular y de todos los movimientos de rotación de los ojos (Micromedical Technologies, 2016).

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un software y un hardware para inyectar corriente eléctrica sobre las apófisis mastoides para estimular el sistema vestibular humano.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir un circuito de estimulación que convierta señales de voltaje en corriente de estimulación.
- Programar una interfaz gráfica de usuario amigable que se ajuste a las necesidades del área en la que se empleará.
- Establecer una interfaz entre una unidad de medición inercial (sensor inercial), el circuito de estimulación y la computadora.
- Crear una base de datos dinámica para recopilar los datos del sujeto experimental durante cada experimento.
- Programar una aplicación que envíe diferentes formas de ondas de estimulación eléctrica (senoidal, cuadrada, triangular).
- Programar una aplicación que permita inyección de corriente de estimulación con secuencias de instrucciones.
- Diseñar un módulo que genere una señal de corriente de estimulación en forma de ruido.
- Desarrollar una aplicación para inyectar una corriente de estimulación con base en la inclinación de la cabeza del sujeto mediante control difuso.

JUSTIFICACIÓN

Es de fundamental importancia el diseño y la fabricación de un dispositivo de estimulación eléctrica para la investigación en sujetos voluntarios, por ello en ese proyecto se plantea diseñar uno capaz de estimular con formas de onda, la adición de ruido a una señal y la inyección de corriente con patrones de instrucciones.

Existen beneficios claros entorno al desarrollo de un sistema inyector de corriente eléctrica para la investigación del sistema vestibular, entre ellos se destaca la disminución de variables no controladas en cada prueba de estimulación, así como el registro de los movimientos de la cabeza de los sujetos voluntarios en cada prueba.

En la actualidad se siguen investigando los efectos de la estimulación galvánica vestibular, pero aún hacen falta muchos estudios para poder construir una prótesis que sustituya el sistema vestibular y mejore el estilo de vida de personas con enfermedades vestibulares en donde los tratamientos convencionales no puedan sanarlos.

Finalmente, se amplía el estudio de los efectos de la estimulación galvánica vestibular. Este dispositivo tiene aplicaciones potenciales en ramas de la ciencia como la investigación básica, el área de la salud, el área de la aeronáutica, el área espacial, entre otras.

CAPÍTULO 1. CONCEPTOS FUNDAMENTALES

El equilibrio y la orientación corporal en el espacio son producto de un proceso complejo, en el cual participan varios sistemas sensoriales: el sistema propioceptivo³ censa la posición y la velocidad de movimiento de las diferentes partes del cuerpo, así como el grado de tensión al que se someten los músculos anti gravitatorios⁴; el sistema visual detecta la posición y movimiento del cuerpo en el entorno tomando como referencia un marco visual; el sistema vestibular está especialmente adaptado para informar de la posición y movimiento de la cabeza respecto a la vertical (dirección de la fuerza de gravedad) (Soto, Budelli, & Holmgren, 1998), y a su vez participa en la generación de reflejos cruciales para nuestras actividades diarias, tales como la estabilización del eje visual, la mirada, y la postura del cuerpo y la cabeza (reflejos vestíbulo ocular y vestíbulo cólico respectivamente). La integración de toda esta información permite generar un esquema de la ubicación y posición corporal de manera que sea posible mantener el equilibrio y controlar la posición de los ojos y la cabeza (Young, 1974).

El sistema nervioso central (en los núcleos vestibulares) interpreta la posición de la cabeza, la dirección y la velocidad de sus movimientos, para generar reflejos que mantengan el equilibrio. Las lesiones y enfermedades vestibulares pueden producir un grave deterioro en las actividades del individuo llevando en algunos casos a una grave discapacidad. Una técnica para estudiar la función vestibular es la estimulación galvánica, que se ha usado durante más de un siglo, y consiste en estimular eléctricamente el sistema vestibular con electrodos superficiales colocados sobre las apófisis mastoides⁵. El primer investigador que reportó sus efectos fue Alessandro Volta en 1790 (Utz, Dimova, Oppenländer, & Kerkhoff, 2010), quien se estimuló, con electrodos detrás de sus oídos, con una fuente de aproximadamente 30 volts, lo que ocasionó que casi cayese en dirección de uno de los electrodos.

La EGV no solamente aporta información en el campo de la investigación, también

³ El **sistema propioceptivo** incluye a cualquier receptor sensorial o terminación nerviosa que aporta sensibilidad interna del cuerpo.

⁴ Los **músculos antigravitatorios** son grupos musculares que participan en la estabilización de las articulaciones o de otras partes del cuerpo, al oponerse a los efectos de la gravedad

⁵ Las **apófisis mastoides** forman parte del hueso temporal y se localiza detrás del conducto auditivo externo y constituye un importante punto de inserción para los músculos de la cara. En su interior se encuentra el laberinto vestibular.

tiene diferentes usos en áreas como la aeronáutica, la espacial, la médica, incluso la realidad virtual, entre otras. En el laboratorio de Neurofisiología Sensorial de la BUAP se trabaja con una línea de investigación, una de ellas está enfocada en experimentos con humanos y utilizan la técnica de estimulación galvánica vestibular (González, 2017; Pliego, 2014); el objetivo de estos trabajos está ligado con el diseño de un dispositivo auxiliar vestibular (Soto y col., 2014, Vega y col., 2016).

EL SISTEMA VESTIBULAR

El sistema vestibular es responsable de un conjunto de funciones que contribuyen al sentido del equilibrio y la orientación espacial⁶.

El sistema vestibular se encuentra situado dentro de la región petrosa del hueso temporal del cráneo; en las proximidades de la cóclea, **figura 1**, el sistema vestibular ha sido reconocido como una entidad separada del sistema auditivo en el oído interno desde mediados del siglo XIX (Cullen & Sadeghi, 2008), aunque es filogenéticamente⁷ su elemento más antiguo. El sistema vestibular se compone de 2 conjuntos de órganos sensoriales: dos órganos otolíticos: utrículo y sáculo, que detectan aceleraciones lineales (horizontales y verticales), la gravedad y movimientos de traslación; y tres canales semicirculares: anterior, posterior y horizontal, que detectan la aceleración angular en tres planos. Estos órganos cuentan con un epitelio especializado, formado principalmente por células ciliadas⁸ sensoriales, que liberan neurotransmisores hacia las terminales axónicas⁹ de las neuronas aferentes vestibulares y estas a su vez generan potenciales de acción que viajan a través de los nervios hasta el tallo cerebral donde la información del movimiento se integra con la información de los sistemas visual y somatosensorial¹⁰ para que en conjunto sean interpretadas por el cerebro como desplazamientos y de acuerdo a Cullen & Sadeghi (2008)

⁶ La **orientación espacial** es la capacidad natural que presentan los organismos para conocer y mantener la ubicación del cuerpo y la postura con relación al espacio físico que nos rodea.

⁷ La **filogenética** se ocupa de determinar la filogenia (historia del desarrollo evolutivo de un grupo de organismos) y consiste en el estudio de las relaciones evolutivas entre diferentes grupos de organismos.

⁸ Las **células ciliadas**, son un tipo celular especializado que responde a inclinaciones de sus prolongaciones apicales (cilios), su función es convertir un tipo de estímulo mecánico en una señal eléctrica.

⁹ El **axón**, o neurita es una prolongación de la membrana de las neuronas con propiedades de en conducir un impulso nervioso desde el cuerpo celular hacia otra célula.

¹⁰ El **sistema somatosensorial** es un tipo de organización complejo que involucra centros de recepción y proceso, cuya función es transmitir estímulos tales como el tacto, la temperatura, la propiocepción (posición del cuerpo) y la nocicepción (dolor), su funcionamiento está basado en el censado de la ubicación de articulares y músculos.

se puedan distinguir desplazamientos del sujeto respecto al medio ambiente.

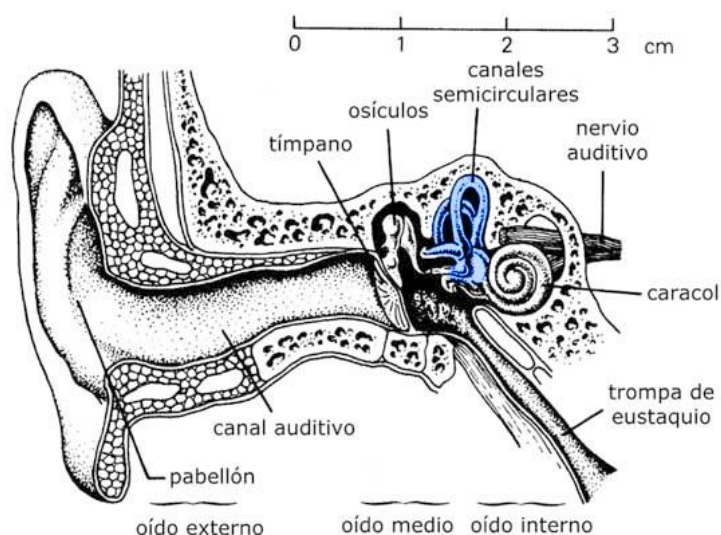


Figura 1. Ubicación y estructura del sistema vestibular, con respecto al oído derecho de un humano. El sistema vestibular (en azul) se encuentra en estrecho contacto con la cóclea o caracol, sin embargo, sus funciones son diferenciables. Tomada y editada de (Maggiolo, 2003)

CÉLULAS SENSORIALES VESTIBULARES

Las células ciliadas forman parte de un epitelio especializado presente en cada uno de los cinco órganos sensoriales. Dependiendo del acoplamiento mecánico detectan una dirección de movimiento, ya sea aceleración lineal o angular, estas células especializadas se encargan de traducir un estímulo mecánico (movimiento de la cabeza) en liberación de neurotransmisor para posteriormente generar señales eléctricas (potenciales de acción¹¹) (Kandel, 2012).

La célula ciliada está en contacto por su región apical con un líquido llamado endolinfa¹², que contiene una alta concentración de iones potasio (K^+) y una baja concentración de iones de sodio (Na^+); mientras que su extremo basal es bañado por la perilinfa¹³ que tiene las concentraciones iónicas invertidas.

Desde el punto de vista morfológico existen 2 tipos de células ciliadas (tipo I y tipo II) **figura 2**, ambos tipos presentan en su parte apical un conjunto de cilios: estereocilios y un único kinocilio, los cuales tienen una maquinaria molecular que les permite detectar

¹¹ Un **potencial de acción** es una respuesta eléctrica del “todo o nada” que se propaga en forma de onda de descarga que viaja a lo largo de la membrana celular modificando la distribución de carga eléctrica. Los potenciales de acción en el cuerpo transmiten información entre unos tejidos y otros.

¹² La **endolinfa** es el líquido contenido en el laberinto membranoso del oído interno, que está compuesto por el utrículo, el sáculo y los canales semicirculares. El principal componente de este fluido es el potasio (K^+).

¹³ La **perilinfa** es un líquido que se encuentra en el espacio comprendido entre el laberinto membranoso y el laberinto óseo. Tiene una composición en concentraciones “invertida” a la del líquido extracelular, siendo su principal componente el sodio (Na^+).

cambios en la aceleración de la cabeza, produciendo consecuentemente cambios de la permeabilidad iónica en la membrana de la célula ciliada y posteriormente del voltaje de membrana, con la subsecuente liberación de neurotransmisor. Las células tipo 1 tienen forma de ánfora, con un estrechamiento en su parte superior. Mientras que las células tipo 2 tienen una forma cilíndrica. La diferencia remarcable de estas células consiste en su forma y en la sinapsis¹⁴ con las neuronas aferentes¹⁵ vestibulares (Soto, Budelli, & Holmgren, 1998).

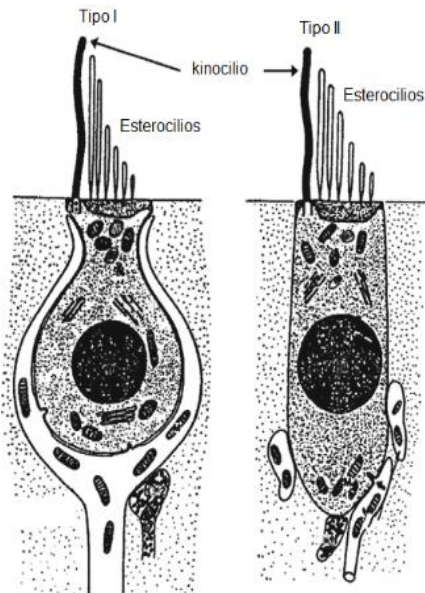


Figura 2. Diagrama de las células ciliadas tipos I y II. En la región apical se encuentran las microvellosidades (estereocilios y kinocilio), estructuras especializadas en detectar los desplazamientos lineales y angulares. Modificada de (Fife, 2009).

Cualquier cambio de aceleración (movimientos de la cabeza) genera un proceso de transducción mecanoeléctrico en la célula ciliada a causa de la deflexión de los estereocilios y el kinocilio, lo cual genera 2 tipos de respuesta que dependen de la dirección del desplazamiento de los estereocilios: en dirección del kinocilio produce la despolarización¹⁶ de la célula, mientras que un movimiento en dirección opuesta se genera una hiperpolarización¹⁷ celular. Estos cambios generan un aumento o disminución en los potenciales de la membrana¹⁸ (cambio en la frecuencia de descarga basal) hacia las fibras

¹⁴ La **sinapsis**: estructura entre una neurona y alguna otra célula, para el caso del vestíbulo: entre la célula ciliada y la neurona aferente, espacio donde se libera neurotransmisores.

¹⁵ Las **neuronas eferentes**, comunican mediante impulsos nerviosos los órganos sensoriales y el sistema nervioso central.

¹⁶ La **despolarización**, o excitación es un cambio en el valor del potencial, el cual toma valores más positivos, partiendo de un valor promedio de -70 mV.

¹⁷ La **hiperpolarización**, o inhibición, es un cambio en el potencial de membrana celular, toma valores más negativos.

¹⁸ El **potencial de membrana**, o diferencia de potencial eléctrico; es la diferencia del voltaje que existe entre el medio extracelular y el medio interno de la célula. El cual al modificarse es traducido como una señal de cambio para la célula. Su valor en reposo es de -70 mV aproximadamente.

aferentes con las cuales hacen sinapsis (Rayo, Galicia, & Ollyni, 2001), **figura 3**.

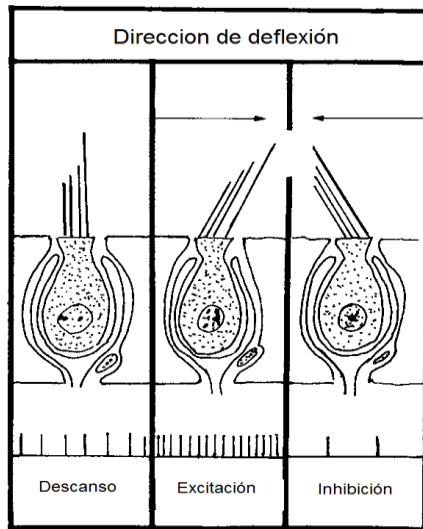


Figura 3. La dirección con la que es desplazado el conjunto de microvellosidades la célula ciliada (región superior del diagrama), desemboca en aumento o disminución de la frecuencia de descarga de la neurona aferente vestibular (ilustrado con las líneas verticales en la región inferior del diagrama). Editada de (Hain & Helminski, 2014).

DETECCIÓN DE MOVIMIENTOS ANGULARES

Los órganos sensoriales adaptados para detectar las aceleraciones angulares de la cabeza son los canales semicirculares (estructuras tubulares), ubicados en el laberinto membranoso¹⁹, que a su vez se encuentra incrustado dentro del laberinto óseo²⁰ **figura 4**.

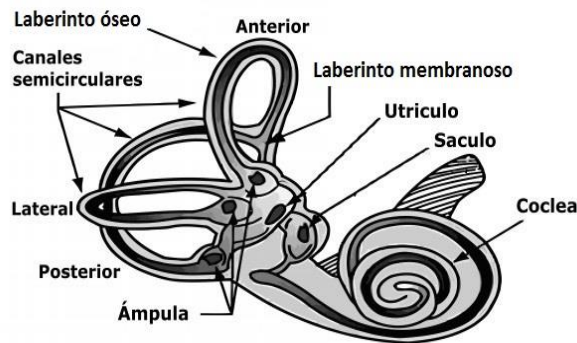


Figura 4. Sistema vestibular. El sistema cuenta con 2 órganos otolíticos (utrículo y sáculo) y 3 canales semicirculares (anterior, posterior y lateral). El sistema vestibular se encuentra en estrecho contacto con la cóclea, órgano de la audición. Editado de (Coulter & Vogt., 2008).

La cavidad central de cada conducto contiene un fluido llamado endolinfa con cierta concentración iónica. Hay tres canales semicirculares en cada sistema vestibular: el canal anterior (superior), el lateral (horizontal) y el posterior (inferior). Todos los canales están dispuestos ortogonalmente entre sí de manera que detectan aceleraciones en tres planos del espacio. Los canales semicirculares laterales son aproximadamente horizontales: elevados 30

¹⁹ El **laberinto membranoso** se encuentra dentro del laberinto óseo y contiene endolinfa que es secretada por células especializadas del laboratorio membranoso.

²⁰ El **laberinto óseo** es una lámina de tejido óseo denso situada en el peñasco del temporal el cual va a estar rodeada por un líquido "la perilinfa".

grados con respecto a la horizontal de la mirada; los canales anteriores están en planos verticales (~90 grados) que se proyectan hacia adelante 45 grados con respecto a la línea sagital del cuerpo, mientras que los canales posteriores se encuentran en los planos verticales que se proyectan hacia atrás y 45 grados hacia afuera (Hall, 2011) **figura 5**.

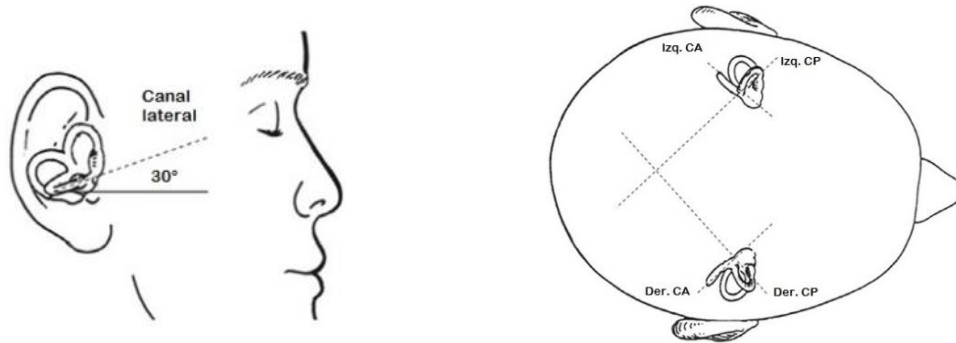


Figura 5. Orientación espacial de los canales semicirculares, CA: Canal anterior; CP: canal posterior; CL: canal lateral. Imagen tomada y editada de (Fife, 2009).

En **figura 6** se observa que en cada extremo de los canales semicirculares existe una dilatación conocida como ámpula del canal. Dentro de estas estructuras se encuentran las células ciliadas y sus cilios dentro de una masa gelatinosa llamado cresta ampular, estas células junto con sus conexiones nerviosas están encargadas de censar y enviar la respectiva información al sistema nervioso central de la aceleración angular en cada uno de los canales mediante el desplazamiento de la endolinfa, la cual funciona como una masa inercial. Por ejemplo, cuando la cabeza rota hacia un lado, el líquido en los canales paralelos al plano horizontal se desplaza en dirección contraria por un efecto de retardo inercial (Kandel, 2012). Cuando este líquido empuja al ámpula, esta desplaza los cilios de las células ciliadas, generando una corriente iónica que permite la liberación de neurotransmisores que finaliza con la generación de potenciales de acción. De igual forma, este movimiento genera una disminución de la frecuencia de descarga en canal contrario a la dirección del desplazamiento (canal semicircular contralateral) (Fife, 2009).

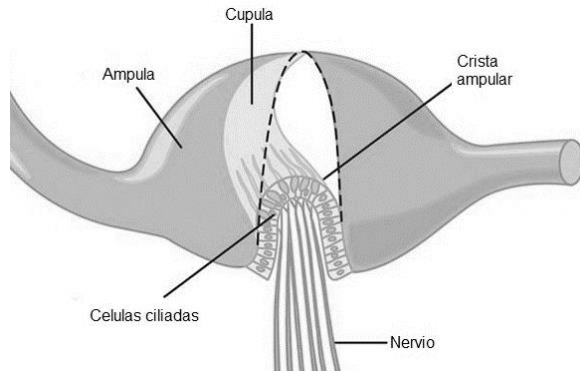


Figura 6. Esquema del ampullovestibular. La deflexión de la cúpula es causada por el desplazamiento inercial de la endolinfa, afectando directamente el potencial de membrana de las células ciliadas, despolarizándola o hiperpolarizándola, de esta manera es modificada la frecuencia de descarga de potenciales de acción de las neuronas que las inervan. Modificada de (Hall, 2011).

DETECCIÓN DE ACELERACIONES LINEALES

Los órganos otolíticos, el utrículo y el sáculo, son estructuras especializadas en detectar las aceleraciones lineales (horizontales y verticales del movimiento). Estos se encuentran ubicados dentro del oído interno entre los conductos semicirculares y la cóclea. Al igual que con los canales semicirculares, la inercia juega un papel importante en el funcionamiento de estos órganos. Debido a su ubicación dentro del sistema vestibular, el sáculo es más sensible a la aceleración vertical y el utrículo es más sensible a las aceleraciones horizontales **figura 7**. Su equivalente técnico sería un acelerómetro.

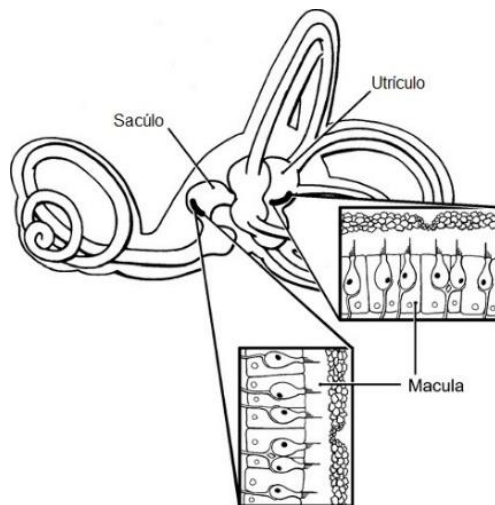


Figura 7 Orientación espacial del utrículo y el sáculo en el sistema vestibular, se muestran también sus respectivas maculas (epitelio en donde se encuentran localizadas las células ciliadas). Modificado de (Fife, 2009).

Los órganos otolíticos poseen en su membrana un engrosamiento celular, en una región de aproximadamente 2 milímetros denominada mácula, la cual es una placa de células ciliadas (Hall, 2011). El utrículo contiene aproximadamente 30.000 células ciliadas, mientras que el sáculo contiene cerca de 16.000 (Kandel, 2012). Los cilios de las células ciliadas se están inmersos en una lámina gelatinosa, llamada membrana otolítica. Embebidos en esta se encuentran diminutos cristales de carbonato de calcio llamados otoconia (Hain & Helminski,

2014), **figura 8**. Cuando la cabeza se mueve, la otoconia, que constituye una masa inercial, sufre un retardo que flexiona los cilios que posteriormente se traduce en cambios de la actividad eléctrica del nervio vestibular y finalmente a nivel cortical son interpretados como inclinaciones o desplazamientos de la cabeza cuya dirección está determinada por la dirección de los estereocilios que se activan y el órgano otolítico activado, ya sea horizontal (utrículo) o vertical (sáculo).

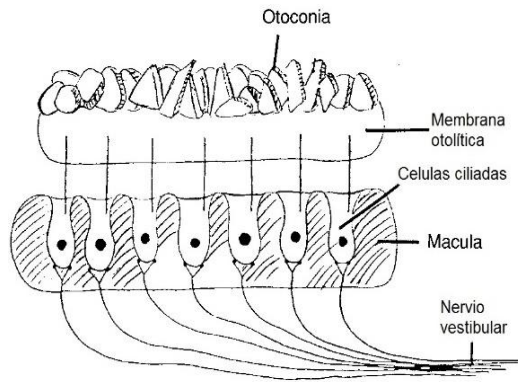


Figura 8. Diagrama de los órganos otolíticos. En la parte superior se encuentra el otolito que constituye una masa inercial que desplaza los cilios produciendo un acoplamiento mecánico del movimiento de la cabeza con la respuesta celular. Modificado de (Hain & Helminski, 2014).

REFLEJO VESTÍBULO-OCULAR

Se ha explicado el funcionamiento de los órganos sensoriales del sistema vestibular que detectan aceleraciones angulares y lineales, con respecto a este funcionamiento, el sistema vestibular está implicado en distintos reflejos. Uno de estos es el reflejo vestibulo-ocular que estabiliza la mirada cuando existen movimientos de la cabeza.

Existen tres reflejos vestibulo-ocular diferentes; el reflejo vestibulo-ocular de rotación que compensa la rotación de la cabeza y recibe información principalmente de los canales semicirculares, actuando cuando detecta una rotación y girando los ojos en dirección opuesta; el reflejo vestibulo-ocular de traslación que recibe información por parte de los otolitos, para compensar los movimientos lineales de la cabeza; y la respuesta ocular contrabalanceo la cual compensa la inclinación de la cabeza en el plano vertical, también recibiendo información de los órganos otolitos (Kandel, 2012).

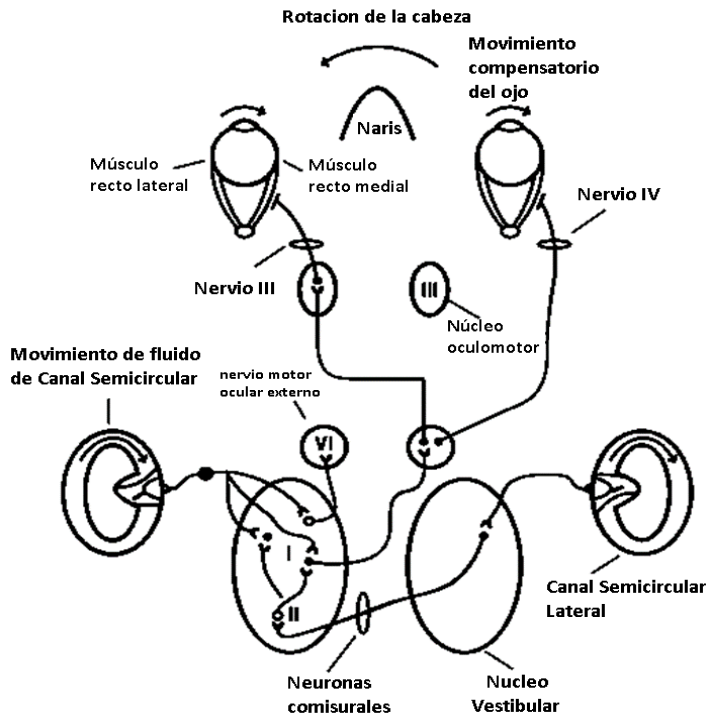


Figura 9. Principales vías del reflejo vestibulo-ocular, el cual se encarga de la estabilización de la mirada cuando se gira la cabeza. La flecha dentro de los canales semicirculares indica el desplazamiento inercial de la endolinfa; mientras que la flecha por encima de la nariz indica la dirección de la rotación de la cabeza. Tomado de (Angelaki & Dickman, 2016).

Para entender el funcionamiento del reflejo vestibulo ocular, se ejemplificará la respuesta compensatoria para un giro de la cabeza hacia la izquierda mientras se mantiene la mirada fija sobre un objetivo. La vía en la que intervienen las neuronas aferentes²¹ vestibulares que inervan a los canales semicirculares laterales; proyectan hacia neuronas en los núcleos vestibulares. Los núcleos vestibulares comprenden un conjunto de neuronas en el tronco cerebral que reciben información del vestíbulo y de otras vías multisensoriales. Hay cuatro núcleos vestibulares que se encuentran en la médula y la protuberancia del tronco cerebral: superior, medial, lateral y descendente (Angelaki & Dickman, 2016). Estos núcleos a su vez envían una señal excitatoria al núcleo motor ocular externo contralateral, y este a su vez, proyecta hacia el núcleo óculo-motor y después hacia el músculo recto interno ipsilateral al canal activado a través del III par craneal, **figura 9**. Algunas neuronas del núcleo motor ocular externo²² contralateral envían proyecciones excitatorias ipsilaterales a través del IV par craneal que inerva al músculo recto externo contralateral al giro. Cuando se genera un giro de la cabeza hacia la izquierda, las fibras aferentes vestibulares del canal semicircular

²¹ Las **neuronas aferentes** conjunto de células ubicadas en el ganglio de Scarpa; transmiten impulsos nerviosos desde las células ciliadas en los órganos sensoriales hacia el sistema nervioso central (núcleos vestibulares).

²² El **nervio motor ocular externo** o VI par craneal, es el nervio que se proyecta desde el bulbo raquídeo y se encarga de mediar el movimiento del músculo recto lateral por lo que permite la abducción del ojo.

lateral izquierdo aumentan su tasa de disparo y en consecuencia aumentan la actividad de las neuronas que se proyectan hacia los núcleos oculares externos. La información del nervio motor ocular externo converge en la contracción del músculo recto lateral derecho, además, contraen al músculo recto interno izquierdo a través de una proyección adicional al núcleo óculo-motor izquierdo. El movimiento de los ojos hacia la derecha es resultante para ambos ojos y estabiliza el objeto de interés sobre la retina para una mayor agudeza visual.

ESTIMULACIÓN GALVÁNICA VESTIBULAR

La EGV es una técnica de estudio no invasiva que consiste en inyectar corriente eléctrica a través de electrodos superficiales en la periferia de los oídos, con el objetivo de estimular el sistema vestibular generando respuestas de desplazamiento virtual del sujeto, lo que se refleja una reacción sobre la estabilidad de la persona, entre otras respuestas. No está claro cómo el sistema nervioso central interpreta esta señal eléctrica, para producir una respuesta motora ligada con el vestíbulo (Wardman, Taylor, & Fitzpatrick, 2003). La cual depende de la postura y la disponibilidad de otra información sensorial. Por ejemplo, en el caso de la estabilometría, Wardman y col. (2003) reportan que la respuesta motora compensatoria aumenta cuando los sujetos están con sus pies juntos, de pie sobre una superficie de apoyo inestable, o cuando las fuentes de información sensorial, propioceptiva, visual o táctiles se encuentran limitadas.

La EGV ha sido usada por más de un siglo como método para estudiar el funcionamiento del sistema vestibular (Fitzpatrick & Day, 2004). Alessandro Volta fue el primero en reportar sobre los efectos de la estimulación eléctrica en 1790, al colocar electrodos en sus oídos e inyectarse aproximadamente 30 volts, lo cual le provocó una fuerte sacudida, la sensación de vueltas en la cabeza y el escuchar ruido (Utz, Dimova, Oppenländer, & Kerkhoff, 2010) lo que no es raro debido a la alta intensidad de voltaje que usó.

La EGV ha sido catalogada como una de las mejores formas de inducir comportamiento derivados de la activación de los órganos sensoriales del sistema vestibular a través de efectos en la polarización eléctrica (Soto, Budelli, & Holmgren, 1998). Esta forma de estimular difiere de otras técnicas como la estimulación vestibular calórica que solamente es capaz de activar un canal semicircular lateral (Utz, Dimova, Oppenländer, & Kerkhoff, 2010), limitando sus aplicaciones. La EGV como proyecto de investigación es ampliamente

explorada en el laboratorio de Neurofisiología Sensorial del Instituto de Fisiología de la BUAP a cargo del D. C. Enrique Soto, quien obtuvo una patente para diseñar y construir un dispositivo auxiliar con base en estimulación galvánica vestibular (Soto y col., 2014). En la patente se prevé la fabricación de un dispositivo que en futuro sea usado como prótesis vestibular, del cual ha sido parte de este trabajo de tesis.

EJES DE REFERENCIA PARA DESPLAZAMIENTO DE CABEZA

Como se mencionó anteriormente la EGV genera respuestas de movimiento a través de la estimulación de los canales semicirculares y los órganos otolíticos. Existen 3 planos de navegación que se usan como referencia para describir las sensaciones de movimiento de la cabeza generadas a partir de la EGV.

- Alabeo (roll en inglés), rotación de la cabeza en la que cada oído se acerca al hombro del mismo lado.
- Cabeceo (pitch en inglés), corresponde al giro cuando la punta de la nariz se mueve hacia arriba y hacia abajo.
- Guiñada (yaw en inglés), comprende al giro en el que un eje imaginario atraviesa sagitalmente la cabeza de tal forma que el movimiento se hace acercando la barbilla hacia cada hombro.

Estas orientaciones son usadas convencionalmente en la nomenclatura para describir giros de una aeronave. La **figura 10** muestra los ángulos de inclinación de la cabeza.

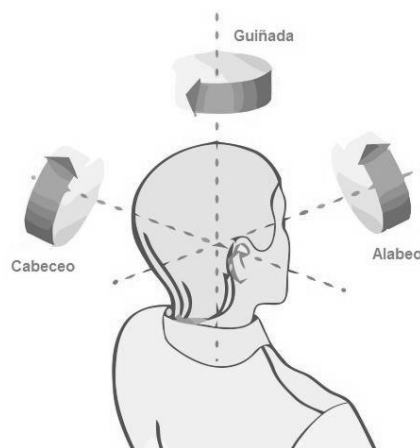


Figura 10. Diagrama que muestra la nomenclatura para los giros de la cabeza. Se ilustran los tres ejes de desplazamiento de las inclinaciones de la cabeza. Modificada de (Intel®, 2015).

TÉCNICAS DE ESTIMULACIÓN

Existen diferentes arreglos de estimulación (disposición espacial de combinaciones

de electrodos), para generar diferentes sensaciones de aceleración virtual en el sujeto, **figura 11**. Fitzpatrick & Day (2004) describen tres arreglos para estimular: unipolar, bipolar bilateral y unipolar bilateral. En general, uno de los electrodos se coloca en la periferia auricular mientras que otro electrodo, de referencia, cambia su ubicación.

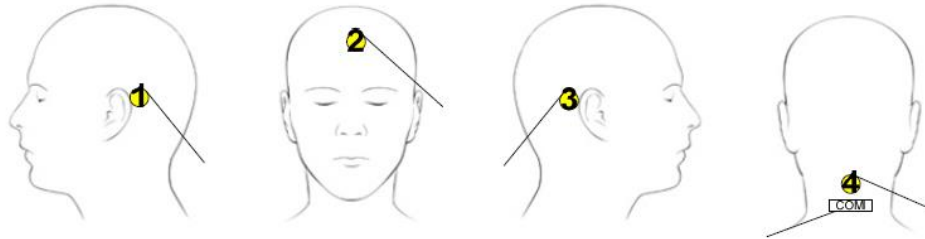


Figura 11. Diagrama de posición aproximada de los electrodos de estimulación para generar las diferentes sensaciones de movimiento. Se ilustran cuatro sitios de colocación de los electrodos de estimulación 1, 2, 3 y 4 (o COM), los mencionados comúnmente por la literatura son el número 1 y 3. Cabe mencionar que se puede colocar más de un electrodo para la estimulación eléctrica. Tomado de (Hanson, 2009).

De acuerdo con Fitzpatrick & Day (2004) en la estimulación bipolar (transcraneal) se usan 2 electrodos, aplicando corriente en las posiciones 1 y 3, detrás de cada oreja y sobre las apófisis mastoides para generar sensaciones de balanceo del cuerpo humano sobre el eje del alabeo.

La técnica de estimulación bilateral unipolar consiste en colocar 2 electrodos: ánodo y cátodo, detrás de las orejas sobre las apófisis mastoides del sujeto. De esta manera se pueden generar sensaciones hacia atrás y hacia delante. (Hanson, 2009). De la misma manera Hanson (2009) explica que la estimulación unipolar: electrodos 1, 2, 3 y 4 de la **figura 11**, pueden ser configurados, para poder lograrlo solo se necesita de electrodo, ánodo/cátodo, y conectar el electrodo de referencia COM. De esta forma se puede obtener sensaciones sutiles de cambio de orientación en función de la posición de los electrodos.

PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LA PIEL

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano y su principal objetivo es proteger el cuerpo de factores externos, siendo una estructura conformada de capas; la capa superficial, la epidermis; la capa media, la dermis; y la capa más profunda, la hipodermis.

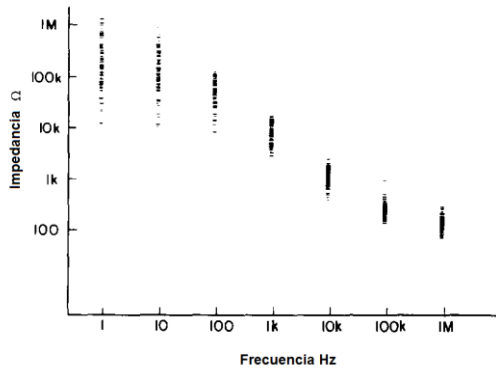


Figura 12. Espectro de impedancia de la piel en función de la frecuencia de estimulación. Editado de Rossel y col. (1998, pág. 651).

Las propiedades eléctricas de la piel han sido estudiadas durante más de un siglo (Prausnitz, 1996). Se ha descubierto que una gran variedad de condiciones, como: la hidratación, pH, la presencia de aditivos químicos, la concentración de electrolitos, la temperatura, la época del año, la transpiración, las enfermedades de la piel e incluso el estado emocional de la persona contribuyen al cambio de sus propiedades eléctricas. Rossel, y col. (1998) afirman que la inyección de corriente también afecta sus propiedades en función de la duración, la amplitud y la frecuencia. En la **figura 12** se muestra el comportamiento de la impedancia eléctrica de la piel en relación de la frecuencia de estimulación.

Para modelar las propiedades eléctricas de la piel con un circuito equivalente, se usa una resistencia (R) en serie, y la combinación en paralelo de: una resistencia (Rs) y un capacitor (Cs) **figura 13**. Van Boxtel (1977) usó el siguiente diagrama eléctrico para representar las propiedades eléctricas de la piel en diversos trabajos de investigación.

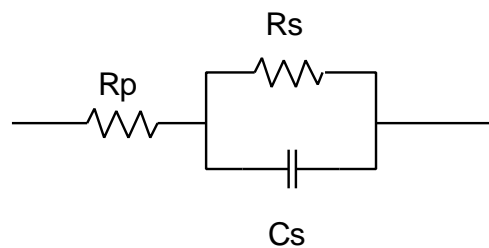


Figura 13. Modelo de Rs y Cs, representan las propiedades de la epidermis, mientras Rp representa la resistencia asociada a los tejidos de la dermis e hipodermis (Prausnitz, 1996).

Los rangos de valores representativos para cada uno de los elementos del circuito son: $R_p = 100-200 \Omega cm^2$; $R_s = 10^4-10^6 \Omega cm^2$; $C_s = 1-50 \frac{nF}{cm^2}$ (Prausnitz, 1996). Debido a la anterior primicia, se desarrolló un módulo para calcular la impedancia de cada sujeto, de esta forma los experimentos realizados tendrían una mayor precisión en la inyección de corriente

y se evitaría causar daño al sujeto de pruebas.

EFFECTOS DE LA CORRIENTE SOBRE EL CUERPO HUMANO

La corriente eléctrica circula a través de las regiones con menor resistencia en cuerpo. Cuando la persona forma parte del circuito eléctrico, se pueden distinguir al menos dos puntos de interacción: uno de entrada (ánodo) y otro de salida (cátodo) de la corriente. De acuerdo con Gabarda (1993) el paso de corriente en el cuerpo humano puede ocasionar desde enrojecimiento de la piel, hasta la muerte por fibrilación ventricular²³, esto último con una gran cantidad de corriente de estimulación.

Los efectos de la corriente aplicada en la piel han sido reconocidos desde hace años (Prausnitz, 1996). En el área biomédica en especial tiene una gran variedad de aplicaciones, tales como el desarrollo de dispositivos auxiliares o neuroprótesis. Actualmente ha llegado a tener múltiples usos en áreas como la neurofisiología, aeronáutica, realidad virtual, biomédica, entre otras.

En el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (INSHT) de España, desde 1993, se han descrito las alteraciones de la piel humana en función de la densidad de corriente que circula por un área determinada (mA/mm^2) y un tiempo de exposición a esa corriente, **figura 14**.

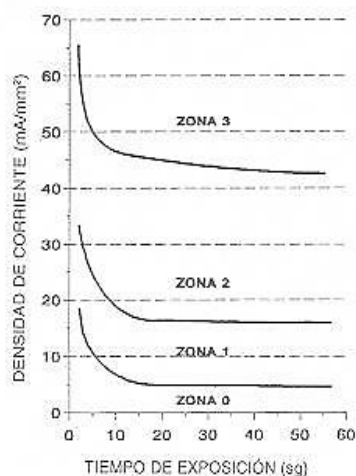


Figura 14. Efecto de la inyección corriente en el cuerpo humano. Se observa un decaimiento exponencial con respecto a un mayor tiempo de exposición a la corriente eléctrica. Tomado del INSHT de España.

Se distinguen, de la gráfica, las siguientes zonas:

- Zona 0: habitualmente no hay alteración en la piel, salvo que el tiempo de exposición sea

²³ La **fibrilación ventricular** consiste en una actividad en la que el corazón no sigue su ritmo normal y puede generar un flujo disminuido o nulo de sangre a distintos órganos.

de varios segundos, en cuyo caso, la piel en contacto con el electrodo puede tornar a un color grisáceo con superficie rugosa.

- Zona 1: se produce un enrojecimiento de la piel con una hinchazón en los bordes donde estaba situado el electrodo.
- Zona 2: se provoca una coloración parda de la piel. Si la duración es de varias decenas de segundos se produce una clara inflamación alrededor del electrodo.
- Zona 3: se presenta destrucción del tejido en el área de estimulación.

El INSHT resalta que con una intensidad elevada y que cuando las superficies de contacto son amplias se puede llegar a la fibrilación ventricular sin ninguna alteración en la piel. De igual manera pueden producirse efectos adversos causados por la frecuencia de inyección de corriente alterna. Estos efectos se pueden dividir en cuatro categorías:

- Categoría 1: ninguna reacción.
- Categoría 2: generalmente ningún efecto fisiológico peligroso.
- Categoría 3: no existe daño orgánico, pero con una duración mayor a 2 segundos se pueden producir contracciones musculares dificultando la respiración, paros temporales del corazón, aunque sin llegar a la fibrilación ventricular.
- Categoría 4: existe riesgo de paro cardiaco por fibrilación ventricular, paro respiratorio, y quemaduras graves.

En la **figura 15** se muestran los efectos de la inyección de corriente alterna (entre 15 y 100 Hz) con un recorrido desde la mano izquierda hacia los dos pies.

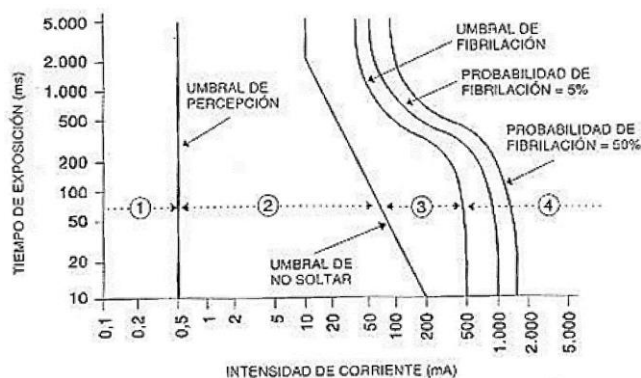


Figura 15. Efecto de la frecuencia de estimulación en el cuerpo humano. Tomado del INSHT de España.

UMBRALES DE SENSACIONES

La sensación causada por la electricidad depende en gran medida de la amplitud y la frecuencia de inyección. Se generan esencialmente dos tipos de sensaciones: la primera denominada como “Umbral de percepción”: el sujeto es consciente de que se le inyecta

corriente, causando sensaciones como hormigueo, picazón, vibraciones, zumbido etc. La **figura 16** muestra que el umbral de percepción para una señal de 10 KHz está alrededor de 3 mA, para las señales menores de 10 KHz, el umbral estaría alrededor de 2 mA. En el caso de la estimulación sobre las apófisis mastoides el umbral de percepción esta alrededor de los 0.4 mA de acuerdo con los datos obtenidos por Hanson (2009).

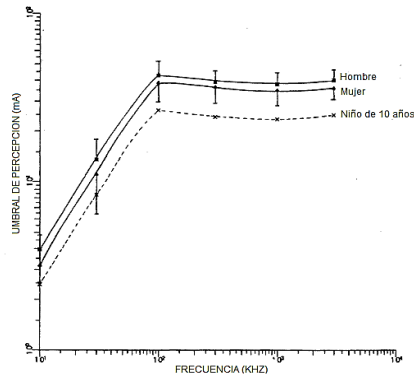


Figura 16. Umbral de percepción en función de la frecuencia de estimulación. Se establece que la corriente se inyecta desde la mano derecha hacia una placa en el suelo debajo de sus pies descalzos. Modificado de Chatterjee y col. (1986)

La segunda sensación se denomina como "Umbral de dolor" y se genera al aumentar la cantidad de corriente, más allá del umbral de percepción. En esta modalidad el sujeto siente un agudo dolor quemante. Los umbrales de dolor varían más que los de percepción (Hanson, 2009). En la **figura 17** se muestra el umbral de dolor en función de la frecuencia.

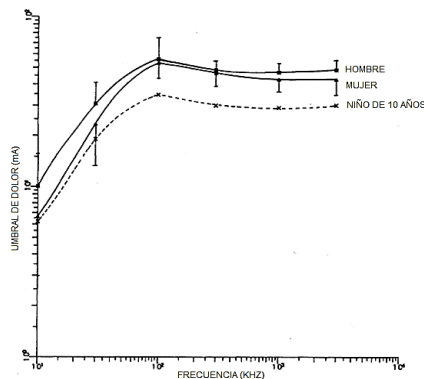


Figura 17. Umbral de dolor en función de la frecuencia de estimulación eléctrica. Modificada de (Chatterjee, Ding, & Gandhi, 1986).

La cantidad de corriente inyectada en función de los umbrales de sensación y dolor son relevantes para considerar al realizar estos experimentos, ya que puede dejar secuelas al sujeto si no se manipulan de manera correcta.

CAPÍTULO 2. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE HARDWARE

El hardware se refiere a todos los componentes físicos en un sistema informático: componentes electrónicos, electromecánicos y mecánicos. El término proviene del inglés y es definido por la RAE como el "conjunto de los componentes que integran la parte material de una computadora". Sin embargo, el término no se aplica únicamente a una computadora;

un dispositivo también posee hardware (y software).

El hardware se divide en 2 tipos: básico y complementario: el básico, son las piezas imprescindibles para que la computadora funcione, dentro de los cuales se encuentran la placa base, el monitor, el teclado y el ratón; el hardware complementario, son aquellos dispositivos adicionales no esenciales como: impresora, escáner, cámara de vídeo digital, webcam, etc.

Un grupo esencial del hardware son los periféricos; unidades o dispositivos que sirven para obtener información del exterior y/o comunicar los resultados generados por la computadora. Los periféricos se clasifican en: periféricos de entrada (captan y digitalizan los datos enviándolos al ordenador para ser procesados), de salida (dispositivos que muestran o proyectan información hacia el exterior), de comunicación (permiten la interacción entre dos o más dispositivos) y periféricos de almacenamiento. Dentro de este trabajo el primer tipo periférico que se usó para desarrollar el sistema informático fue el sensor inercial (3DM-GX3®-15, MicroStrain), proporcionado por el Laboratorio de Neurofisiología de la BUAP.

SENSOR INERCIAL 3DM-GX3®-15

El sensor 3DM-GX3®-15 es una unidad de medición inercial (UMI)²⁴, desarrollado por la empresa MicroStrain que usa sensores de sistemas microelectromecánicos. Combina un acelerómetro triaxial²⁵, un giroscopio triaxial²⁶, sensores de temperatura, junto con un procesador que ejecuta un algoritmo de fusión de sensores para proporcionar orientación estática y dinámica, y mediciones inerciales. Dentro del proyecto se usó una UMI para monitorizar las inclinaciones de la cabeza del sujeto de pruebas durante los experimentos.

El sensor 3DM-GX3®-15 tiene una salida de estimaciones computarizadas de orientación que incluyen ángulos de Euler (alabeo, cabeceo y guiñada) y una matriz de rotación cuaternión²⁷. Todas las cantidades están totalmente compensadas por temperatura y

²⁴ Una **unidad de medición inercial** (IMU, inertial measurement unit): dispositivo que mide velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato con respecto a un eje de coordenadas.

²⁵ Los **acelerómetros** censan los cambios de velocidad de un objeto. Se mide en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o en las fuerzas G (g). El acelerómetro triaxial o de 3 ejes, mide aceleraciones en tres ejes (x, y, z).

²⁶ El **giroscopio** es un dispositivo mecánico que sirve para medir, la orientación en el espacio de algún aparato o vehículo. Las unidades de velocidad angular se miden en grados por segundo ($^\circ/s$) o revoluciones por segundo (RPS). El giroscopio triaxial o de 3 ejes, mide la rotación en torno a tres ejes: x, y, z.

²⁷ Los **cuaterniones** son una extensión de los números reales, similares a los números complejos. Mientras que los números complejos son una extensión de los reales por la adición de la unidad imaginaria i , tal que $i^2 = -1$,

están alineadas matemáticamente con un sistema de coordenadas ortogonales. La arquitectura del sensor 3DM-GX3®-15 ha sido cuidadosamente diseñada para eliminar sustancialmente las fuentes comunes de error como la sensibilidad a las variaciones del suministro de tensión. La compensación interna permite el uso de velocidades de salida de datos más bajas mientras se mantiene el rendimiento con una velocidad de muestreo rápida.

El sensor inercial usa un ciclo de cálculo para cargar los datos de adquisición, ejecutando continuamente el ciclo de cálculo en modo activo o continuo. Los pasos de este ciclo son los siguientes:

1. Convertir los datos de salida de los sensores en señales digitales.
2. Aplicar una etapa de filtraje digital para disminuir el ancho de banda de ruido.
3. Adaptar la salida del sensor en unidades físicas (incluyendo temperatura, alineación y compensación G-sensibilidad).
4. Propagar y filtrar la estimación de la orientación, si está habilitado.
5. Si se recibe el host²⁸ se emite un byte de comando para determinar si está operando en modo continuo después calcula los datos de respuesta y transmite.

El paso 5 sólo se ejecuta si el sensor inercial ha recibido un byte de comando del host o si el dispositivo está en modo continuo. En la **figura 18** se muestra la arquitectura interna del sensor inercial. El protocolo de comunicación del sensor inercial 3DM-GX3®-15 está basado en el envío y recepción de paquetes con estructuras de tipo MIP²⁹, el cual se describe con mayor detenimiento en el anexo A.

los cuaterniones son una extensión generada de manera análoga añadiendo las unidades imaginarias: i, j y k a los números reales y tal que $i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$

²⁸ El término **host** ("anfitrión", en español) es usado en informática para referirse a las computadoras conectadas a una red, que proveen y utilizan servicios de esta.

²⁹ **MIP** acrónimo de MicroStrain inertial product, en español producto inercial de MicroStrain.

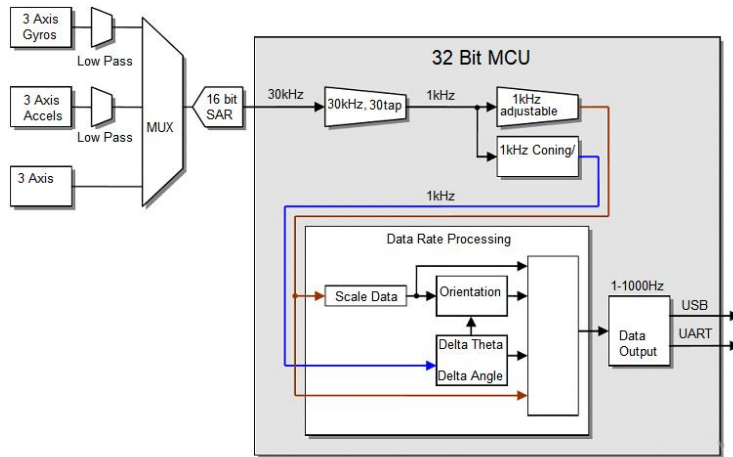


Figura 18. Arquitectura interna del sensor inercial 3DM-GX3@-15. (MicroStrain Inc., 2012).

Después de estudiar las características del sensor inercial, se le empleó para cuantificar el desplazamiento de los sujetos de experimentación durante las pruebas de estimulación (con la placa de estimulación, construida para inyectar corriente).

PLACA DE ESTIMULACIÓN

En el anexo B se presenta el diagrama eléctrico de la placa de estimulación desarrollada en esta tesis, mientras que en los párrafos siguientes se desglosa, de manera escalonada, las funciones que realizan.

La placa de estimulación se desarrolló como medio para convertir señales de voltaje en corriente de estimulación, por seguridad se usaron pilas alcalinas para alimentar los circuitos, al final se contó con potencia necesaria y una corriente estable en comparación con las pilas comunes de zinc-carbono. En primera instancia se diseñó una fuente de tensión de doble polaridad (dual) para alimentar los diferentes componentes del circuito los cuales requieren voltajes de alimentación con tensiones simétricas.

FUENTE DE ALIMENTACIÓN

El diseño del circuito para la fuente de alimentación se conoce como “divisor de tensión ajustable”

figura 19, la tensión de entrada se divide en 2 obteniendo una fuente simétrica (R_1 y R_2 con el mismo valor), en el que la corriente de salida depende de la capacidad de los

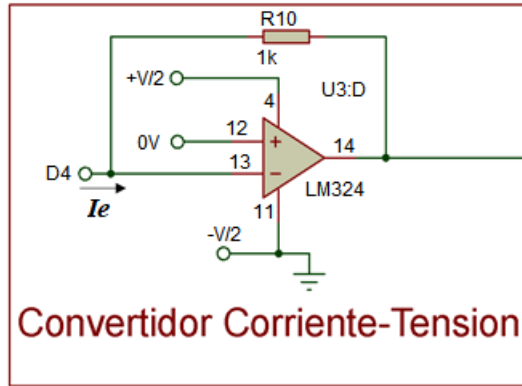


Figura 20. Diagrama eléctrico del convertidor Corriente - Tensión. Usando un amplificador Operacional.

Donde:

$$I_e = IR_{10}; \quad IR_{10} = \frac{-V_o}{R_{10}}; \quad I_e = \frac{-V_o}{R_{10}};$$

$$-V_o = I_e * R_{10} \rightarrow V_o = I_e * R_{10}$$

Siendo V_o el Voltaje de salida, lo que nos da un rango de 1 volt por cada miliamperio. Un regulador de corriente fue acondicionado como método adicional de seguridad. Como se explicó en el capítulo anterior, la impedancia es diferente en cada persona, es decir la resistencia del cuerpo al flujo de corriente depende de la fisiología intrínseca y de valores externos (como la humedad, alimentación etc.), es por ello que, las sensaciones que experimentaron los sujetos al ser estimulados con 1 miliamperio son diferentes.

REGULADOR DE CORRIENTE

El circuito regulador de corriente, **figura 21**, se colocó antes del convertidor tensión-corriente, para controlar la cantidad la ganancia amplificadora del convertidor voltaje-corriente. El circuito consiste en un amplificador operacional con ganancia variable, dependiendo al valor de resistencia del potenciómetro de 10 KΩ.

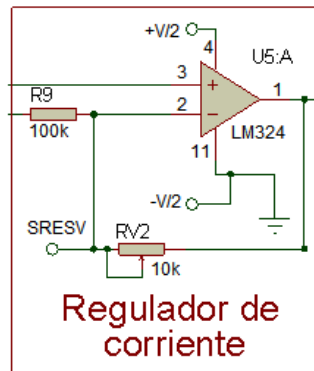


Figura 21. Diagrama eléctrico del regulador de corriente. Amplificador operacional con ganancia variable.

Donde:

$$V_o = -\frac{RV_2}{R_9} V_i$$

La construcción de este circuito no solo fue beneficiosa para la seguridad durante las pruebas, sino que también permitió que se inyectara corriente de manera más exacta, ajustando la corriente de estimulación en función de la corriente detectada con el convertidor corriente-tensión, mejorando considerablemente la exactitud al inyectar valores establecidos por el usuario. Una función extra, en el dispositivo, es que el operador será capaz de determinar el umbral de sensación de cada persona al mediante la regulación corriente hasta que el sujeto reporte alguna sensación hormigueo, en la zona de los electrodos.

De igual forma y considerando a futuro, se planeó adicionar un control regulador de corriente de forma independiente al potenciómetro; se eligió el circuito integrado X9C103P, para controlar la corriente de estimulación de forma remota. El circuito integrado X9C103P es un potenciómetro digital capaz de variar la resistividad de un circuito desde su entorno digital. El diagrama del circuito es el siguiente, **figura 22**.

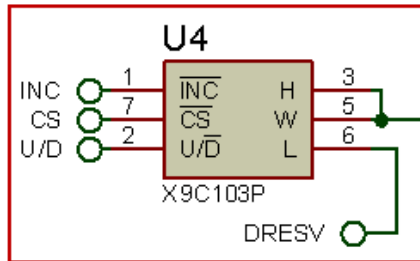


Figura 22. Diagrama de conexión de la resistencia digital X9C103P. A través del pin INC se modula el valor de resistividad del potenciómetro, U/D es el responsable de la modulación de la resistencia dependiendo del estado del pin, CS activa o desactiva la resistencia digital y H; W y L son pines de salida de la resistencia digital.

A través del pin INC se modula el valor de la resistividad del potenciómetro, U/D es el responsable del incremento o decremento de la resistencia dependiendo del estado del pin, CS funciona para activar o desactivar la resistencia digital y H, W y L que sirven como los pines de salida de la resistencia digital. Sus características y control se detallan con mayor detenimiento en el anexo C. Como última consideración de seguridad se investigó sobre los electrodos que se utilizarían para la estimulación de sujetos de prueba.

ELECTRODOS DE ESTIMULACIÓN

Los electrodos son materiales conductores usados para hacer contacto con la piel de los sujetos voluntarios. Los electrodos son fabricados con materiales conductores como oro,

plata, platino, etc. Un electrodo en una celda electroquímica³¹, puede referirse a cualquiera de los conceptos: ánodo o cátodo. El ánodo (electrodo positivo) es el electrodo que tiene la capacidad de atraer aniones o electrones, y el cátodo (de carga negativa) es el electrodo que atrae cationes o protones. Cada electrodo puede convertirse en ánodo o cátodo dependiendo de la diferencia de voltaje que se aplique a la celda.

Dentro del proyecto se usaron 2 pares de electrodos de plata de la marca 3M (RedDot), de 1 centímetro de diámetro, proporcionados por el Laboratorio de Neurofisiología Sensorial.

CONVERTIDOR TENSIÓN-CORRIENTE

El circuito de conversión tensión–corriente convierte una señal de voltaje en corriente de estimulación mediante un amplificador de transductancia³² con carga flotante **figura 23**, utilizando un amplificador operacional, en los experimentos el sujeto de pruebas fue la resistencia de la carga flotante (RL), entre los electrodos, que permitirá cerrar el circuito y donde atravesará la corriente de estimulación. Los amplificadores de transductancia basan la corriente de salida en función a la tensión de entrada, pero son independientes a la resistencia de carga. El esquema eléctrico es el siguiente:

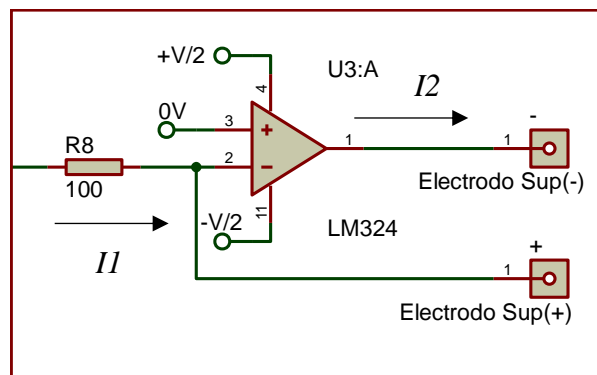


Figura 23. Diagrama eléctrico de la etapa de conversión tensión - corriente, mediante un amplificador de transductancia con carga flotante. Siendo la resistencia R_s la representación de las apófisis mastoides del sujeto de pruebas.

Al conectar los electrodos a la persona, este se convierte técnicamente en una resistencia de carga (RL). En donde la señal de entrada de voltaje (V_e) pasa por la resistencia (R_1), I_1 e I_2 son la corriente que pasa a través del circuito y V_y es el voltaje de salida.

³¹ Una **celda electroquímica** es un dispositivo capaz de obtener energía eléctrica a partir de reacciones químicas.

³²Un amplificador de transductancia es una aplicación de un amplificador operacional en el cual la tensión diferencial de entrada produce una corriente de salida. Por lo tanto, es una fuente de corriente controlada por voltaje.

$$I1 = I2; \quad I1 = \frac{Ve}{R1}; \quad IL = \frac{-Vy}{RL}$$

$$IL = \frac{Ve}{R1} \rightarrow IL = Ve \frac{1}{R1} \rightarrow IL = Ve$$

RL no podrá tomar cualquier valor y estará limitada por la tensión de saturación (Vcc). Para el caso de:

$$VRL = IL * RL \rightarrow RL = \frac{VRL}{IL} = \frac{Vcc}{IL}$$

Por consiguiente, RL podrá tomar valores desde 0Ω hasta $\frac{+Vcc}{IL}\Omega$.

Posteriormente se buscó un microcontrolador para controlar las funciones de la placa de estimulación desde el programa que se desarrollaría en LabVIEW. Como primera opción se eligió el microcontrolador ATmega328.

MICROCONTROLADOR ATMEGA328

El microcontrolador ATmega328 es un circuito integrado, con arquitectura RISC³³, creado por Atmel pertenece a la serie megaAVR. Entre las características que posee son: 32 kB de memoria flash, 1 kB de memoria EEPROM³⁴, 2 kB de SRAM³⁵, 23 líneas de E/S de propósito general³⁶, 32 registros de proceso general, tres temporizadores flexibles/contadores con modo de comparación, interrupciones internas y externas, programador de modo USART³⁷, una interface serial orientada a byte de 2 cables, SPI³⁸ e I2C³⁹, 6 canales 10-bit

³³ **RISC** del inglés Reduced Instruction Set Computer (Computador con Conjunto de Instrucciones Reducidas), es un tipo de diseño de CPU usado en microprocesadores o microcontroladores con 2 características fundamentales; instrucciones de tamaños fijos y presentados en un reducido número de formatos; y sólo las instrucciones de carga y almacenamiento acceden a la memoria de datos.

³⁴ **EEPROM** (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory), en español memoria solo de lectura programable y borrable eléctricamente. Es un tipo de memoria que puede ser programada, borrada y reprogramada eléctricamente. Son memorias no volátiles.

³⁵ **SRAM:** Static Random Access Memory (Memoria Estática de Acceso Aleatorio), es un tipo de memoria basada en semiconductores que es capaz de mantener los datos, mientras esté alimentada.

³⁶ **E/S** (entradas y salidas) de propósito general permiten leer datos del exterior, del microcontrolador, o escribir en ellos desde el interior del mismo. Generalmente son agrupados en puertos de 8 bits de longitud.

³⁷ **USART** (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), Receptor-transmisor síncrono y asíncrono universal, es una forma de comunicación entre dispositivos que se puede programar para comunicarse de forma asíncrona o sincrónica, donde los datos son enviados en serie, compatible con el protocolo RS232.

³⁸ **SPI** (Serial Peripheral Interface, o Interfaz Periférica Serial en español) es un estándar de comunicaciones, usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados en equipos electrónicos. El SPI es un protocolo síncrono, lo que significa que incluye una señal de reloj para medir el tiempo.

³⁹ **I2C** (Inter-Integrated Circuit) Circuito interintegrado es un bus serial de 2 hilos usado para la comunicación entre el microcontrolador y otros chips. Al igual que SPI, I2C es un protocolo síncrono. Sin embargo, a

Convertidor A/D(analógico/digital), "watchdog"⁴⁰ programable con oscilador interno, y cinco modos de ahorro de energía seleccionables por software. El dispositivo opera entre 1.8 y 5.5 volts. Su arquitectura le permite ejecutar instrucciones en un solo ciclo de reloj, alcanzando una potencia de 1 MIPS⁴¹. Para más información de la arquitectura del microcontrolador revise el anexo D.

El microcontrolador ATmega328 posee un buen rendimiento, bajo consumo de energía, tiene la capacidad de leer mientras escribe, así mismo el microcontrolador posee 6 canales que pueden ser usados como convertidores analógico-digital de 10 bit, de la misma manera, al tener un puerto serie nativo compatible con el periférico USB facilita la construcción de una interfaz de comunicación entre la tarjeta de estimulación y el programa. Otra característica importante es que el microcontrolador ATmega328 puede realizar 20 millones de ciclos por segundo lo cual será de vital importancia en el momento en el que se realice el cálculo de algunos algoritmos, entre los destacan el sensor inercial, así como los diferentes módulos de estimulación. Sus excelentes características incluyen la rentabilidad, la baja disipación de potencia, el bloqueo de programación por razones de seguridad, el contador de tiempo real con un oscilador separado.

Para agilizar el desarrollo del dispositivo se usó la tarjeta arduino UNO ya que es una placa basada en el microcontrolador que ofrece un rápido control sobre las pines de entrada y de salida del ATmega328, además integra un lenguaje sencillo de programación, para que cualquiera pueda hacer cambios en la programación, de una manera muy fácil, de tal forma que en el futuro cuando se requiera fabricar un producto, para consumo general, se pueda realizar una transición de arduino al microcontrolador ATmega328.

ARDUINO UNO

Arduino es una plataforma de electrónica abierta, desarrollada en el 2006 en el Instituto *IVREA*, en Ivrea (Italia), para la creación de prototipos basada en un software y hardware flexibles y fáciles de usar. Arduino consiste en una placa con un microcontrolador

diferencia de SPI, I2C usa una sola línea para los datos de entrada y salida.

⁴⁰ Un **watchdog** en electrónica, es un mecanismo de seguridad que genera un reinicio del sistema en caso de que éste se haya bloqueado.

⁴¹ Millones de instrucciones por segundo o **MIPS** (millions of instructions per second) es una forma de medir la potencia de los microprocesadores

Atmel AVR (con puertos de entrada/salida) y un entorno de desarrollo basado en Wiring⁴². El arduino UNO cuenta con un microcontrolador ATmega328. Arduino tiene su propio lenguaje de programación basado en Processing⁴³. Los proyectos hechos con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectarse a una computadora, además tienen la posibilidad de comunicarse con diferentes tipos de software. Arduino cuenta con su propio software, descargable de su página oficial, que incluye los drivers de todas las tarjetas disponibles. Un programa de Arduino se denomina sketch o proyecto y tiene la extensión “.ino”.

Entre sus beneficios se encuentra su código abierto el cual permite cambios en sus librerías, así como una vasta cantidad de información y recursos para su programación, al tener mucha información del mismo en la red, de tal forma que su curva de aprendizaje es más rápida aunado a ello el poder conectarse a una gran variedad de *shields* (escudos o carcacas). Los *shields* son placas de circuitos modulares que se montan unas encima de otras para dar funcionalidad extra a Arduino, se comunican mediante pines digitales o analógicos por medio de un bus SPI, I2C o puerto serial. La transferencia de datos entre Arduino-LabVIEW, para recibir y enviar información se detalla en el anexo E.

La tarjeta Arduino Uno R3, **figura 24**, cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida, 6 entradas analógicas, un resonador cerámico 16 MHz, una conexión USB⁴⁴, un conector de alimentación, una cabecera ICSP⁴⁵, y un botón de reinicio (Arduino, 2016).

Arduino puede usar hasta 6 pines de salidas para señales tipo PWM⁴⁶. Para este proyecto se acondicionó y se filtró la señal PWM, de un pin, para simular una señal analógica de tensión, la cual sería una señal pulsada a una frecuencia determinada cuyo valor promedio es el valor analógico deseado.

⁴² **Wiring** es una plataforma abierta para prototipos electrónicos compuestos de un entorno de programación y una tarjeta de prototipo.

⁴³ **Processing** es un lenguaje de programación de código abierto, para las personas que busquen crear imágenes, animaciones e interacciones, similar a C++.

⁴⁴ **USB**, Universal Serial Bus o conductor universal en serie, es uno de los protocolos de comunicación en serie más rápidos. Usado generalmente para la conexión de periféricos que requieren transferir grandes cantidades de datos.

⁴⁵ **ICSP**, acrónimo de *in circuit serial programming*, programación en circuito serial: característica de algunos dispositivos lógicos, microcontroladores y otros circuitos de ser programados mientras están instalados en un sistema completo, en vez de requerir que el un chip sea programado antes de ser instalado dentro del sistema.

⁴⁶ **PWM**, acrónimo de pulse-width modulation, modulación por ancho de pulsos, de una señal o fuente de energía; es una técnica en la que se modifica el ciclo de trabajo de una señal periódica.



Figura 24. Tarjeta Arduino uno R3. Imagen tomada de (Arduino, 2016). Usa un microcontrolador ATmega328; cuenta con un desempeño idóneo para el dispositivo fabricado en este proyecto de tesis

FILTRO DE SEÑAL

El término filtrado se refiere al proceso de discriminación de cierta banda de frecuencias dentro de una señal. Los filtros se clasifican de acuerdo con los rangos de frecuencia que transmiten o rechazan. El dispositivo incorpora un filtro pasa baja de primer orden para obtener una señal de voltaje constante que se aproxime a una señal analógica auténtica. El esquema eléctrico está representado en la **figura 25**, donde se muestra la red resistencia-capacitor (RC) de filtrado de primer orden entre la salida PWM de Arduino y la señal filtrada. La respuesta de la frecuencia se muestra en la **figura 26**.

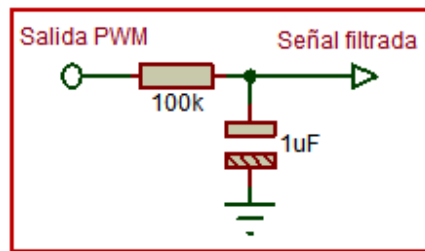


Figura 25. Esquema eléctrico de filtro pasa bajas utilizado en el circuito (con valores de los componentes).

El dispositivo de estimulación requiere trabajar con polaridades positivas y negativas por lo que posterior a la etapa de filtraje se modificó la señal de tal forma que se permitiese trabajar con una polaridad negativa, debido a que se solo trabaja con polaridad positiva.

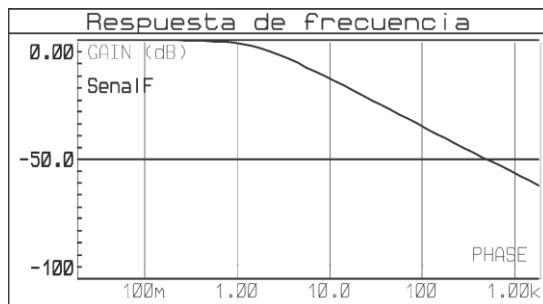


Figura 26. Respuesta de frecuencia del filtro pasa bajas de primer orden que se desarrolló.

ETAPA DE POLARIZACIÓN

Para resolver el problema de la polarización e invertir la señal de entrada, se usó un

amplificador inversor con ganancia 1, **figura 27**.

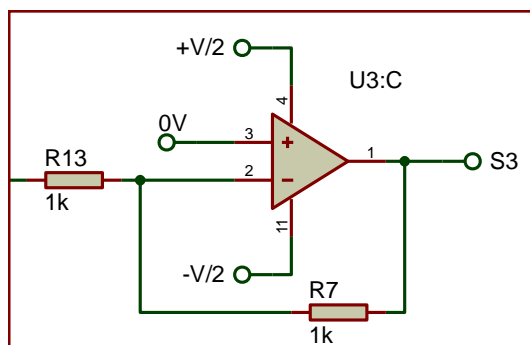


Figura 27. Circuito amplificador inversor con ganancia 1. Construido para invertir la señal filtrada del Arduino.

Como conmutador se usó el circuito integrado DG211 para elegir entre una señal positiva o negativa (a través de Arduino se envía una señal extra de comando para elegir la polaridad que se desea inyectar). El esquema eléctrico con las conexiones del circuito integrado DG211, como conmutador se muestran en la **figura 28**.

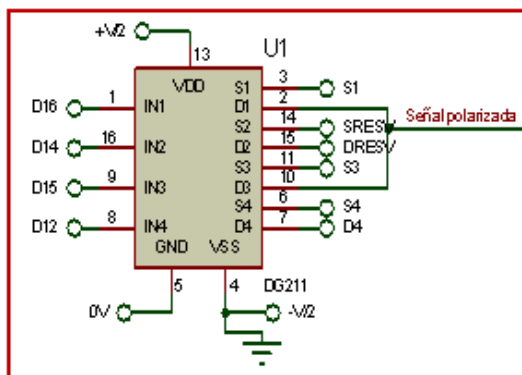


Figura 28 Esquema eléctrico del circuito integrado DG211. El interruptor de cada salida es controlado por el programa por medio de arduino, siendo In1, In2, In3 e In4 los conmutadores del circuito integrado, para controlar la señal de polaridad.

Después de aplicar estas dos etapas (filtraje y polarización de la señal), aún quedaba pendiente la selección de pines para la conexión entre Arduino y la placa que se estaba construyendo.

CONEXIONES DE ARDUINO CON LA PLACA DE ESTIMULACIÓN

En el anexo F se muestra el diagrama eléctrico completo de Arduino. Los puertos B, C y D, de Arduino, se usaron para el proyecto. Los pines de los puertos B y D se eligieron señales de salida **figura 29**, para obtener la corriente de estimulación y el control de la resistencia digital, antes mencionados.

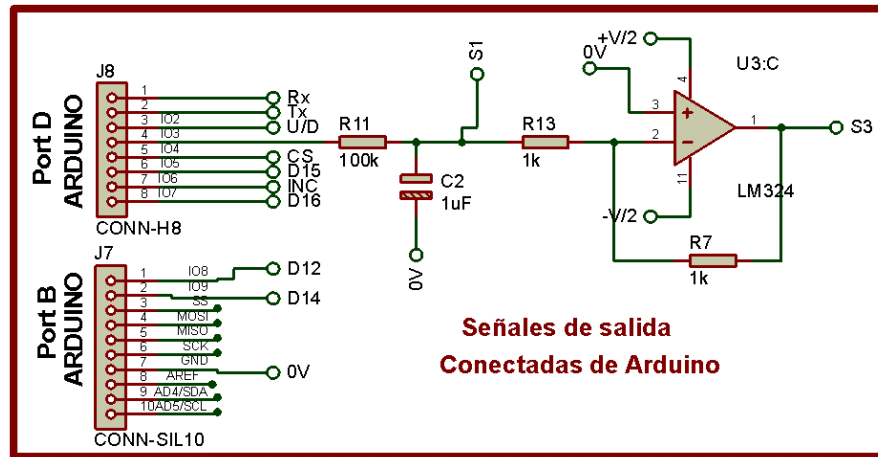


Figura 29. Conexiones de señales de salida de la placa de estimulación con arduino (Puertos B y D).

El Puerto C de Arduino se usa para adquirir la señal de estimulación que pasa por el sujeto de pruebas a través del electrodo, utilizado como cátodo, y convertido en voltaje por medio del circuito convertidor corriente-tensión, **figura 30**.

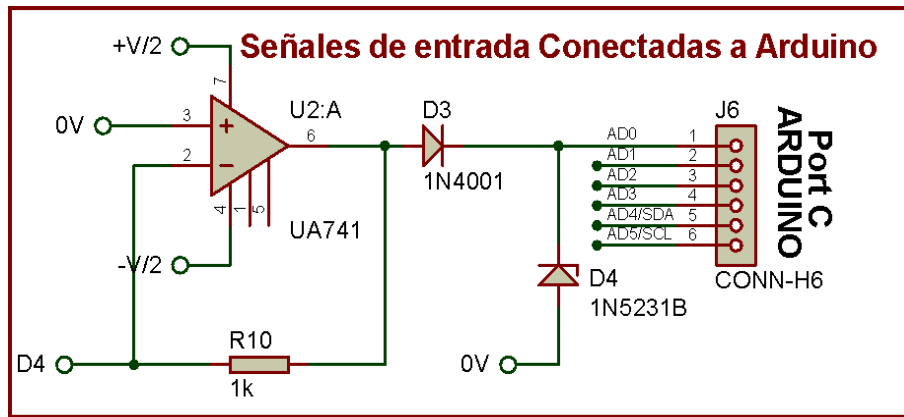


Figura 30. Conexiones de señales de salida de la placa de estimulación con Arduino (Puerto C).

CAPÍTULO 3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SOFTWARE

El equipamiento o soporte lógico de un sistema informático, es decir, el conjunto de programas y procedimientos necesarios para hacer posible ejecutar una tarea específica, en contraposición y con ayuda de los componentes físicos del sistema se le denomina software. La definición más formal de software es atribuida por la IEEE en su estándar 729: «Conjunto de programas de cómputo, procedimientos, reglas, documentación y datos asociados que forman parte de las operaciones de un sistema de computación».

El software se clasifica en: software de aplicación, que permite realizar tareas específicas; software de programación que permite desarrollar un programa a través de reglas lógicas y un lenguaje específico; y software de sistema, que establece la interacción con un hardware a través de programas que administran los recursos y proporcionan una interfaz de uso.

Existen diversos lenguajes de programación que permiten desarrollar software de sistema para controlar un elemento físico. Estos lenguajes consisten en un conjunto de símbolos, reglas sintácticas y semánticas que definen su estructura y el significado de sus elementos y expresiones. Algunos lenguajes de programación son: Pascal, Visual Basic, SQL, Delphi, Lingo, Cobol, HTML, Java, etc.

Existen dos formas para programar un software: por medio de texto o de forma visual. En la programación visual los elementos son manipulados gráficamente en vez de especificarse por medio de instrucciones de texto, facilitando el trabajo de programación. Tomando como punto de partida esta premisa, se decidió elegir el lenguaje de programación G, usado en el entorno de programación de LabVIEW⁴⁷.

LABVIEW

LabVIEW es un entorno de programación para diseñar sistemas, similar a C⁴⁸ o Basic⁴⁹, sin embargo, a diferencia de dichos programas los cuales utilizan lenguajes de programación

⁴⁷ **LabVIEW** acrónimo de Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench, (Interfaz de laboratorio virtual de ingeniería), desarrollado por National Instruments. Permite programar aplicaciones en lenguaje G.

⁴⁸ **C** es un lenguaje de programación de propósito general que ofrece economía sintáctica, control de flujo y estructuras sencillas y un buen conjunto de operadores. No es un lenguaje de muy alto nivel y más bien un lenguaje no especializado en algún tipo de aplicación específica.

⁴⁹ **BASIC** es el acrónimo de Beginners All-purpose Symbolic Instruction Code (código de instrucciones simbólicas de propósito general para principiantes). BASIC es un lenguaje de programación con una sintaxis fácil, estructura sencilla y un buen conjunto de operadores. No es un lenguaje específico, es polivalente, potente, y de aprendizaje rápido.

basada en líneas de texto, LabVIEW trabaja con un lenguaje de programación visual-gráfico (lenguaje G⁵⁰), permite escribir códigos usando un diseño visual que se asemeja a un proceso de pensamiento. Incluye un amplio soporte para la conexión a instrumentos, cámaras y otros dispositivos externos siendo recomendado para pruebas de hardware y software, de control y diseño, de simulado real y embebido.

Los programas desarrollados en LabVIEW son llamados Instrumentos Virtuales (VIs), debido a su apariencia y operación que emula instrumentos físicos como osciloscopios y multímetros. Cada instrumento virtual usa funciones que manipulan entradas desde la interfaz de usuario o de otras fuentes, y manipulan esta información hacia otros archivos o computadoras. Cada VI está formado de dos secciones: panel frontal, para interactuar con el usuario cuando el programa se está ejecutando (interfaz con el usuario); y el diagrama de bloques, es el programa propiamente dicho en donde se define su funcionalidad colocando íconos que realizan una determinada función (National Instruments, 2016).

LabVIEW usa un instrumento virtual (VISA⁵¹ en inglés) para tener acceso a los puertos seriales, además proporciona la interfaz de programación entre los entornos de hardware y desarrollo de LabVIEW. La arquitectura del software del VISA es un estándar para la configuración, programación y resolución de problemas de instrumentación que comprende las interfaces GPIB⁵², VXI⁵³, PXI⁵⁴, Serial, Ethernet, y/o interfaces USB.

Se escogió el software de LabVIEW como plataforma de desarrollo debido a su rendimiento, ya que LabVIEW incluye un compilador que genera código nativo para la plataforma del CPU⁵⁵. Así como su sintaxis⁵⁶, que se hace cumplir estrictamente durante el proceso de edición y compilado en el código de máquina previo a ejecutar o guardar. El archivo ejecutable funciona

⁵⁰ El **lenguaje G** fue creado por Nacional Instruments en 1976, es enteramente gráfico permitiendo el desarrollo de programas informáticos complejos, facilitando al mismo tiempo la programación.

⁵¹ **VISA** (Virtual Instrument Software Architecture), en español arquitectura del software del instrumento virtual. Siendo un estándar de configuración y programación en Labview.

⁵² **GPIB** es el acrónimo en inglés de General Purpose Instrumentation Bus. Es un bus estándar de datos digitales que permite que hasta 15 dispositivos inteligentes compartan un bus paralelo de 8 bits.

⁵³ **VXI** acrónimo en inglés de VME eXtensions for Instrumentation la cual es una plataforma estándar para pruebas basadas en el bus informática estándar.

⁵⁴ **PXI** (PCI Extensions for Instrumentation) bus industrial de comunicaciones estándar para instrumentación y control.

⁵⁵ **CPU**: Central Processing Unit, o unidad central de procesamiento, es el hardware dentro de una computadora u otro dispositivo programable, que interpreta las instrucciones de un programa informático mediante la realización de las operaciones aritméticas básicas, lógicas y de entrada/salida del sistema.

⁵⁶ La **sintaxis** de un lenguaje de programación se define como el conjunto de reglas para escribir el código fuente de los programas.

con la ayuda de LabVIEW que cuenta con código pre-compilado (en lenguaje G) para realizar tareas comunes. Esto reduce el tiempo de compilación y proporciona una interfaz consistente para varios sistemas operativos, sistemas gráficos, y componentes de hardware. La versión que se usó para el proyecto fue NI LabVIEW 2014 para 64 bits **figura 31**.



Figura 31. Panel inicial de LabVIEW 2014 (National Instruments).

Una vez configurado el programa, se procedió a implementar las interfaces de programación con los diferentes periféricos: el sensor inercial y Arduino, por medio de un conjunto de subrutinas que trabajasen como un nivel de abstracción⁵⁷.

INTERFAZ DE PROGRAMACIÓN PC-SENSOR INERCIAL

La interfaz entre la PC y el sensor inercial (3DM-GX3®-15) fue diseñada por la empresa MicroStrain como un kit de desarrollo implementado para la empresa de National Instruments, la interfaz permite interactuar con funciones del sensor inercial dentro del entorno de programación de LabVIEW, para conseguir dicho kit se contactó directamente con la compañía MicroStrain para obtener el código G. En la **figura 32** se muestra algunos bloques del kit que se utilizan en el proyecto.

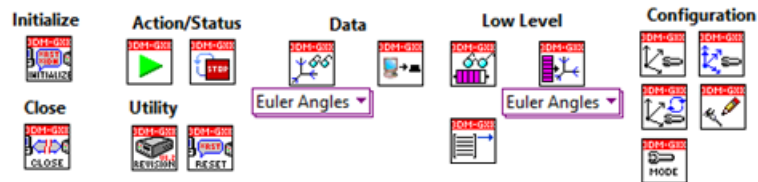


Figura 32. Diagramas de bloques para programación del sensor inercial 3DM-GX3®-15 (MicroStrain) en LabVIEW.

El primer paso que se realiza en la interfaz es la sincronización del sensor inercial con la

⁵⁷ Un **nivel de abstracción** es una forma de ocultar los detalles de implementación de ciertas funcionalidades. Puede usarse para definir sistemas asociados que implican una separación entre procesos.

PC por medio de la plataforma de LabVIEW, ésta se basa en una transferencia de paquetes de 20 bytes: 4 bytes de encabezado, 14 bytes de información y 2 bytes de comprobación, **figura 33**. Para más información revisar el anexo A.

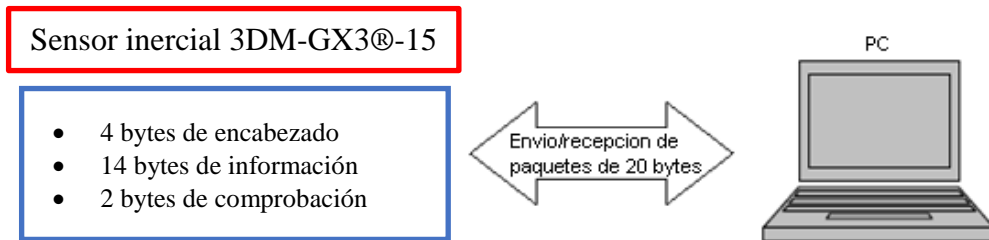


Figura 33. Diagrama de transferencia de paquetes entre el sensor inercial y la PC. La transferencia de paquetes involucra el envío de 20 bytes.

En el entorno de programación de LabVIEW se utiliza un bloque VISA que permite buscar e identificar los recursos relacionados con MicroStrain que estén conectados a la computadora. Posteriormente se determina la tasa de baudios⁵⁸ con la que se transmitirán los datos, la tasa default es de 115200 baudios, y se asigna una compensación que permite el uso de tasas bajas de salidas de datos, mientras se mantiene el rendimiento a una velocidad de muestreo interna rápida. La compensación del sensor inercial está asignada desde el fabricante. En la **figura 34** se observa la asignación de la velocidad de transmisión y compensación dentro de la subrutina de LabVIEW.

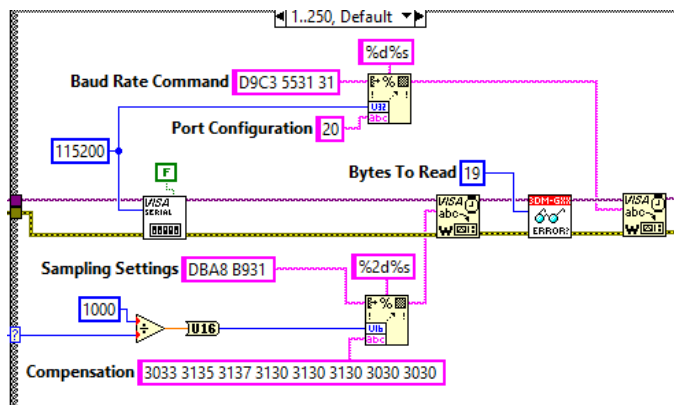


Figura 34. Parte del diagrama de rutina para la sincronización de la PC con el sensor inercial en el entorno de LabVIEW, donde se asigna la tasa de transmisión de datos y la compensación.

El diagrama de flujo de la **figura 35** describe con mayor detalle el proceso de sincronización entre el dispositivo y la PC.

⁵⁸ El **baudio** es una unidad de medida utilizada en telecomunicaciones, representa el número de símbolos por segundo en un medio de transmisión digital

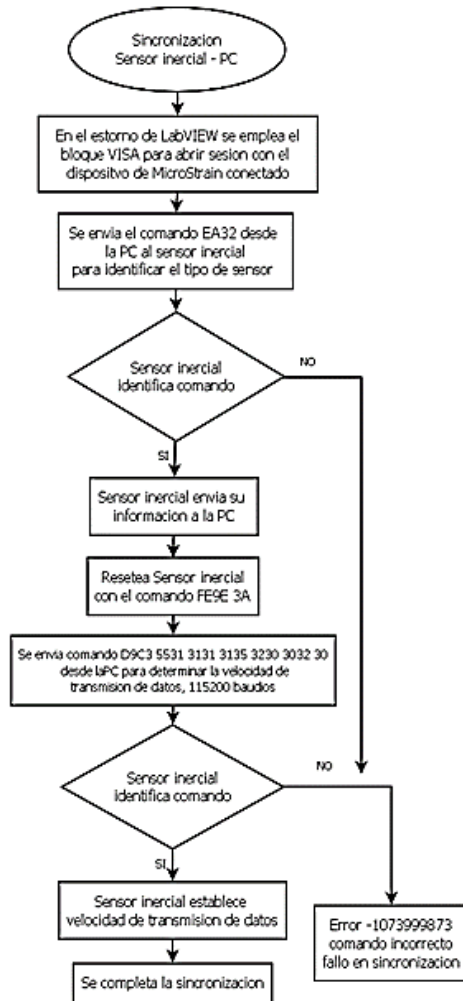


Figura 35. Diagrama de flujo de rutina de sincronización PC-Sensor inercial 3DM-GX3@-15 en el entorno de Labview.

Una vez establecida la sincronización se envía un comando para determinar el tipo de datos que se desea adquirir del sensor inercial; para este trabajo se capturaron: “ángulos de Euler” y de “aceleración y velocidad angular”. El comando “C41 29CE” inicia el registro de los ángulos de Euler y el comando “C4C1 29C1” registra los datos de aceleración y velocidad angular. Una vez que el procesador del sensor inercial recibe el comando lo verifica y envía continuamente mensajes con la información del censado solicitado. La **figura 36** muestra la construcción del comando en el entorno de LabVIEW.

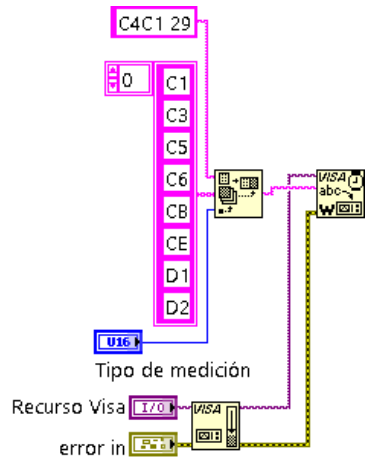


Figura 36. Parte del diagrama de rutina de LabVIEW donde se genera el comando con información de los datos que se desean adquirir.

En el siguiente diagrama de flujo se describe el envío de paquetes entre LabVIEW y el procesador del sensor inercial para realizar la rutina de adquisición continua de datos (**figura 37**).

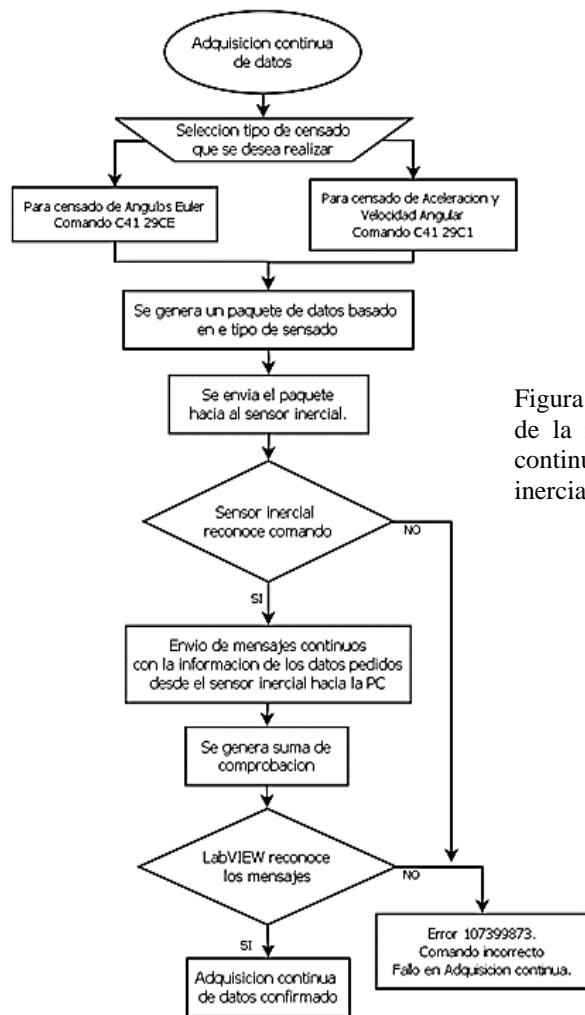


Figura 37. Diagrama de flujo de la rutina de adquisición continua de datos del sensor inercia.

Una vez establecida la adquisición continua de datos, LabVIEW los agrupa y los concatena dentro de una matriz para diseñar arreglos en forma de mensajes. Cada mensaje requiere un

apropiado número de bytes, el cual depende del censado que se realice; si el mensaje corresponde con el arreglo de bytes, deja enviar la información; si no, se devuelven los datos para usarlos en la lectura posterior hasta que se complete el mensaje. La **figura 38** ilustra el manejo de los mensajes.

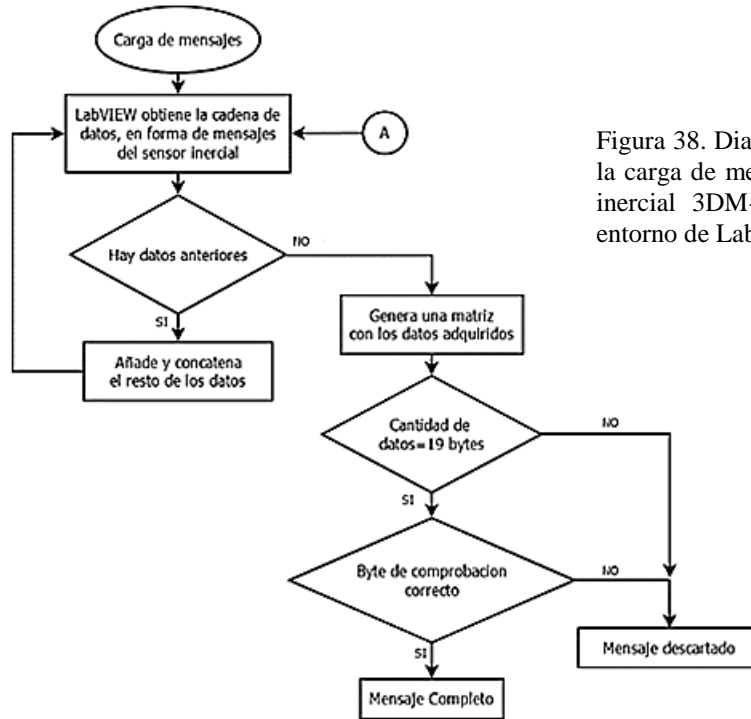


Figura 38. Diagrama de flujo de la carga de mensajes del sensor inercial 3DM-GX3®-15 en el entorno de LabVIEW.

La adquisición de datos continúa hasta que el usuario envía el comando “FA7584” al procesador del sensor inercial para detener el envío de paquetes de mensajes y remover todos los datos restantes del buffer⁵⁹ VISA de LabVIEW, **figura 39**.

⁵⁹Un **buffer** de datos: es un espacio de la memoria en un disco o en un instrumento digital reservado para el almacenamiento temporal de información digital.

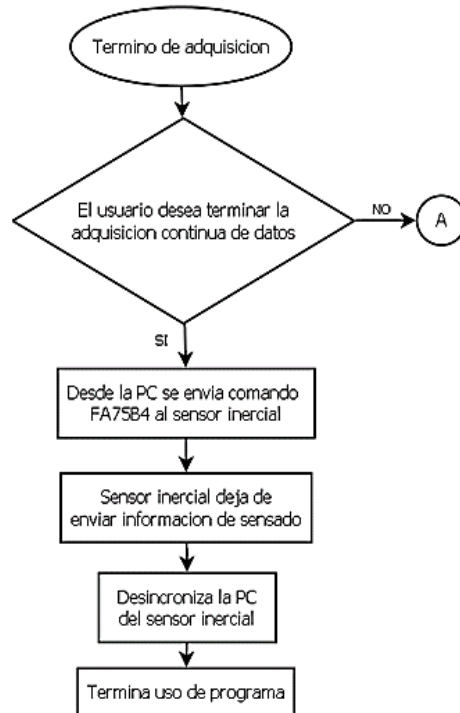


Figura 39. Diagrama de flujo para terminar la adquisición de datos.

Por último, se desarrolló una FIFO⁶⁰ en LabVIEW, **figura 40**, para poder almacenar la información adquirida por el sensor inercial, evitando la posibilidad de pérdida y garantizando que los primeros datos recibidos sean los primeros en visualizarse. La subrutina de la FIFO genera un archivo temporal de texto que almacena los datos censados, que posteriormente serán adquiridos de forma ordenada.

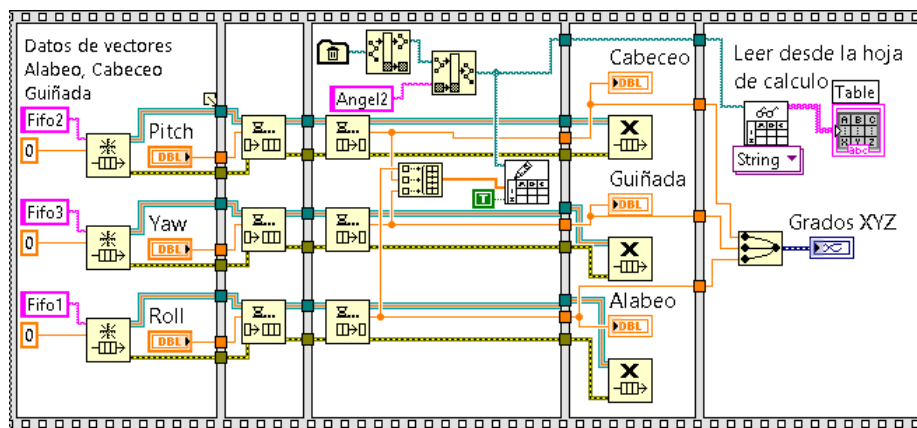


Figura 40. Subrutina FIFO diseñada en el entorno de Labview.

Una vez construido el envío y recepción de datos, se continuó con la programación de la

⁶⁰ **FIFO**. *First In, First Out*. En español Primero en Entrar, Primero en Salir, concepto usado en estructuras de datos para almacenaje y control de flujo de datos, en donde se asegura que el primer dato que llegue sea el primero en salir.

interfaz entre la PC y Arduino para enviar la señal, tipo PWM, que se convertirá en corriente de estimulación.

INTERFAZ DE PROGRAMACIÓN PC-ARDUINO

Para operar la interfaz de PC-Arduino se usó un kit de desarrollo creado por LabVIEW, que permite la comunicación de ambos dentro del mismo entorno de programación, además facilitó la manipulación de Arduino como una tarjeta de adquisición y envío de datos. El kit de desarrollo requiere la instalación del complemento *LabVIEW interface for Arduino* (LIFA) para usar las paletas de bloques, **figura 41**.

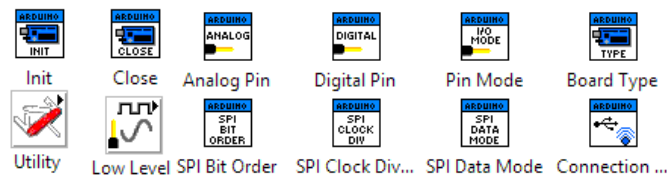


Figura 41. Paletas de bloques, para la manipulación de la tarjeta Arduino en el entorno de programación de LabVIEW.

También es necesario la programación del firmware⁶¹ de la tarjeta Arduino, mediante las librerías: *LIFA_Base.ino*, *LabVIEWInterface.ino*, *LabVIEWInterface.h*, *IRremoteInt.h*, *IRremote.h*, *IRremote.cpp*, *AFMotor.h*, *AFMotor.cpp*, *AccelStepper.h* y *AccelStepper.cpp*; pueden ser descargadas en siguiente dirección:

<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/8C07747189606D148625789C005C2DD6?OpenDocument>.

La sincronización de la PC con Arduino se ejecuta para establecer la interfaz diseñada para el envío y recepción de los datos. En el entorno de LabVIEW, se buscan los recursos conectados a los puertos COM⁶² de la PC (los recursos con los que puede trabajar la interfaz Arduino-PC son: el Arduino UNO, el Arduino MEGA y el Arduino DUE) si no encuentra ningún recurso conectado se muestra la leyenda: “imposible realizar una conexión entre Arduino y la PC”. Una vez que la conexión está establecida correctamente se envían paquetes de 15 bytes, **figura 42**. Cuando no se puede abrir la conexión: se vacían los buffers, se cierra el puerto, se espera 500 ms y se vuelve a buscar recursos de Arduino.

⁶¹ El **firmware** es un programa informático que establece la lógica de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo, es un software que maneja físicamente al hardware.

⁶² El **puerto COM** o puerto serial, permite la transmisión de datos desde un dispositivo externo hacia la computadora.

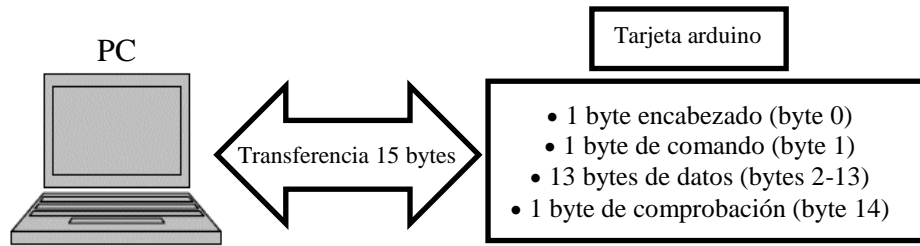


Figura 42. Estructura de los paquetes de datos enviados entre LabVIEW y Arduino. Transferencia de paquete de datos en un arreglo de 15 bytes.

Posteriormente se envían paquetes de datos de la PC al Arduino, si excede más de 15 intentos de envío, se muestra que es imposible realizar la conexión; si se hace correctamente, Arduino envía una respuesta para sincronizarse, en el caso de que Arduino no responda se borran los buffers y la PC vuelve a enviar los paquetes de datos hasta que Arduino responda o exceda el número de intentos y se muestre que es imposible establecer una conexión. El firmware⁶³ programado en Arduino procesa los datos de los paquetes de LabVIEW, **figura 43**, asegurando que los datos no estén dañados o incompletos durante la transmisión. El funcionamiento de la rutina de sincronización entre la PC-Arduino se detalla en el diagrama de flujo de la **figura 44**.

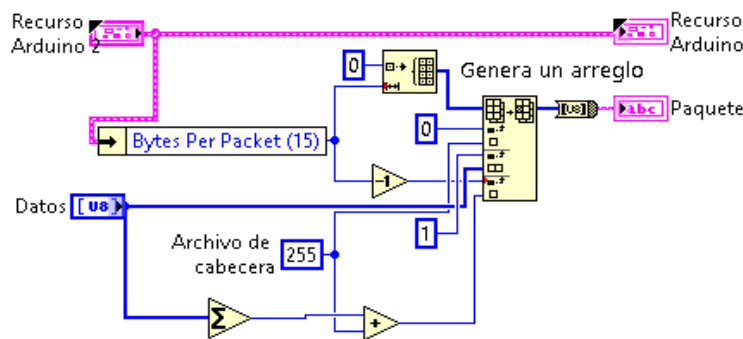


Figura 43. Diagrama de rutina del empaquetado de datos, para la transferencia de datos.

Una vez que se completa la sincronización el dispositivo Arduino comienza tanto la adquisición de datos provenientes de los pines del microcontrolador, como el envío de datos desde la PC; por otro lado, se generan señales lógicas, o de tipo PWM, que posteriormente se convertirán en una señal de voltaje, con ayuda del filtro, que pasará a ser la señal de corriente de estimulación. Las rutinas tanto de escritura como de lectura resultaron vitales para la construcción del sistema informático, ahorrando tiempo de programación y ayudando a tener una programación escalable

⁶³ El **firmware** es un programa informático que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo.

que permitiese futuros cambios que no modificaran la totalidad del programa.

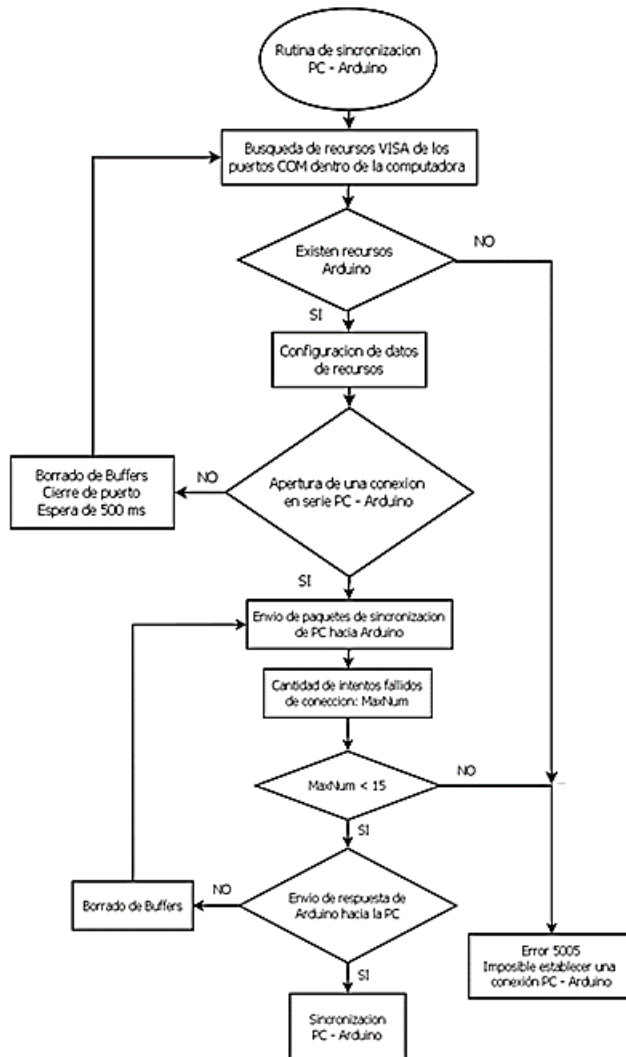


Figura 44. Diagrama de flujo de la sincronización entre la PC y Arduino.

Rutina de escritura

La rutina de escritura se divide en digital (*Digital Write Pin*) y PWM (*PWM Write Pin*), desarrollados en bloques SubVi⁶⁴ en el entorno de LabVIEW. Para poder enviar y recibir la información de la PC a Arduino los bloques, de escritura y de lectura, definen el pin de salida (el cual depende del modelo de Arduino) y el valor lógico o el ciclo de trabajo del PWM, según corresponda. Los SubVi se aseguran de que el pin seleccionado exista y que puede ser utilizado en el modelo Arduino, sino no existe o no se puede trabajar con dicho pin, LabVIEW envía de nuevo

⁶⁴ El bloque **SubVi**, es un instrumento virtual que permite el desarrollo de subrutinas de programación mejorando los procesos y el entorno de programación.

la información, para comprobarlo, si no lo reconoce se detiene el programa y muestra un error tipo 5000.

La rutina de escritura digital, **figura 45**, genera un paquete de datos en una matriz de 15 bytes con una cabecera (0xFF), un byte de comando (0x03, para indicar que se trata de un pin de escritura digital), 12 bytes de datos (que contiene el pin de salida y su valor lógico) y el byte de suma de comprobación. Después se envía el paquete hacia Arduino, si este no responde después de 10 intentos, LabVIEW muestra el código de error 5003.

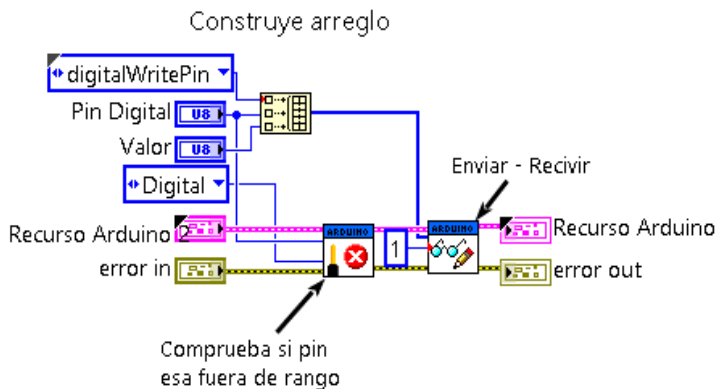


Figura 45. Diagrama de rutina de LabVIEW de la interacción estructura digital.

En la **figura 46** se muestra la rutina de escritura PWM, que genera un paquete del mismo tamaño que la rutina de escritura digital cambiando el byte de comando (0x10, para indicar el funcionamiento del pin de escritura PWM) y los bytes de datos para indicar el ciclo de trabajo.

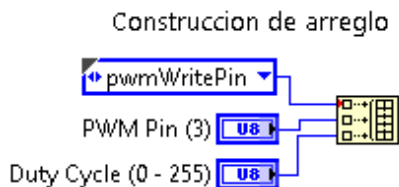


Figura 46. Parte de diagrama de rutina, construcción de arreglo, de LabVIEW de la interacción escritura PWM.

El siguiente diagrama de flujo, **figura 47**, ejemplifica el funcionamiento de la rutina escritura.

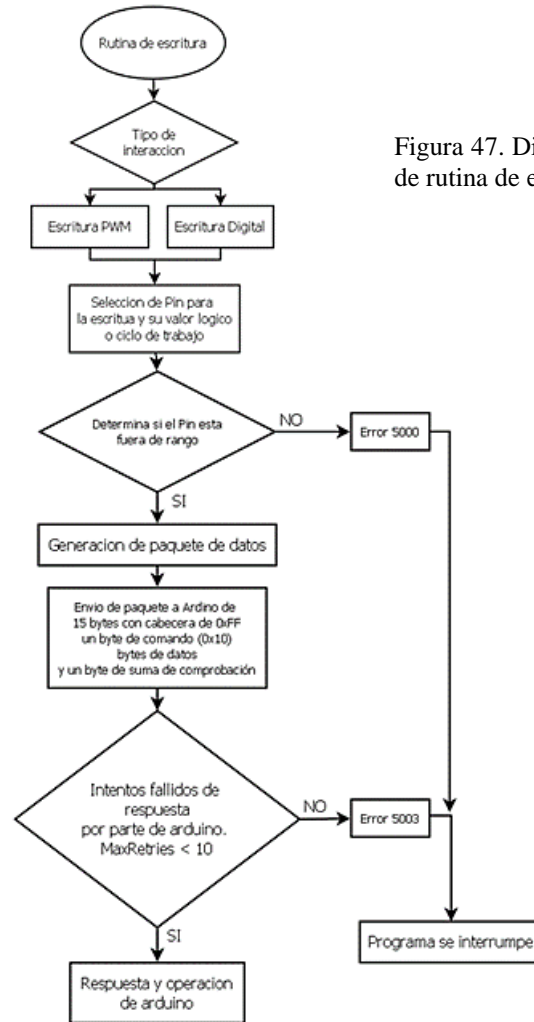


Figura 47. Diagrama de flujo de rutina de escritura.

Rutina de lectura

La rutina de la lectura permite seleccionar entre la lectura digital y la lectura analógica dependiendo de las necesidades del proyecto. Las rutinas de lectura son en gran medida similares a la rutina de escritura, la principal diferencia son los datos de comando enviados: el comando 0x06, para lectura digital; y el comando 0x08, para lectura analógica. Arduino recibe estos paquetes, para posteriormente, enviar la información a la PC. En la interacción lectura digital, **figura 48**, LabVIEW toma los valores del buffer de Arduino para crear un arreglo y mostrar la información lógica del valor del pin seleccionado.

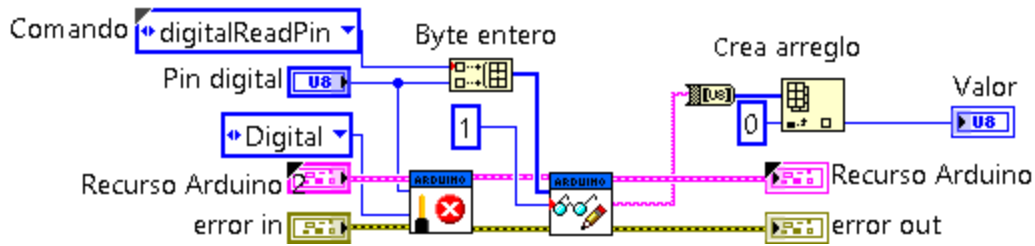


Figura 48. Diagrama de rutina para la interacción de la lectura digital.

Por otra parte, la interacción de lectura analógica, **figura 49**, adquiere los datos del buffer y luego utiliza un convertidor analógico-digital de 10 bits, 1024 unidades, que posee Arduino y con una resolución de lectura de 0.0049 volts por unidades de bit, para tener una lectura de voltaje del pin cuyos valores se encuentran entre los 0 a 5 volts.

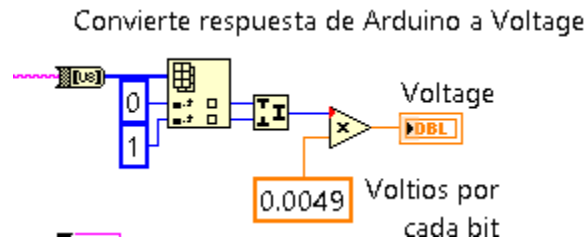


Figura 49. Diagrama de rutina para la interacción de la lectura analógica.

En el siguiente diagrama de flujo, **figura 50**, se describe el funcionamiento de la rutina de lectura analógica y digital.

Una vez que fue posible el envío y recepción de datos por parte de Arduino se diseñaron los diferentes módulos para el sistema informático con el objetivo de realizar diversas pruebas de estimulación.

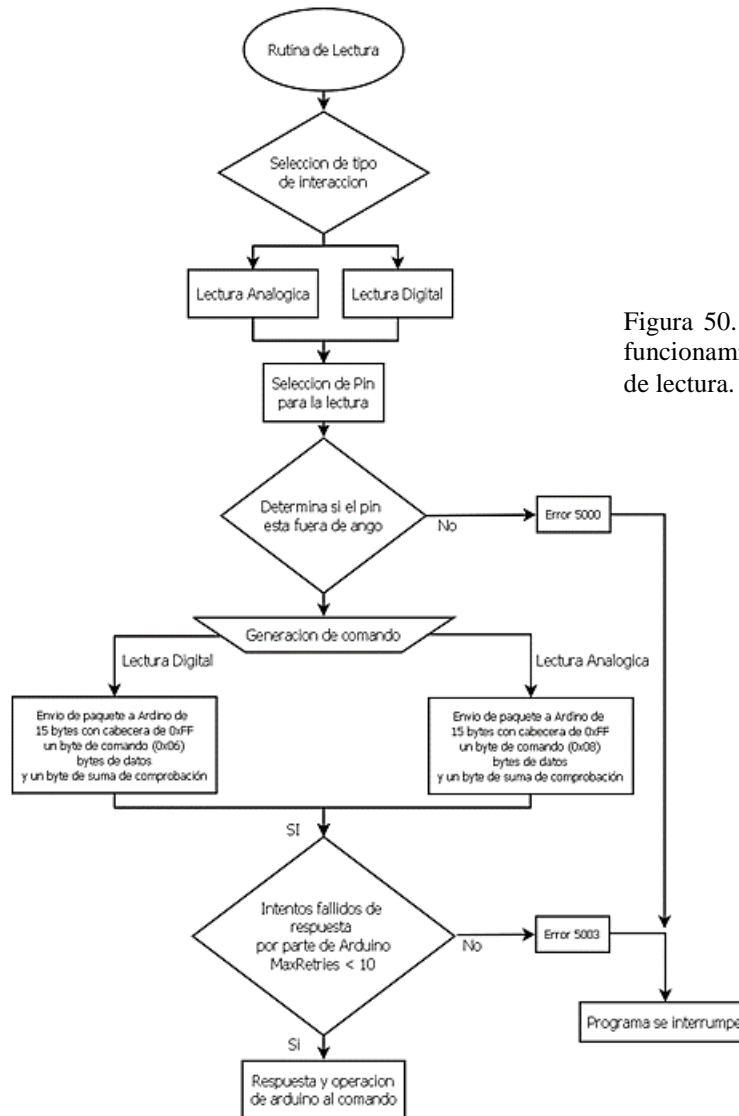


Figura 50. Diagrama de flujo del funcionamiento de la interacción de lectura.

MÓDULOS DEL SISTEMA INFORMÁTICO

Para realizar pruebas de estimulación eléctrica. Los módulos responden a los requisitos que tienen los usuarios finales: integrantes del Laboratorio de Neurofisiología Sensorial.

A todos los módulos se les agrego un temporizador, un paro de emergencia, una gráfica para visualizar los datos que se enviaban y se adquirían, correspondientes a cada módulo, para que posteriormente se pudiese hacer un análisis estadístico de los datos. El primer módulo que se desarrollo fue el “ajuste de corriente de estimulación” con modalidades manual y automático, tanto por seguridad como por ser el primer paso en emplearse en los experimentos de estimulación.

Calculo de impedancia

Para inyectar la corriente de estimulación planteada en el experimento, y evitar causar daños al sujeto de pruebas se desarrolló este módulo. El módulo de cálculo de impedancia consiste en ajuste de la corriente de estimulación, se desarrolló para determinar la cantidad corriente que fluye entre los electrodos. Como se describió en el primer capítulo, las características físicas de la piel de cada persona modulan el flujo del paso de corriente disminuyendo o aumentando la sensación de estimulación.

El módulo se ejecuta antes de realizar cualquier experimento de estimulación. Se construyeron dos métodos, manual y automático, para determinar la magnitud de corriente que atraviesa el cuerpo, en la prueba manual el programa permite delimitar la cantidad de corriente, de 0 a 1 mA, que se desee inyectar y la polaridad de la señal, del vestíbulo izquierdo al derecho o viceversa, posteriormente con el circuito convertidor corriente-voltaje y un osciloscopio se ratifica la cantidad de corriente que pasa por el sujeto de pruebas y si es necesario aumentar o disminuir, con el potenciómetro de la tarjeta de estimulación, la cantidad de corriente de estimulación hasta que el voltaje de salida corresponda a la señal que asignamos desde el programa. Adicionalmente el método manual permite encontrar el umbral de sensación del sujeto de pruebas, de una manera segura. Dentro del entorno de LabVIEW se hizo una subrutina que permite seleccionar el electrodo en donde se iniciara la inyección de corriente, **figura 51**.

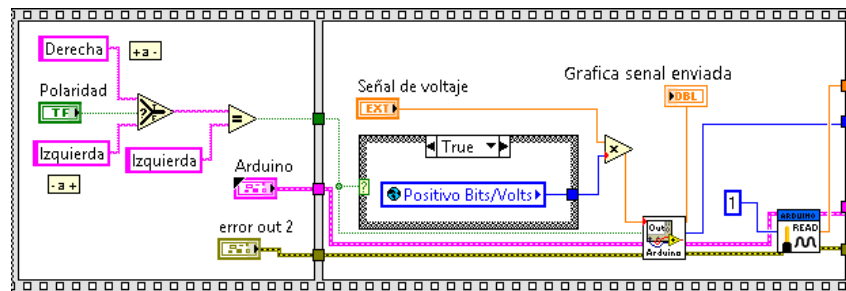


Figura 51. Diagrama de rutina de la prueba manual de cálculo de impedancia.

El cálculo de impedancia de forma automática funciona de la misma manera que la manual, con excepción de que se requiere el control del potenciómetro digital X9C103P (para más información revisar el anexo C) para aumentar o disminuir la ganancia del circuito convertidor voltaje-corriente, de la placa de estimulación, hasta que la señal que se envía desde el programa corresponda con la señal adquirida por el pin de lectura analógica de arduino. Para el funcionamiento correcto del potenciómetro digital X9C103P, se requiere el control de sus pines

INC⁶⁵, U/D⁶⁶ y CS⁶⁷, desde el programa LabVIEW y mediante la tarjeta de adquisición de datos Arduino, por ello se desarrolló la siguiente subVI.

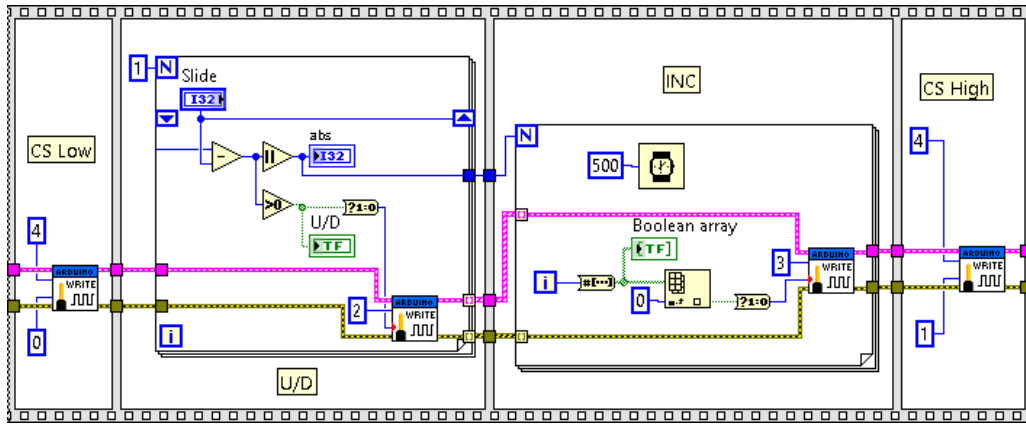


Figura 52. Subrutina para el control del potenciómetro digital X9C103P.

El SubVI, **figura 52**, asigna a los pines 4, 2 y 3 de arduino el control de los pines CS, U/D e INC, respectivamente, del potenciómetro digital. Por ello al principio de la subrutina se envía un 0 lógico al pin CS, para poder modificar el valor de la resistencia. Posteriormente se resta el valor que se adquiere del pin analógico de arduino, contra el valor que se le envió, la diferencia se convertirá en pulsos para aumentar o disminuir el valor de la resistencia hasta que los valores se igualen. Por último, se envía un 1 lógico al pin CS para mantener la resistencia durante el tiempo que dure la prueba de estimulación.

Para ejemplificar el funcionamiento del módulo “cálculo de impedancia”, tanto de forma manual como automática, el siguiente diagrama de flujo, **figura 53**, muestra su funcionamiento.

⁶⁵ INC (o Incremento). Permite incrementar o reducir el valor de su resistividad, dependiendo del estado en que se encuentre la pata U/D, cuando se le aplica una señal cuadrada.

⁶⁶ U/D (up/down o arriba/abajo, en español). Determina si el valor de la resistencia subirá o bajara dependiendo de su estado lógico cuando se aplique una onda cuadrada en el pin INC.

⁶⁷ CS (Chip select o pin selector) activada/desactiva del dispositivo. Cuando está en estado LOW es posible cambiar la resistividad del potenciómetro. Una vez pase a un estado HIGH el circuito guardará el valor de la resistencia.

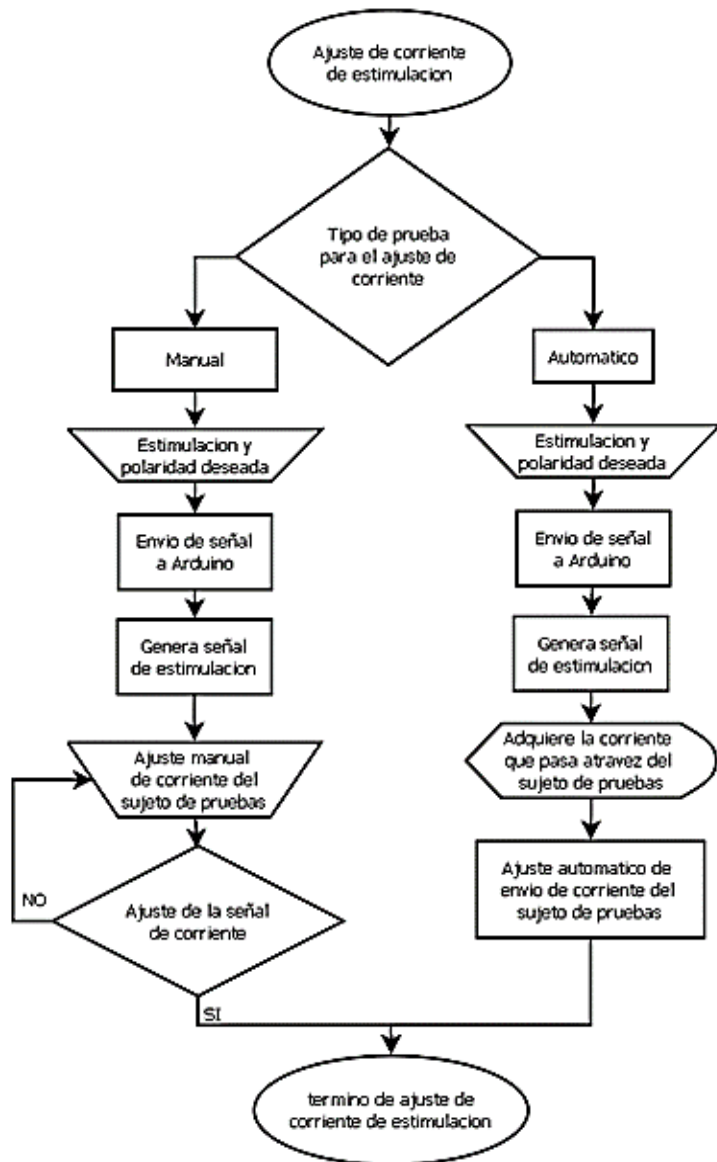


Figura 53. Diagrama de flujo de la función de ajuste de corriente de estimulación. Se muestran ambos procesos para modular la corriente de inyección enfocado en su ajuste con respecto a la impedancia de cada sujeto.

Generador de señales

En el laboratorio de Neurofisiología Sensorial del Instituto de Fisiología se propuso que las formas de onda a inyectar fueran: senoidal, cuadrada y triangular, esto para contribuir a dilucidar diferentes preguntas de investigación. Para desarrollar el módulo se construyó el subVI “Generador de señales”, que a su vez contiene SubVIs de cada tipo de señal, para ejecutar únicamente la forma de una onda con la que se desea trabajar, de esta forma el programa evita la saturación de instrucciones.

La Señal seno, fue diseñada con la función de LabVIEW “*Sine Wave PtByPt*” la cual genera

una señal punto por punto, donde el tiempo es una variable independiente, la ecuación correspondiente es la siguiente:

$$\text{señal seno}(t) = \text{amplitud} \times \sin(\text{frecuencia} \times \text{tiempo} + \text{fase})$$

En donde los parámetros de amplitud, frecuencia y fase son establecidos antes de cada prueba. Dentro de la rutina se usó un bucle de tiempo que ejecuta secuencialmente cada iteración en un periodo específico, determinado por el usuario en el inicio del programa al elegir la frecuencia de muestreo.

La Señal triangular, se diseñó con la función de LabVIEW “*Triangle Wave PtByPt*”, la cual genera una señal punto por punto, el tiempo es una variable independiente. Su fórmula es:

$$\text{Señal triangular} = \text{amplitud} \times \text{triangular}(q)$$

Donde:

$$\text{triangular} \begin{cases} q/90 & \text{si } 0 \leq q < 90 \\ 2 - q/90 & \text{si } 90 \leq q < 270 \\ q/90 - 4 & \text{si } 270 \leq q < 360 \end{cases}$$

$$q = (360 \times \text{frecuencia} \times \text{tiempo} + \text{fase}) \bmod (360), \text{ fase en grado}$$

Al igual que en la rutina “señal seno” se usó un bucle de tiempo que ejecuta secuencialmente cada iteración con un periodo específico para sincronizar los diferentes módulos del programa. La principal característica de la rutina es el bloque de LabVIEW “*Triangle Wave PtByPt*” y sus diferentes variables (frecuencia, amplitud, y fase) que pueden ser modificadas por el usuario.

La Señal cuadrada se desarrolló con la función de LabVIEW “*Square Wave PtByPt*”, la cual genera una señal cuadrada punto por punto y donde el tiempo al igual que con las anteriores es una variable independiente, su fórmula es:

$$\text{Señal cuadrada} = \text{amplitud} \times \text{cuadrada}(p)$$

Donde:

$$\text{Cuadrada}(p) = \begin{cases} 1 & \text{si } (360 \times \text{frecuencia} \times \text{tiempo} + \text{fase}) \bmod (360) < \frac{360 \times \text{ciclo util}(\%)}{100} \\ -1 & \text{de algún otro modo} \end{cases}$$

Los datos de frecuencia, amplitud, fase y ciclo útil pueden ser modificados previo a la prueba. Al igual que en los dos diagramas de rutina, se repite el uso del bucle de tiempo, así como las diferentes iteraciones que se utilizaron en los diagramas de bloques de la rutina de la señal seno y triangular. En la **figura 54** se muestra el diagrama de flujo del proceso que realiza la aplicación

“Generador de señales”, dentro del software.

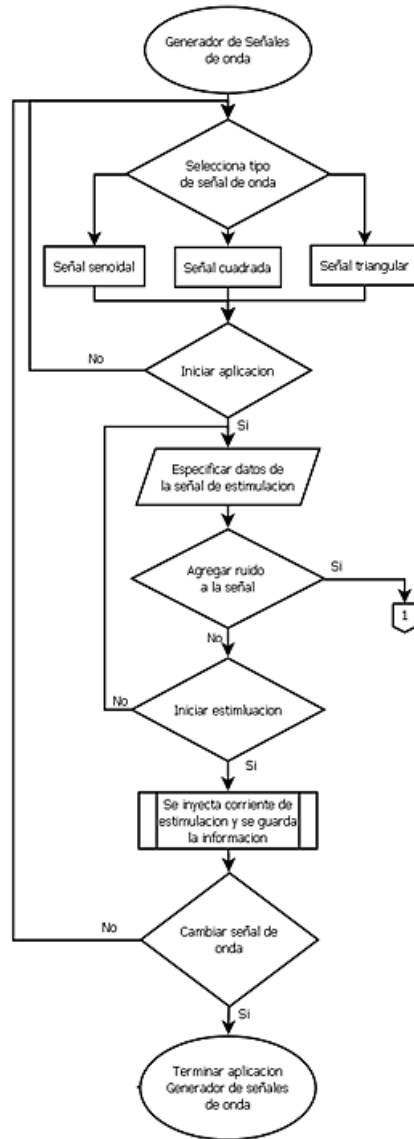


Figura 54. Diagrama de flujo de la aplicación generador de señal.

Ruido

El módulo “ruido” se construyó para estudiar el efecto de estimular con ruido blanco en el sistema vestibular. Se diseñaron 2 tipos de señales de ruido: ruido gaussiano uniforme y ruido blanco uniforme, las cuales son generadas desde el programa de LabVIEW. La señal de ruido gaussiano uniforme, obtenida por la función de “*Gaussian White Noise PtByPt VP*” de LabVIEW, genera una secuencia gaussiana distribuida pseudoaleatoriamente, en base a datos punto por punto para que la señal sea continua, trabajando con una versión modificada del método de Box-Muller y usando el método de congruencia lineal para generar la secuencia.

Dada la densidad de probabilidad, $f(x)$, de la distribución Gaussiana el patrón de ruido Gaussiano es:

$$f(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} e^{\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x}{s}\right)^2\right)}$$

Donde s es el valor de desviación estándar. Los valores esperados, $E(x)$, pueden ser calculados utilizando la fórmula:

$$E(x) = \int_{-\infty}^{\infty} x(f(x))dx$$

La secuencia pseudoaleatoria produce aproximadamente 2^{90} muestras antes de que el patrón se repita. Los valores de semilla, valor inicial, y de desviación estándar pueden ser modificados antes de cada prueba.

La señal de ruido blanco uniforme, obtenida por la función “*Uniform White Noise PtByPt VP*”, genera una secuencia pseudoaleatoria usando una versión modificada del algoritmo de generador de números aleatorios utilizando el método de congruencia lineal de triple semilla.

Dada densidad de probabilidad, $f(x)$, de la distribución aleatoria, entonces:

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{2a} & \text{Si } -a \leq x < \mu \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

Donde a es el valor absoluto de amplitud especificada. Las siguientes ecuaciones definen el valor medio esperado (μ) y el valor de desviación estándar esperada (σ) de la secuencia pseudoaleatoria:

$$\mu = E \{x\} = 0$$

$$\sigma = [E\{(x - \mu)^2\}]^{1/2} = \frac{a}{\sqrt{3}} \approx 0.57735a$$

El módulo permite al usuario elegir el tipo de señal que desea enviar, el ruido blanco uniforme contiene las variables de semilla y de desviación estándar, mientras que el ruido gaussiano uniforme utiliza las variables de semilla y amplitud. En la **figura 55** se muestra en un diagrama de flujo el funcionamiento de la aplicación ruido, dentro del software, para un mejor entendimiento de los procesos que abarca.

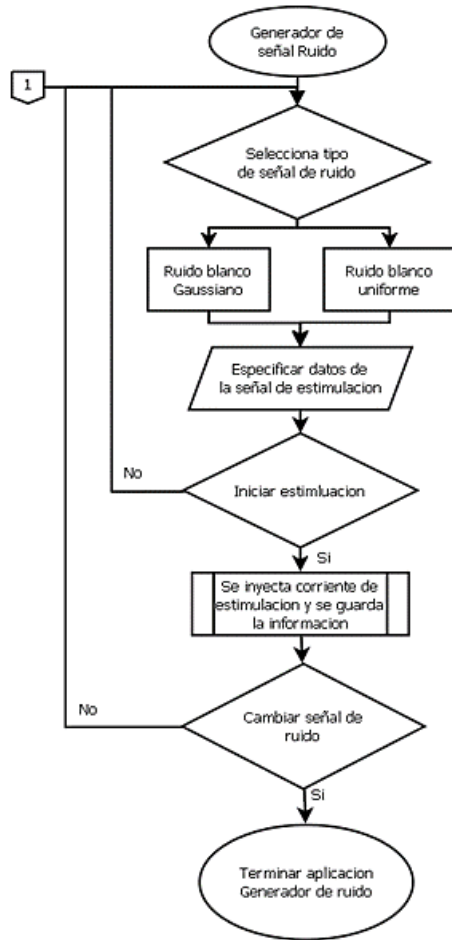


Figura 55. Diagrama de flujo de la aplicación Ruido, la cual muestra su funcionamiento.

Secuencia de instrucciones

Posteriormente se construyó el módulo de secuencia de instrucciones, el módulo utiliza la función de “Index array” de LabVIEW y permite construir secuencias punto por punto de señales de estimulación, estas son diseñadas enteramente por el usuario en una tabla de texto con una secuencia de caracteres ASCII dividiéndose en dos columnas de información, la primera columna asigna el tiempo de estimulación en segundos y en la segunda las magnitudes de corriente de estimulación. De la misma forma se puede adquirir los datos para la tabla desde un archivo de texto con extensión .txt, los datos deben tener la misma estructura de que la tabla para que puedan ejecutarse correctamente. La secuencia de instrucciones es cíclica por lo que se detendrá solo hasta que el usuario lo determine. El diagrama de flujo **figura 56**, describe su funcionamiento.

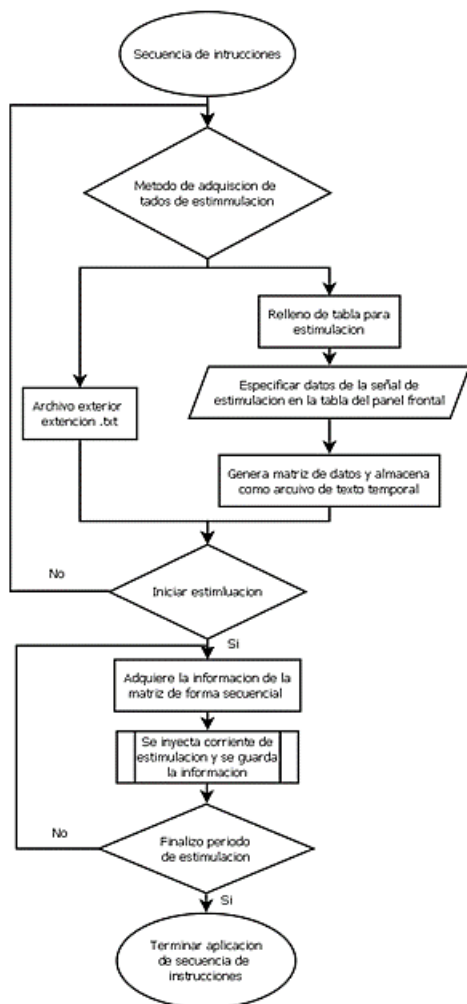


Figura 56. Diagrama de flujo del módulo de secuencia de instrucciones.

Auxiliar vestibular

Las personas con daño vestibular están poco conscientes de las inclinaciones corporales, provocando caídas al tener un desbalance en la postura, con ayuda del sensor inercial se planteó detectar cualquier inclinación excesivamente de la cabeza y en el momento en el que eso suceda se inyecten pequeños pulsos de corriente en las apófisis mastoides para corregir su postura.

Un requisito para el desarrollo de este módulo fue que éste pudiese ser configurado de acuerdo con la posición inicial que se buscaría mantener, una vez que se ejecute el programa, el sistema enviará corriente de estimulación de manera gradual si el sujeto perdía el balance.

Como mecanismo de control se eligió la lógica difusa⁶⁸, debido a que su funcionamiento

⁶⁸ La **lógica difusa** (o lógica borrosa) Este tipo de lógica toma dos valores aleatorios, contextualizados y referidos entre sí. Por ejemplo, una persona que mida dos metros es claramente una persona alta, si previamente se ha tomado

se adapta mejor al mundo real, así como para evitar la complejidad que sería la representación de los diversos sistemas fisiológicos en el cuerpo humano (visual, vestibular y somatosensorial) necesarios para mantener una postura vertical.

Se usó la función “*Fuzzy System Designer*” de LabVIEW para construir las variables iniciales (de entrada y de salida), las funciones de membresía⁶⁹, las reglas y el método de defusificación⁷⁰ para el desarrollo del control difuso. En el anexo H se detalla su construcción.

El desarrollo de lógica difusa requirió entender los cuantificadores difusos⁷¹, que son definidas de acuerdo a la evaluación de cada persona y que son fundamentales para poder desarrollar los conjuntos difusos⁷² así como sus funciones de membresía, a su vez las reglas difusas⁷³ y el método de defusificación (o inferencia difusa)⁷⁴ fueron necesarios para obtener una señal de salida, en función a las variables de entrada, que se usó para inyectar una corriente estimulación, en función a la inclinación de la cabeza del sujeto de pruebas.

Para facilitar la construcción del módulo se consideró que el sujeto tiene un comportamiento similar al de un péndulo invertido (Vega et al., 2016). Durante la construcción de este se usaron como variables de entrada los datos del sensor inercial: los ángulos de Euler (x, y, z), donde se establecieron rangos de -180 a 180 grados debido a límites usuales mover la cabeza. Se asignaron 5 funciones de membresía (o pertenencia) a cada variable de entrada; Pequeña_desviacion_I, Normal y Pequeña_desviacion_D se aplicó la distribución triangular⁷⁵ agrupadas en $\pm 100^\circ$ con rangos de 100° y una media de 50° ubicados uno después de otro;

el valor de persona baja y se ha establecido en un metro. Ambos valores están contextualizados a personas y referidos a una medida métrica lineal.

⁶⁹ Una **función de membresía** de un conjunto nos indica el grado de pertenencia de cada elemento de un universo. Es decir, la función de pertenencia de un conjunto A sobre un universo X será de la forma: $\mu_A: X \rightarrow [0,1]$, donde representa el grado en el que el elemento de X pertenece al conjunto de pertenencia A.

⁷⁰ La **defusificación** es un proceso matemático usado para convertir un conjunto de variables en un número real.

⁷¹ Un **cuantificador difuso**, se usa para medir la cantidad o la proporción de objetos o elementos de acuerdo con la inferencia que uno le proporcione por ejemplo hace mucho calor, no es muy alto, está muy oscuro.

⁷² Un **conjunto difuso** expresa el grado de pertenencia que tiene un elemento en un conjunto. Por tanto, en la función característica de estos conjuntos se tienen valores entre 0 y 1, que denotan el grado de membresía de un elemento en un conjunto dado.

⁷³ Las **reglas difusas** sirven para representar las interacciones y relaciones que existentes entre diferentes variables. Las reglas generalmente son del tipo “Si-entonces” en las que los antecedentes y consecuentes están compuestos por proposiciones difusas en lugar de proposiciones de la lógica clásica.

⁷⁴ El **método de defusificación (o inferencia)** es un proceso en el cual se emplean las reglas de pertenencia y las funciones de membresía para generar un valor numérico representativo de salida de un conjunto difuso.

⁷⁵ La **distribución triangular** es definida por un límite inferior a, un límite superior c, y un valor b tal que $a < b < c$.

Grand_desviacion_I y Grand_desviacion_D, se representaron con funciones trapezoidales⁷⁶ con valores no finitos, siendo ubicadas en los extremos de las funciones de membresía de tal forma en que abarcase de $\pm 50^\circ$ a $\pm 180^\circ$. En la **figura 57** se muestra la representación de cada función de membresía de las variables de entrada.

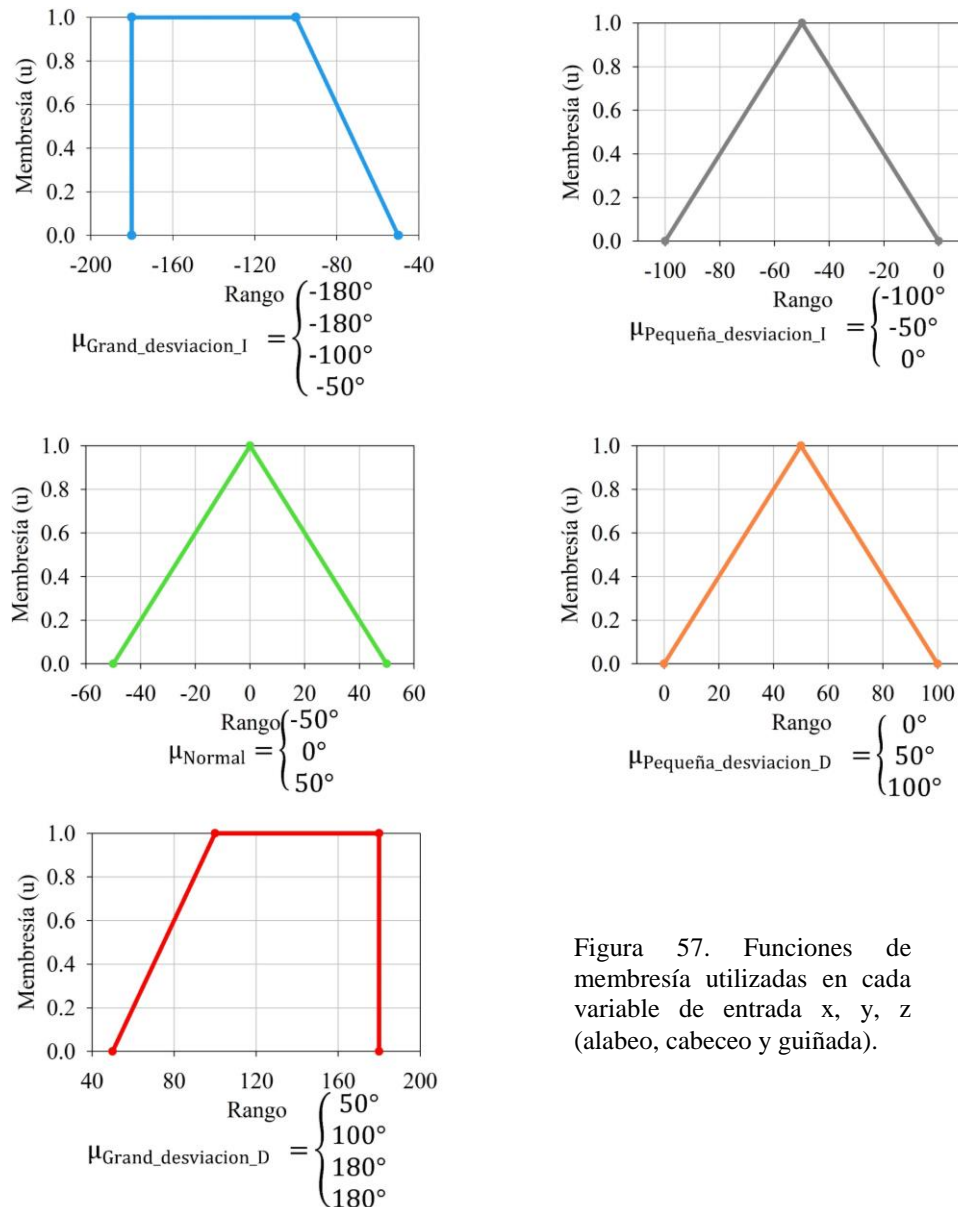


Figura 57. Funciones de membresía utilizadas en cada variable de entrada x, y, z (alabeo, cabeceo y guiñada).

Posteriormente se asignó como variable de salida la señal de salida analógica PWM del

⁷⁶ Las **funciones trapezoidales** están definidas por sus límites inferior a, superior d, y los límites de soporte inferior b y superior c, tal que $a < b < c < d$. Casos especiales de estas funciones trapezoidales son aquéllas en las que algunos parámetros toman valores no finitos.

Arduino, la señal PWM se convertirá en corriente de estimulación se asignaron 5 funciones de membresía; Poca, P_moderada, Moderada, M_moderada y Mas, todas representadas en funciones triangulares con rangos de 64 anchos de pulso, con una media de 32, delimitados en función a la salida analógica PWM de Arduino. La **figura 58** muestra las distribuciones para cada función de membresía.

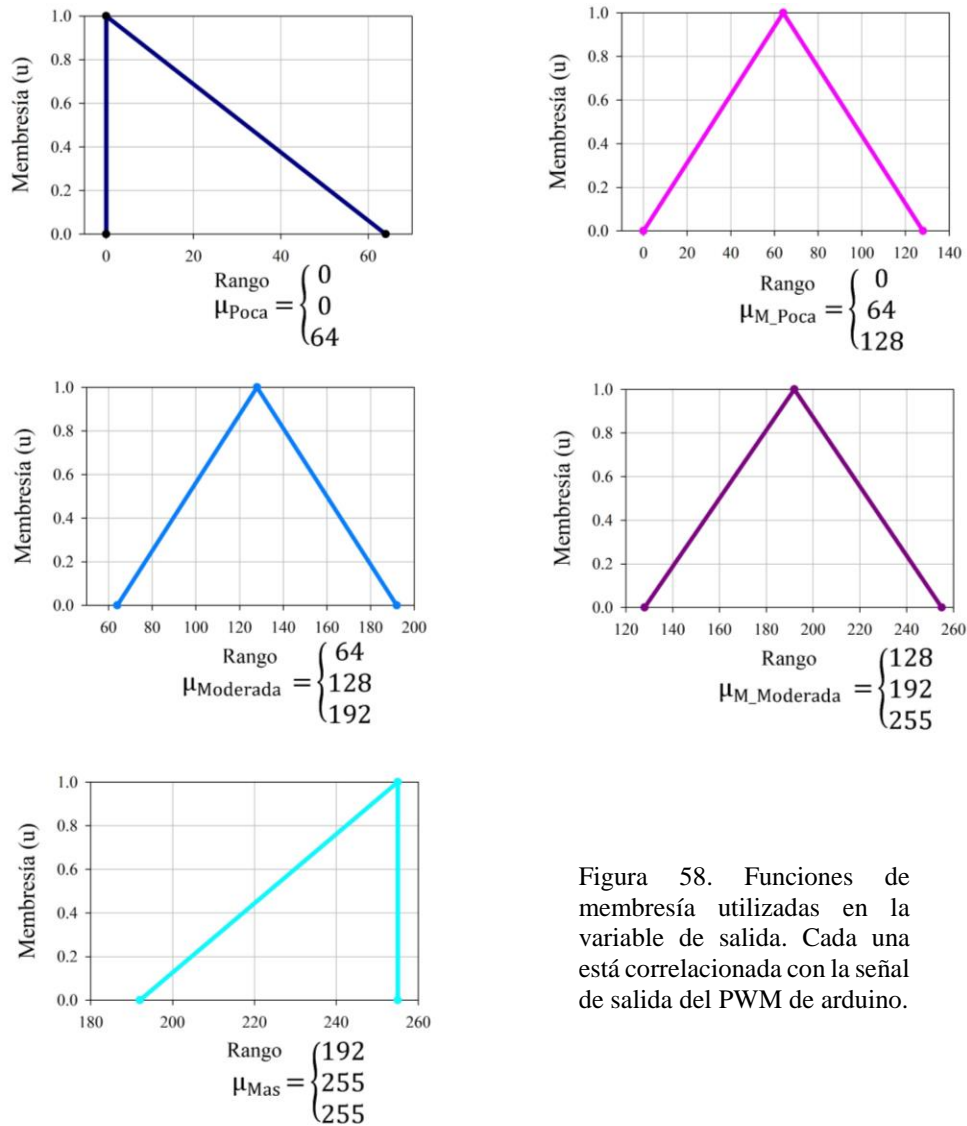


Figura 58. Funciones de membresía utilizadas en la variable de salida. Cada una está correlacionada con la señal de salida del PWM de arduino.

Una vez establecidas las variables de entrada y de salida, así como sus respectivas funciones de membresía, se prosiguió en desarrollar las reglas difusas en un arreglo del tipo “Si Grados X es... y Grados Y es... y Grados Z es... Entonces”. En el anexo H se desglosa con más

detalle las reglas difusas. Por último, como método de defusificación se eligió el método de centro de máximos, con el cual pequeños cambios en las variables de entrada no cambian significativamente los valores de salida. En el método de centro de máximos se determina el grado de membresía del valor de entrada en cada función de membresía para obtener el valor de salida. La siguiente función muestra cómo se obtiene el valor de salida.

$$X_{salida} = \frac{(x_1\mu_1 + x_2\mu_2 + \dots x_n\mu_n)}{(\mu_1 + \mu_2 + \dots \mu_n)}$$

Donde X_n es el valor máximo de cada función de membresía y μ_n es el grado de membresía de la variable de entrada.

Una vez diseñado el sistema difuso se implementó un control de lógica difusa de tipo MISO⁷⁷, para adquirir valores del sensor inercial mediante la función de LabVIEW “NI Fuzzy Logic APP”, y obtener la señal de estimulación correspondiente. La **figura 59** muestra las variables para el control difuso tipo MISO. El módulo permite fijar una posición inicial para se estimular al sujeto de con el objetivo de mantenerlo en dicha posición.

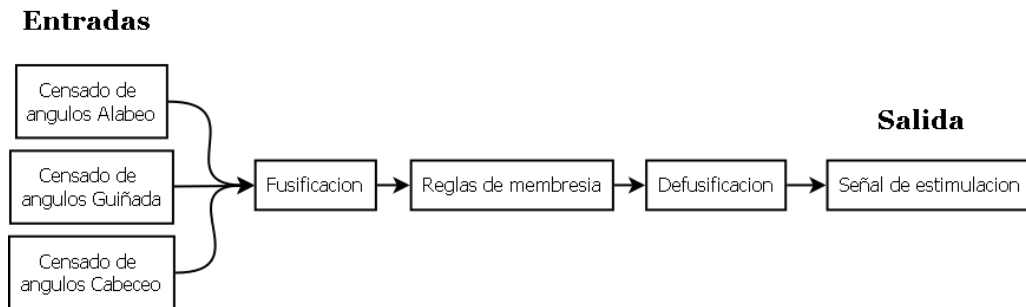


Figura 59. Diagrama del funcionamiento del control de lógica difusa.

Para un mejor ilustrar más cómodamente del funcionamiento del módulo “Auxiliar vestibular” se realizó un diagrama de flujo, **figura 60**, donde se detalla el proceso con el que trabaja.

⁷⁷ MISO acrónimo de *multiple-input single-output*, en español múltiples entradas una salida.



Figura 60. Diagrama de flujo del funcionamiento de la aplicación Auxiliar Vestibular.

ADQUISICIÓN DE DATOS

Se diseñó el último módulo que adquirirá la información del usuario y del sujeto de pruebas, así como los datos del sensor inercial y los del envío de la señal de voltaje.

El módulo de adquisición de datos se realizó con el SubVI “*Write To Measurement File Express*”, el usuario debe incluir una serie de datos relacionados al sujeto, estos datos son almacenados en un archivo tipo “.TDMS”. El archivo se divide en 2 hojas de cálculo, la primera contiene información del sujeto de pruebas (nombre, edad, sexo, peso, altura, patologías vestibulares y medicamentos consumidos) el nombre del usuario o examinador y notas relacionadas al experimento. En la segunda hoja de cálculo se registran en tablas los datos de grabación del sensor inercial (alabeo, cabeceo y guiñada), los datos de estimulación y tiempo de registro.

CAPÍTULO 4. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Una vez terminada la construcción del dispositivo de estimulación se realizaron experimentos usando el dispositivo construido como parte de este proyecto y una unidad de aislación de corriente (305-R, de la compañía *World Precision Instruments*, usada en otros

trabajos de tesis: Pliego, 2014; González, 2017), **figura 61**, para comparar sus resultados y corroborar el óptimo funcionamiento del dispositivo desarrollado.



Figura 61. Dispositivos de estimulación eléctrica usados en los experimentos con sujetos voluntarios. En la izquierda: unidad de aislación de corriente (Mod 305R); y en la derecha: dispositivo de estimulación diseñado en este proyecto.

Las pruebas fueron realizadas en colaboración con estudiantes del Laboratorio de Neurofisiología Sensorial del Instituto de Fisiología; estos experimentos se llevaron a cabo bajo la supervisión del D. C. Enrique Soto. Previo a estas pruebas los sujetos llenaron un consentimiento informado que indicaba, además se llenó un formato de historia clínica con ayuda del M.C. Octavio González. Se siguieron las indicaciones de la Norma Oficial Mexicana (NOM-012-SSA3-2012) que estipula el manejo de seres humanos para investigación. Para las pruebas se presentaron 4 sujetos voluntarios masculinos de entre 26 a 28 años (A, B, C y D). La tabla siguiente muestra información de los sujetos (**tabla 1**).

Sujeto de prueba	Edad (años)	Sexo	Altura (m)	Peso (Kg)	Patologías vestibulares	Medicamentos*
A	29	M	1.80	70	Sin patologías	Sin medicamentos
B	28	M	1.8	75	Sin patologías	Sin medicamentos
C	27	M	1.78	80	Sin patologías	Sin medicamentos
D	26	M	1.62	85	Sin patologías	Sin medicamentos

Tabla 1. Información recogida de los sujetos voluntarios. * Medicamentos ingeridos antes de realizar la prueba de estimulación

Para los experimentos de estimulación se usaron 4 electrodos, dos ánodos (+) y dos cátodos (-), colocados en la periferia auricular de cada oído en un ángulo de 30 y 210 grados con respecto a la horizontal de los ojos, de acuerdo a línea imaginaria de Reid. En la siguiente imagen se muestra la posición de los electrodos, **figura 62**.

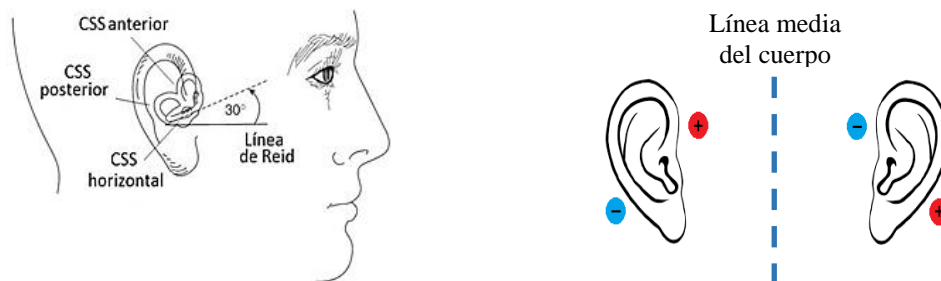


Figura 62. Ubicación de los electrodos de estimulación. La imagen de la izquierda muestra la línea imaginaria de Reids y su localización con respecto al canal semicircular horizontal tomada de Baloh & Kerber (2011). En la imagen de la derecha se ilustra disposición de electrodos para estimular. CSS: canal semicircular.

La posición de los electrodos fue un parámetro establecido por las líneas de investigación del Laboratorio de Neurofisiología. Posteriormente a los sujetos voluntarios, se les colocó el casco con la unidad de medición inercial (3DM-GX3®-15), **figura 63**, para censar el movimiento durante la prueba de cada uno de los dispositivos.



Figura 63. Unidad de medición inercial (3DM-GX3®-15) adherida a un casco para censar el movimiento de la cabeza durante cada experimento de estimulación, con ambos dispositivos de estimulación.

En cada prueba se le pidió al sujeto que se colocara en posición de Romberg (ojos abiertos, espalda recta, brazos cerca del cuerpo, talones juntos y con las puntas de los pies separadas aproximadamente 60°). El test de Romberg es una prueba realizada en neurología clínica, usada comúnmente para valorar la integridad de la vía propioceptiva en nervios periféricos y funciones posturales (García P. & Álvarez S., 2014). Para los experimentos se desarrollaron 2 protocolos de estimulación con una duración de 50 segundos cada uno. Los tiempos dentro de cada protocolo se dividieron de la siguiente manera:

- Protocolo 1. 20 segundos pre-estimulación, 10 segundos de estimulación y 20 segundos post-estimulación.
- Protocolo 2. 20 segundos pre-estimulación, 10 segundos sin estimulación (estimulación falsa) y 20 segundos post-estimulación.

El tiempo entre cada protocolo fue de 10 minutos, se realizó un test con cada

estimulador de corriente usando ambos protocolos.

ANÁLISIS DE DATOS

El análisis de datos de los valores obtenidos de la unidad de medición inercial consistió en comparar dos grupos de etapas, con cada dispositivo de estimulación: las etapas pre-estimulación y estimulación; y las etapas de estimulación y post-estimulación. Los parámetros de las inclinaciones comparados fueron: el promedio, el valor máximo, mínimo, y el rango, de cada una de las pruebas para confirmar la funcionalidad del dispositivo a partir de la hipótesis de que ambos inyectores de corriente generan una inclinación semejante bajo las mismas condiciones de estimulación. Igualmente se verificó si existían diferencias significativas entre las condiciones control y estimulación (EGV) así como las condiciones estimulación y post-estimulación (post EGV); usando la prueba estadística t-pareada⁷⁸ y reportando diferencias significativas cuando los valores de p fueran menores a 0.05 (diferenciando ambos períodos comparados con un asterisco y un signo de gato, respectivamente: (*) control-EGV y (#) EGV y post EGV).

El análisis de los parámetros se realizó mediante un programa diseñado en MATLAB© R2015b (revisar el anexo I para más información), mientras que el análisis estadístico se hizo con el programa SigmaPlot 11.

RESULTADOS

Durante los 50 segundos de grabación se recopilando los datos de inclinación de la cabeza por medio del sensor inercial en cada sujeto de prueba. Se obtuvieron los datos de la inclinación de la cabeza en tres planos: alabeo, cabeceo y guiñada que reflejan las inclinaciones que se generaron durante los experimentos, **figura 64**. Se obtuvieron respuestas de la EGV usando ambos dispositivos de estimulación (aislador de corriente Mod 305-R (WPI) y el dispositivo de estimulación diseñado).

⁷⁸En estadística, una **prueba t pareada** es una prueba de hipótesis de los parámetros de dos poblaciones distribuidas normalmente, es útil para analizar el mismo conjunto de elementos que se midieron bajo dos condiciones diferentes (tratamientos), teniendo en cuenta de que los sujetos fueron sometidos tanto a las condiciones control como a los tratamientos.

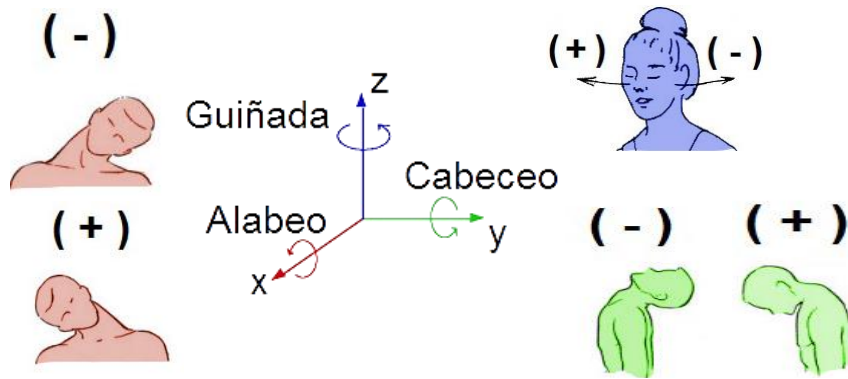


Figura 64. Dirección de referencia de las inclinaciones de la cabeza con respecto a los planos en el espacio. En rojo, valores de inclinaciones en el plano del alabeo, en azul valores en el plano de guiñada y verde en el plano de cabeceo.

SUJETO DE PRUEBA A (GRAFICA REPRESENTATIVA)

Las gráficas que se muestran a continuación corresponden al registro del desplazamiento de la cabeza del sujeto A; se observa un desplazamiento notorio en el plano del alabeo (línea roja), durante la estimulación sostenida durante 10 segundos, **figura 65**.

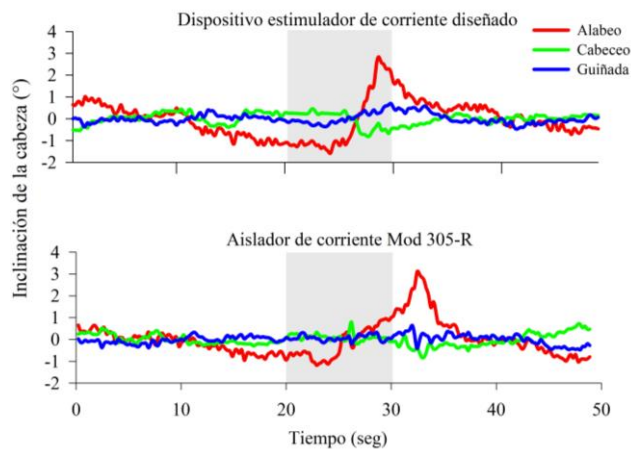


Figura 65. Registros de 50 segundos de la respuesta de un sujeto de estimulación ante la inyección de corriente (cortina gris). El tiempo de estimulación fue de 10 segundos, se observa un componente de inclinación en el plano de la inclinación del alabeo (línea roja) en comparación con el registro de los otros planos.

Elegimos las gráficas correspondientes al sujeto A, debido a que fue en donde se observa principalmente el efecto, en otros sujetos el efecto pudo ser menos notorio debido a diferentes factores como la cantidad de corriente, el grosor de la piel, la sensibilidad, entre otros; sin embargo, se pueden consultar las gráficas de los demás sujetos de prueba en el material complementario.

La **figura 66** se muestra el promedio de las respuestas ante la estimulación eléctrica, para todos los experimentos se usó el arreglo previsto con dos electrodos en la periferia de cada oído (30° y 210° con respecto a la horizontal), y una inyección de corriente de 2 mA.

En la columna de la izquierda corresponden al aislador de corriente Mod 305-R (MOD) y la columna de la derecha muestra la respuesta ante el uso del dispositivo estimulador de corriente que se diseñó (EST).

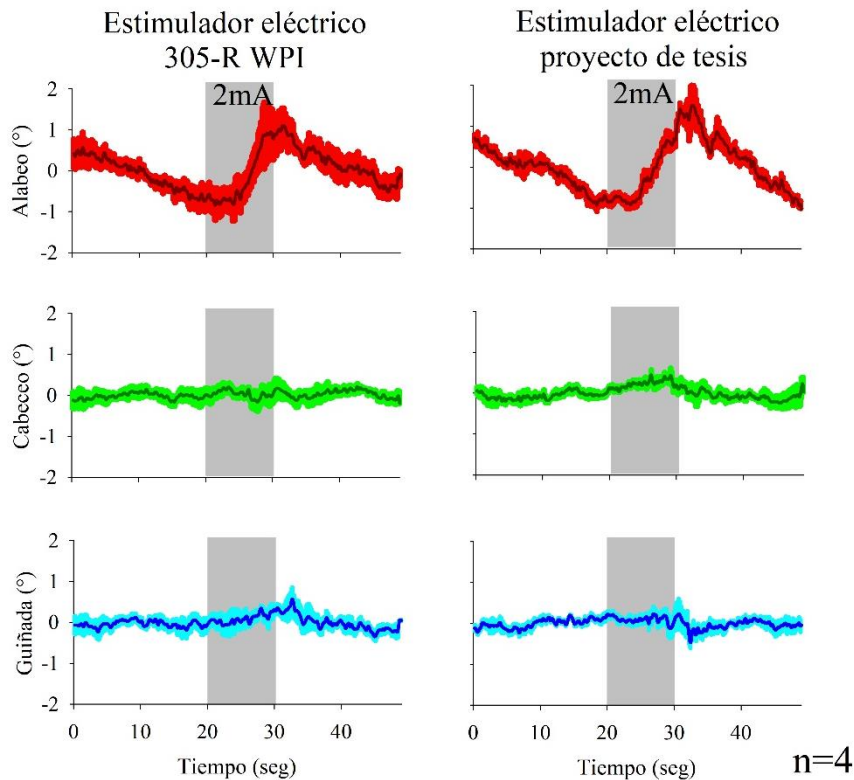


Figura 66. Respuesta de la inclinación de la cabeza de 4 sujetos a la inyección de corriente de 2 mA (cortina en gris). La columna de la izquierda corresponde a la estimulación con el aislador de corriente 305-R (WPI) y la columna de la derecha, la respuesta del estimulador de corriente diseñado en esta tesis. La línea oscura representa la respuesta promedio, y la sombra en claro muestra el error estándar de los 4 registros.

Por último, el análisis de los datos se realizó con un programa diseñado en la plataforma MATLAB, el cual consistió en la obtención del promedio, el valor máximo, el valor mínimo y el rango (diferencia entre valores máximo y mínimo); estos diferentes parámetros se obtuvieron de las tres condiciones experimentales: control, estimulación y post estimulación. En la **tabla 2** se muestra el promedio más menos el error estándar de los parámetros mencionados (n=4) durante el periodo de estimulación.

	Promedio		Máximo		Mínimo		Rango	
	WPI	tesis	WPI	tesis	WPI	tesis	WPI	tesis
Alabeo	-0.27 ± 0.25#	-0.43 ± 0.07#	1.16 ± 0.66	0.8 ± 0.2	-1.07 ± 0.34	-1.09 ± 0.05#	2.23 ± 0.7	1.9 ± 0.16
Cabeceo	0.022 ± 0.06	0.22 ± 0.04*	0.41 ± 0.04	0.68 ± 0.1*	-0.39 ± 0.17	-0.08 ± 0.04*	0.81 ± 0.16	0.77 ± 0.12*
Guiñada	0.01 ± 0.12	0.1 ± 0.09	0.59 ± 0.04	0.41 ± 0.12	-0.43 ± 0.12	-0.3 ± 0.16	1.02 ± 0.08*	0.72 ± 0.14

Tabla 2. Parámetros de los registros con la unidad de medición inercial; se muestran promedios \pm error estándar de los parámetros durante el tiempo de estimulación. Se hicieron comparaciones estadísticas entre los parámetros en dos periodos: entre la condición control y la aplicación de estimulación (valores significativos *) y entre el periodo de estimulación y la post estimulación (valores significativos #), con $p < 0.05$.

El análisis estadístico se realizó comparando las condiciones control-estimulación (se muestra en la tabla anterior se ilustra con *) y estimulación-post estimulación (se muestra en la tabla anterior se ilustra con #), de tal forma que se encontraron diferencias significativas en distintos parámetros estudiados, con el uso de ambos dispositivos, los valores significativos reportados son aquellos cuya $p < 0.05$, usando una prueba t-pareada para medidas repetidas en el tiempo. Se puede mencionar que los valores obtenidos para los parámetros estudiados son muy similares comparando ambas condiciones control (promedios y errores estándar mostrados en la **tabla 2**), lo cual nos indica que bajo las mismas condiciones experimentales se obtienen respuestas similares en magnitud; no se podrían exactamente obtener los mismos valores debido a la propia variabilidad biológica.

CONCLUSIONES DE LA TESIS

La tesis requirió del trabajo en conjunto con los integrantes del laboratorio de Neurofisiología Sensorial en el Instituto de Fisiología de la BUAP, y sin su orientación no se hubiese podido completar. Durante el desarrollo y la construcción del dispositivo de estimulación se requirió profundizar los fundamentos fisiológicos del sistema vestibular, entender como intervienen los sistemas sensoriales del cuerpo humano para lograr el control postural (la capacidad de nuestro cuerpo de asumir diferentes posiciones contra gravedad, estar de pie, mantener la mirada en un objetivo fijo durante los giros de la cabeza, etc.), los efectos fisiológicos que se presentan al inyectar corriente eléctrica sobre un cuerpo humano, el ajuste de la posición de la cabeza en respuesta al movimiento y la gravedad, entre otras

más funciones.

La construcción del dispositivo de estimulación se desarrolló de manera escalonada, integrando procesos a medida que fuesen necesarios (enfocándonos en el funcionamiento requerido y en la seguridad tanto de los sujetos experimentales como de los usuarios), consultando continuamente a los usuarios finales (integrantes del Laboratorio de Neurofisiología Sensorial), de esa forma el software del dispositivo termino adquiriendo varios módulos de estimulación (cálculo de impedancia, generador de señales, ruido, secuencia de instrucciones y auxiliar vestibular) y siendo flexible para futuras modificaciones, de la misma manera el hardware es de fácil sustitución en caso de que se presente algún problema en su funcionamiento o se desee expandir las funciones de la tarjeta de estimulación. Lo mismo sucede con la tarjeta Arduino que funciona como una tarjeta de adquisición de datos, al estar basada en el microcontrolador ATmega328, se puede integrar el microcontrolador al circuito de estimulación y disminuir aún más el tamaño del dispositivo, integrando componentes de montaje superficial.

Para corroborar el funcionamiento del dispositivo final, se realizaron varios experimentos en el laboratorio de Neurofisiología Sensorial. Los resultados que obtuvimos nos demuestran que el dispositivo es funcional y adicionado con la unidad de medición inercial, se obtuvo un instrumento de estimulación óptimo para la investigación básica de los efectos de la estimulación galvánica en el sistema vestibular; esto mediante el censado de la inclinación de la cabeza en tres planos (alabeo, cabeceo y guiñada).

Finalmente, el dispositivo que obtuvimos después del tiempo de trabajo estipulado para esta tesis se demuestra funcional; el cual cuenta con diferentes características (adición de ruido a una señal, uso de diferentes formas de onda, etc.) que aún se pueden estudiar bajo otros diseños experimentales en el laboratorio de Neurofisiología Sensorial.

MATERIAL COMPLEMENTARIO.

PRUEBAS DE ESTIMULACIÓN

A continuación, se muestran las gráficas de las respuestas promedio de la inclinación de la cabeza de tres sujetos experimentales (sujeto B, C, y D; el sujeto A fue presentado en la sección de resultados). Para recapitular, los sujetos fueron estimulados con dos dispositivos: el estimulador comercial (unidad aisladora de corriente Mod 305-R, WPI) y el dispositivo diseñado en este proyecto de investigación. Se estimuló con una corriente de 2 mA con el arreglo de electrodos antes mencionada, el tiempo de estimulación fue de 10 segundos después de no estimular durante 20 segundos (condición control).

SUJETO DE PRUEBA B

Las gráficas del sujeto B, **figura 67**, se observa un desplazamiento en el plano del alabeo (línea roja) durante la estimulación sostenida de 10 segundos, en la gráfica correspondiente al sujeto B, también se observa un componente en el plano de la quiñada correspondiente al estímulo generado con el dispositivo fabricado en la tesis. Se debe de notar que la escala es ligeramente mayor en comparación que las demás gráficas.

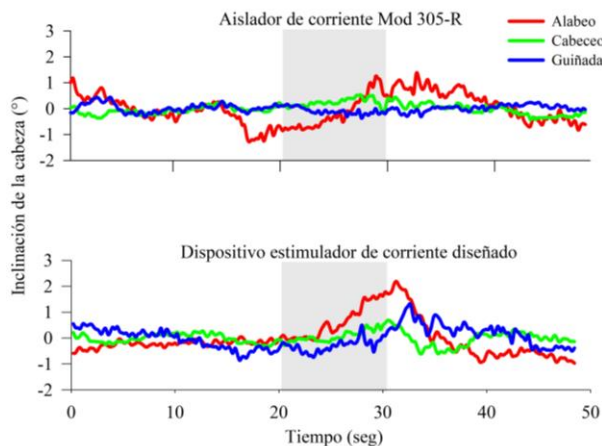


Figura 67. Respuesta de un sujeto de estimulación ante la inyección de corriente (cortina gris). El tiempo de estimulación fue de 10 segundos, se observa un componente en el plano de la inclinación del alabeo con ambos dispositivos; además un componente en el plano de la quiñada con el dispositivo fabricado en este proyecto de tesis.

SUJETO DE PRUEBA C

Las gráficas de las inclinaciones en los tres ejes se muestran en la **figura 68**, inclinación de la cabeza del sujeto de pruebas C, durante las grabaciones (50 segundos: 20 segundos pre-estimulación, 10 segundos estimulación y 20 segundos post estimulación).

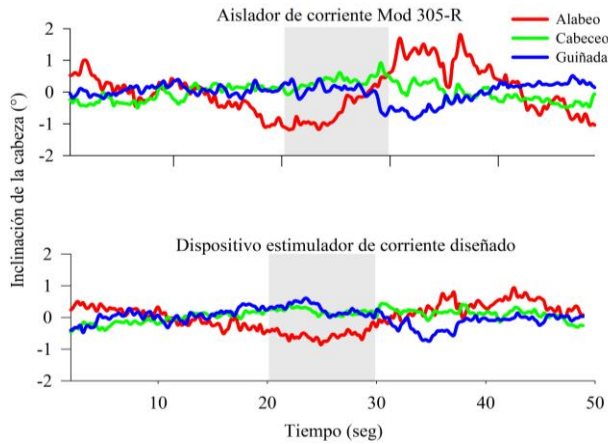


Figura 68. Respuesta de un sujeto de estimulación ante la inyección de corriente (cortina gris, 2 mA). El tiempo de estimulación fue de 10 segundos. En la gráfica correspondiente a la estimulación con la unidad de aislación de corriente se observa la respuesta notoria en el plano del alabeo, sin embargo, no fue notoria con el dispositivo diseñado.

La ausencia de respuesta del sujeto ante el estímulo inyectado con el dispositivo fabricado en la tesis, pudo deberse a varios factores, por ejemplo: que el sujeto haya predicho el momento de la estimulación, sin embargo fue la única respuesta nula observada en los experimentos, todos los demás sujetos tuvieron un comportamiento similar.

SUJETO DE PRUEBA D

Las gráficas del sujeto D, **figura 69**, muestran la inclinación notoria en el plano del alabeo (línea roja) durante la estimulación sostenida de 10 segundos con 2 mA usando ambos estimuladores.

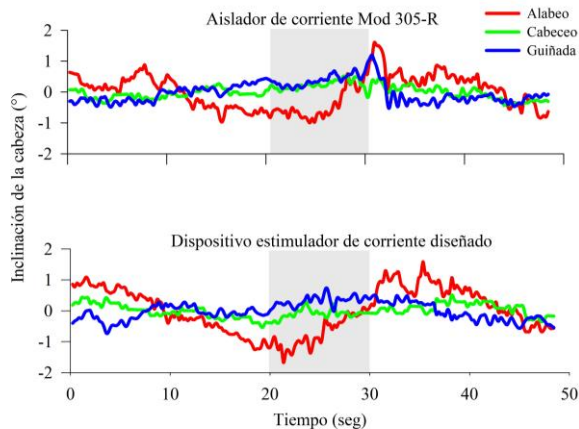


Figura 69. Similarmente a los registros del acelerómetro colocado en el casco es posible observar el componente en el plano del alabeo usando ambos estimuladores (estimulación 10 segundos, 2 mA, cortina gris).

Al igual que los demás experimentos se pudo observar la respuesta del sujeto con inclinación en el plano del alabeo durante el periodo de estimulación (cortina en gris).

MANUAL DE USUARIO

El sistema se construyó para generar, registrar, analizar y presentar datos de

protocolos de estimulación realizados en sujetos de prueba humanos. Su correcto uso requiere del software “Sistema para el estudio del equilibrio en humanos”, la placa de estimulación y el acelerómetro, siendo este último opcional, pero se recomienda su integración en las pruebas que se realicen. El desarrollo del sistema se realizó de manera conjunta con integrantes del Instituto de Fisiología, teniendo constantes revisiones en torno a las diferentes características que debía contener el software y el hardware de forma en que estos facilitaran su trabajo de investigación. Es relativamente fácil aprender a usar el sistema, pero se asume que el usuario estará familiarizado con los términos y conceptos fisiológicos presentados.

COMPONENTES DEL SISTEMA

El sistema cuenta con un sensor inercial que se colocó en un casco para permitir la captura de los movimientos de la cabeza del sujeto de pruebas, una tarjeta de adquisición de Arduino que esta acoplada a una placa, dentro de una caja, que convierte las señales de voltaje recibidas por Arduino en corriente de estimulación y que se alimenta de 2 pilas de 9v **figura 70.**

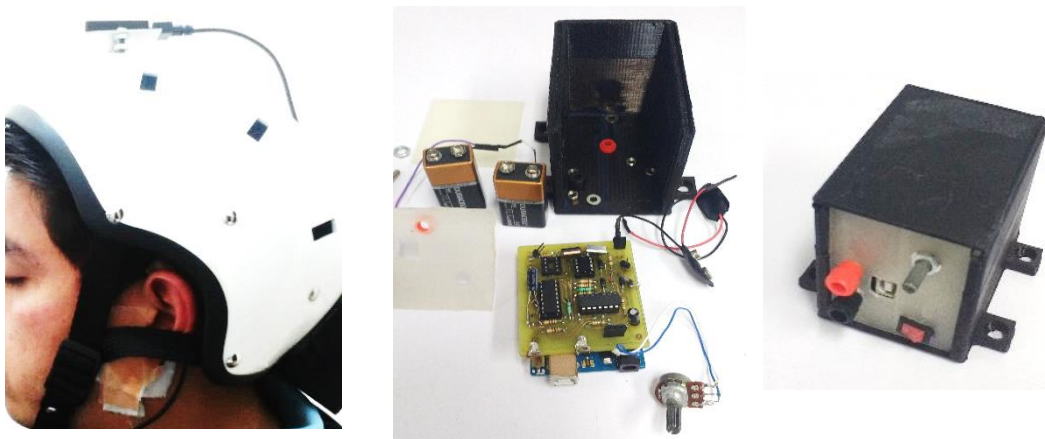


Figura 70. Componentes físicos con los que trabaja el sistema de estimulación. Izquierda, casco y sensor inercial. Centro, tarjeta Arduino acoplada a la placa que se construyó junto con 2 pilas de 9 volts. Derecha, caja con la que se protegen los componentes y que contiene las salidas para la computadora y para los electrodos de estimulación.

El software “Sistema para el estudio del equilibrio en humanos”, desarrollado en la plataforma de LabVIEW, permite la transferencia de datos de la computadora la tarjeta Arduino y el sensor inercial **figura 71.**

SEEH

(SISTEMA PARA EL ESTUDIO DEL EQUILIBRIO EN HUMANOS)

The screenshot shows the SEEH software interface. On the left, there are input fields for patient information: 'Nombre del Sujeto', 'Edad', 'Sexo', 'Estatura', and 'Peso'. Below these are text areas for 'Patologías vestibulares', 'Medicamentos', 'Otras observaciones', and 'Nombre del examinador'. At the bottom left is a 'Guardar Datos' button with a file path. On the right, there are configuration options for 'Puerto arduino' (COM4), 'Puerto acelerometro' (COM3), and 'Tipo de conexión de arduino' (USB / Serial). Below this is a section titled 'CALCULAR IMPEDANCIA PACIENTE' with options for 'Tipo de Prueba' (Manual), 'Envía de señal' (ON), 'Polaridad' (positiva), and 'Z del paciente'. There are also buttons for 'PARO DE EMERGENCIA' and 'ADQUISICIÓN DE DATOS' at the bottom.

Figura 71. Primera pestaña del Programa Sistema para el estudio del equilibrio en humanos

REQUERIMIENTOS TÉCNICOS DEL SISTEMA

Se recomienda que la computadora asignada para usarse con el “Sistema para el estudio del equilibrio en humanos” satisfaga los siguientes requisitos para poder instalar el software.

CPU	Intel Core 2 Duo, 2,26 GHz
RAM	256 MB
Espacio disponible en disco	200 MB
Sistema operativo	Windows 7, Windows 8, Windows 8.1, Windows 10

INSTALACIÓN Y CONFIGURACIÓN DEL DISPOSITIVO

Para la ejecución correcta es necesario tener instalados los programas.

- Ni Labview 2014 o superior
- Arduino 1.6.4 o superior
- MicroStrain monitor 3.2

Estos se encuentran disponibles en sus respectivas páginas web junto con los pasos correspondientes para su instalación.

La instalación del programa requiere ejecutar la aplicación “Setup” que se encuentra en el archivo winrar “ProgramaEstimulación”, una vez realizado la operación se desplegará un panel para la instalación del programa que al finalizar mostrará el ejecutable en la misma carpeta donde se aloja el archivo winrar.

DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SOFTWARE

El programa está compuesto por una pantalla principal, una pantalla secundaria y varios subpaneles. Al ejecutar el programa se despliega la pantalla principal que muestra varios recuadros **figura 71**. En el primero se agrega la información personal del sujeto de pruebas así como el nombre de la persona que realiza el experimento, el siguiente recuadro se agrega la liga de la carpeta en donde se almacenarán los datos adquiridos del desarrollo completo de la prueba, adjunto al primer recuadro se eligen las especificaciones técnicas con las que se trabaja, nombres de los puertos que utilizan los dispositivos de Arduino UNO y el sensor inercial 3DM-GX3-15, así como si este último será usado o no, si esta activada la opción se debe proceder a elegir el tipo de adquisición de datos que se realizara (Ángulos Euler o aceleración y velocidad angular). La **figura 72** muestra con más detalle las opciones anteriormente explicadas.

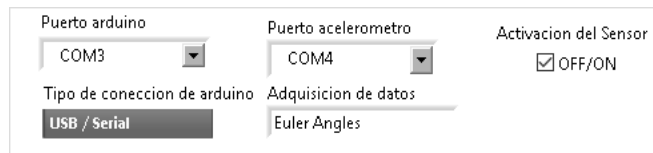


Figura 72. Recuadro para la caracterización de los dispositivos del sistema de estimulación

El usuario debe llenar completamente la información para que las pruebas de estimulación se realicen de manera adecuada. En la parte inferior del recuadro de caracterización de los dispositivos se encuentra un recuadro para calcular la impedancia de cada sujeto, **figura 73**. En la prueba de cálculo de impedancia se requiere que el sujeto de pruebas se coloque los electrodos y posteriormente se coloque el casco sobre la cabeza, se recomienda que el sujeto de pruebas se mantenga sentado durante el procedimiento.

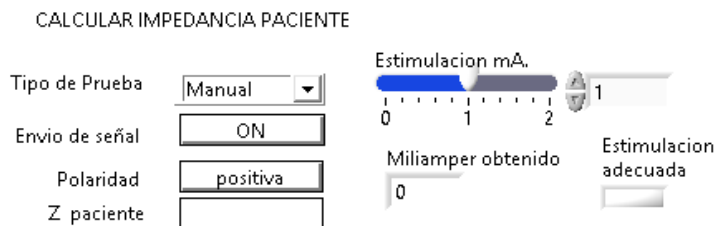


Figura 73. Recuadro de cálculo de impedancia. Algunas opciones se desactivan de acuerdo al tipo de prueba que se seleccione.

Una vez colocado el casco y los electrodos se procede a establecer la cantidad de corriente que se desee inyectar al sujeto voluntario, en el recuadro “Estimulación deseada”, después se inyecta la corriente con la opción “On”, de la opción de envió de señal, por ultimo con ayuda de un osciloscopio se observa la cantidad de corriente que pasa por el sujeto y el

propio examinador varia de forma manual la cantidad de corriente que se le suministra, con ayuda de un potenciómetro digital, hasta que coincida con la señal de entrada con la salida.

La sección cálculo de impedancia es necesaria ya que se ajusta la resistencia variable para inyectar la corriente deseada sin poner en riesgo al sujeto de pruebas. El envío de corriente cesa al momento de activar el botón de paro de emergencia o el botón para empezar a adquirir los datos del sensor inercial, con el botón “Adquisición de datos”.

Pantalla secundaria

Al activar el botón “Adquisición de datos” se cambia de ventana de trabajo e inicia la adquisición de datos del sensor inercial, en caso de que esta activada la opción. La segunda ventana, **figura 74**, consta de varias gráficas que funcionan de acuerdo al tipo de adquisición que se realice (Ángulos de Euler o Aceleración y Velocidad Angular), además contiene una lista desplegable para elegir el tipo de pruebas que se desee aplicar al sujeto (Generador de señales, Auxiliar vestibular, Ruido o Instrucciones), un botón termino de prueba y un botón de paro de emergencia.

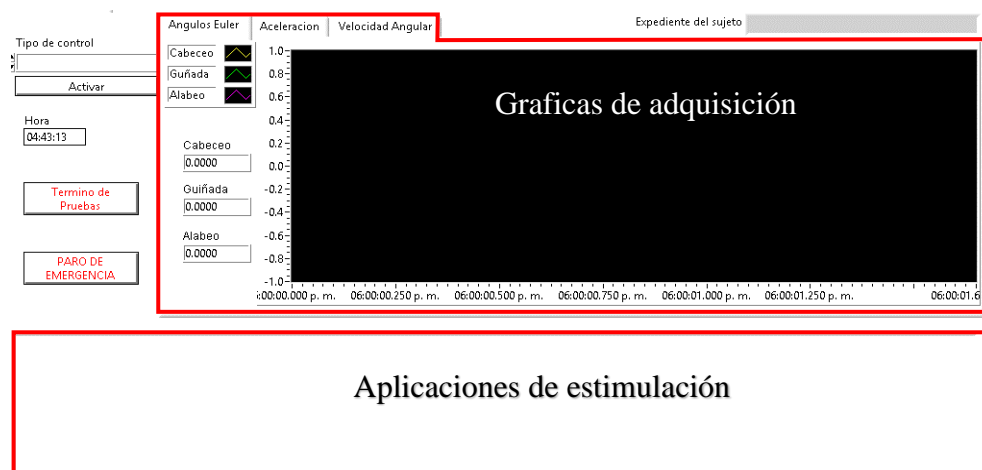


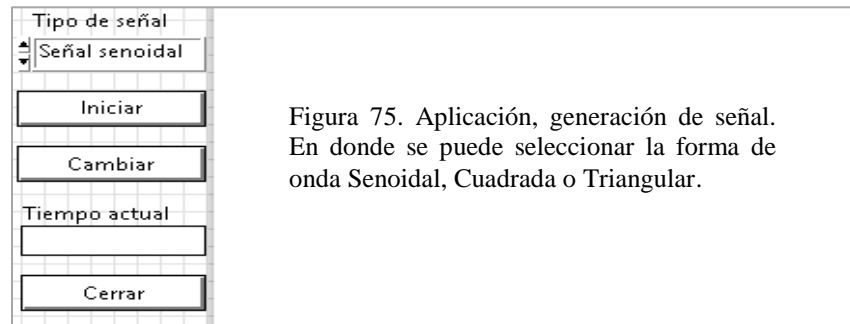
Figura 74. Segunda pestaña del programa SEEH en donde el examinador puede observar los datos de adquisición adquiridos por el sensor inercial, esto mediante una gráfica en tiempo real, así como realizar diferentes tipos de pruebas de estimulación.

Módulos de estimulación

Cuando se selecciona la opción de tipo de prueba que se desee realizar aparecerá una nueva ventana en la parte inferior del programa, los módulos con las que cuenta el programa son: Generador de señal, Auxiliar vestibular, Ruido e Instrucciones.

La aplicación de “Generación de señal”, **figura 75**, muestra las opciones iniciar,

cambiar, cerrar y una lista desplegable en donde se podrá elegir entre 3 tipos de señal de estimulación: señal senoidal, señal cuadrada y señal triangular.



La pantalla correspondiente a una señal senoidal, **figura 76**, cuenta con las variables de frecuencia, phase, Amplitud p.p. de la señal en mA, tiempo de espera antes la aplicación y tiempo de estimulación.

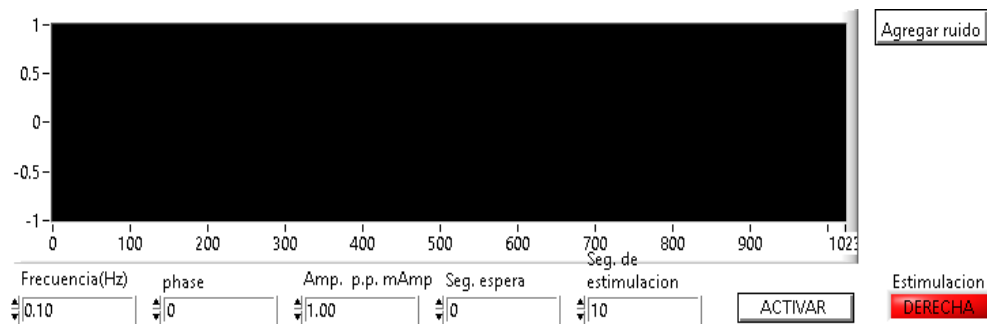


Figura 76. Panel frontal del generador de señal senoidal.

La señal triangular, **figura 77**, cuenta con las variables de frecuencia, phase, Amplitud p.p. de la señal en mA, tiempo de espera antes de ejecutar la aplicación y tiempo de estimulación.

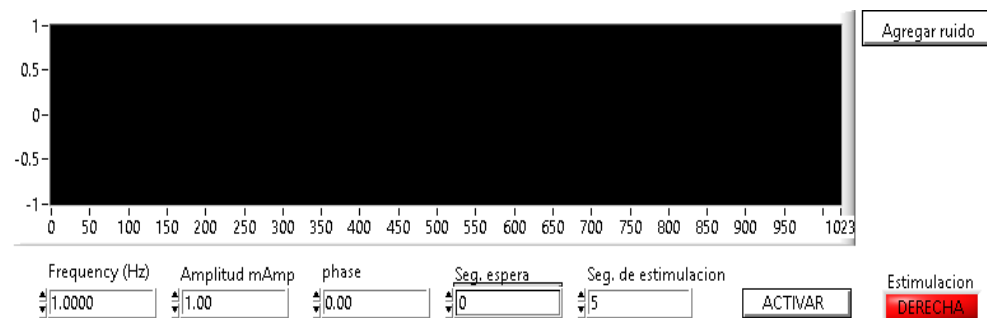


Figura 77. Panel frontal del generador de señal triangular.

La pantalla correspondiente a una señal cuadrada, **figura 78**, puede modificar las variables de frecuencia, phase, Amplitud p.p. de la señal en mA, ciclo útil, tiempo de espera antes de ejecutar la aplicación y tiempo de estimulación.

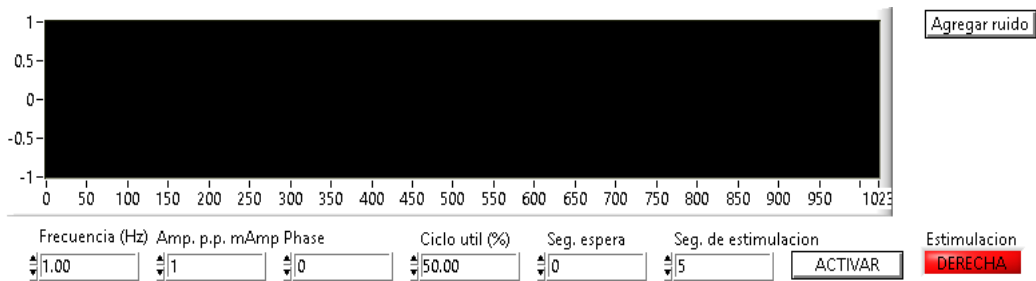


Figura 78. Panel frontal del generador de señal cuadrada.

La aplicación “Ruido” contiene 2 tipos de señales de ruido, ruido gaussiano uniforme y ruido blanco uniforme, **figura 79**. La señal de ruido gaussiano uniforme utiliza una versión modificada del método de Box-Müller utilizando el método de congruencia lineal para generar la secuencia. La señal de ruido blanco uniforme genera una secuencia pseudoaleatoria usando una versión modificada del algoritmo de generador de números aleatorios utilizando el método de congruencia lineal.

La aplicación cuenta con un botón para Activar/desactivar, dos temporizadores (para la activación y duración de la estimulación), una lista desplegable (para seleccionar el tipo de señal que desea inyectar), ruido blanco uniforme (con las variables de semilla o desviación estándar) o ruido gaussiano uniforme (con las variables de semilla o Amplitud).

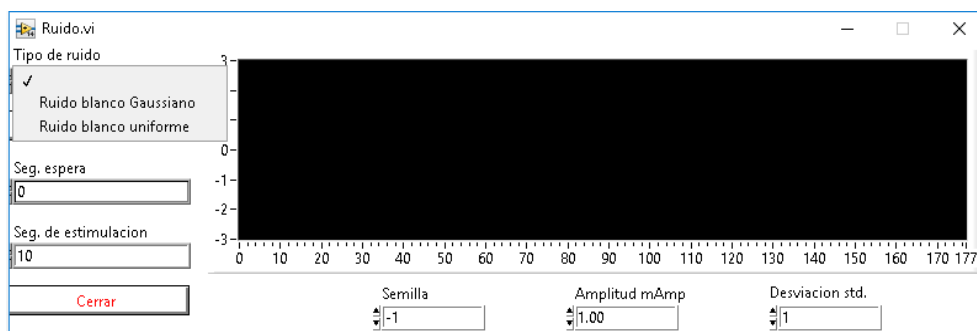


Figura 79. Panel frontal de la aplicación Ruido.

La aplicación “Secuencia de instrucciones”, **figura 80**, cuenta con una tabla, ubicada en el panel principal, contiene dos columnas; la primera corresponde al tiempo (segundos); y la segunda a la cantidad de estimulación (miliamperios). Los datos son almacenados en un archivo temporal (.txt), de igual forma pueden ser adquiridos exteriormente desde un archivo de texto tipo (.txt), los datos deben tener la misma estructura que de la tabla. La información es enviada secuencialmente a la tarjeta Arduino con la información de la polaridad, la magnitud, y el tiempo de la señal de estimulación.



Figura 80. Panel frontal de la aplicación Instrucciones.

La aplicación “auxiliar vestibular”, **figura 81**, contiene las opciones de fijar posición e inicio de estimulación. Una vez que se active inicio de estimulación el dispositivo enviara corriente de estimulación al sujeto voluntario cuando se mueve de su posición inicial. Las variables que puede modificar el usuario son: segundos de espera y segundos de estimulación. La aplicación cuenta, además, con una gráfica que muestra la corriente de estimulación inyectada.

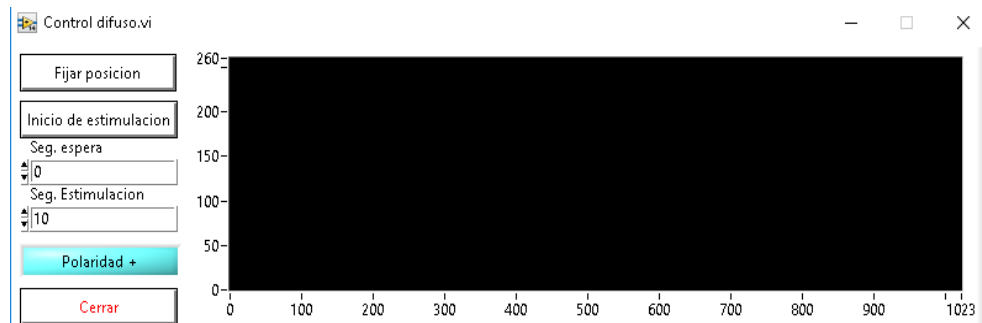


Figura 81. Panel frontal de la aplicación auxiliar vestibular

Datos de pruebas

Al terminar las pruebas el programa se guardan 3 archivos con extensión .txt, .tdms, y .tdms_index. El archivo con extensión. tdms puede ser abierto con el programa Excel, contiene 2 hojas de cálculo, la primera con información del sujeto así como datos sobre el programa, y la segunda hoja de cálculo se registra la adquisición de datos del sensor (divididos en señal x, señal y, señal z) y los valores de estimulación durante la prueba.

MANTENIMIENTO

El principal mantenimiento que se le debe realizar al sistema es el cambio de baterías. Se debe retirar la tapa lateral de la caja, **figura 82**, y hacer el cambio correspondiente con

baterías de 9 v. Se recomienda que el cambio se realice cada 10 pruebas de estimulación aproximadamente.

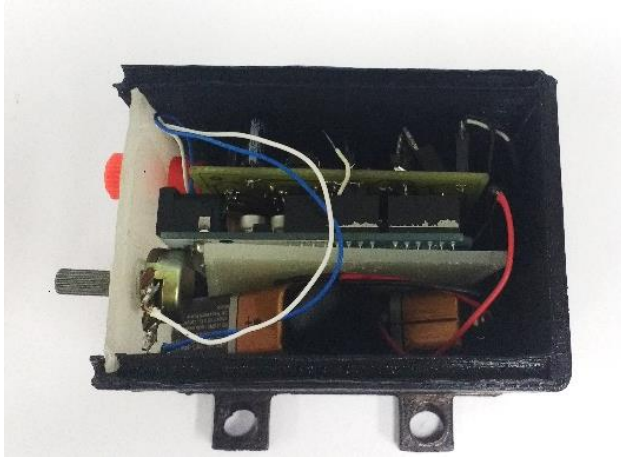


Figura 82. Vista lateral de la caja del sistema una vez retirada la tapa. Las pilas se ubican en la parte inferior a la placa Arduino y la tarjeta de estimulación.

REFERENCIAS

- Agrawal, Y., Carey, J. P., Della Santina, C. C., Schubert, M. C., & Minor, L. B. (2009). Disorders of balance and vestibular function in us adults: Data from the national health and nutrition examination survey, 2001-2004. *Archives of Internal Medicine*, 938-944.
- Angelaki, D., & Dickman, J. D. (2016). *The Vestibular System*. Obtenido de nobaproject: <http://nobaproject.com/modules/the-vestibular-system#content>
- Arduino. (2016). *ARDUINO & GENUINO PRODUCTS*. Recuperado el 21 de 04 de 2015, de Arduino UNO & Genuino UNO: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- Baloh R. Kerber K. (2011). Capítulo 1, Overview of Vestibular Anatomy and Physiology. En *Clinical Neurophysiology of the vestibular system*, cuarta edición, 3-24
- Chatterjee, I., Ding, W., & Gandhi, P. (1986). Human body impedance and threshold currents for perception and pain for contact hazard analysis in the VLF-MF band. *Biomedical Engineering, IEEE*, 486-494.
- Coulter, G. R., & V. G. (9 de June de 2008). The Effects of Space Flight on the Human Vestibular System. Obtenido de Weboflife.Nasa.Com: <http://weboflife.nasa.gov/learningResources/vestibularbrief.htm>
- Cullen, K., & Sadeghi, S. (2008). *Vestibular system*. Obtenido de scholarpedia: http://www.scholarpedia.org/article/Vestibular_system
- Daniel, M. (abril de 2003). Escuela Universitaria de Música. Obtenido de Sistema auditivo periférico: <http://www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sap.html>
- Day, B. L., Cauquil, A. S., Bartolomei, L., Pastor, M. A., & Lyon, I. N. (1997). Human body - segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism. *The Journal of Physiology*, 661-672.
- Fife, T. D. (2009). Overview of anatomy and physiology of the vestibular system. En D. S. S. D. Z. Eggers, *Vertigo and Imbalance: Clinical Neurophysiology of the Vestibular System* (págs. 5-16). Elsevier Science Ltd.
- Fitzpatrick, R. C., & Day, B. L. (2004). Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of Applied Physiology*.
- Fitzpatrick, R., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1994). Task - dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *The Journal of physiology*, 363-372.
- Gabarda, L. P. (1993). NTP: 400 Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo. España.
- García P., C., & Álvarez S., G. A. (Enero-Febrero de 2014). La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg. *Mex Neuroci*, 31-35.
- González Petlalcalco Octavio. (2017). Efecto de la Estimulación Galvánica Vestibular en parámetros fisiológicos para el diseño de un auxiliar vestibular. Tesis de maestría. Maestría en Ciencias Fisiológicas. Instituto de Fisiología. BUAP
- Hain, T. C., & Helminski, J. (2014). Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System. En S. J. Herdman, & C. R. A., *Vestibular rehabilitation* (págs. 2-19). F. A. Davis Company.
- Hall, J. E. (2011). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Elsevier Health Sciences.
- Hanson, J. D. (2009). Galvanic Vestibular Stimulation Applied to Flight Training.
- Intel®. (24 de 03 de 2015). *software.intel.com*. Obtenido de <https://software.intel.com/es-es/articulos/la-tecnolog-a-intel-realsense>
- Kandel, E. R. (2012). The Vestibular System. En J. H. E. R. Kandel, *Principles of Neural Science, Fifth Edition* (págs. 917-933). McGraw-Hill Education / Medical.
- Maggiolo, D. (Abril de 2003). *Escuela Universitaria de Música*. Obtenido de Sistema auditivo periférico: <http://www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sap.html>
- Micromedical Technologies. (2016). Obtenido de micromedical: <http://www.micromedical.com/Products/VisualEyes-VNG>
- MicroStrain Inc. (2012). *3DM-GX3®-15, 3DM-GX3®-25 MIP Data Communications Protocol*.

- United States of America.
- MicroStrain® Inertial Sensors. (2016). *3DM-GX3® -15*. Obtenido de Inertial: <http://www.microstrain.com/inertial/3dm-gx3-15>
- National Instruments. (2016). *Introducción a LabVIEW*. Obtenido de Fundamentos del Entorno de LabVIEW: <http://www.ni.com/getting-started/labview-basics/esa/environment#ControlsPalette>
- Pliego, A. (2014). Factibilidad del uso de estimulación galvánica en un auxiliar vestibular con base en resultados de estabilometría. Tesis de maestría. Instituto de Fisiología BUAP, 109
- NOM-012-SSA3-2012. (2013). Norma Oficial Mexicana NOM-012-SSA3-2012, Que establece los criterios para la ejecución de proyectos para la salud en seres humanos. *Diario Oficial de la Federación*.
- Petrocci E. K., C. S. (2011). *La medición del control postural con estabilometría, una revisión documental*. Bogotá, Colombia.
- Prausnitz, R. M. (1996). The effects of electric current applied to skin: A review for transdermal drug delivery. *ELSEVIER*, 395-425.
- Rayo, A. d., Galicia, S., & Ollyni, G. (2001). *EL SISTEMA VESTIBULAR: ASPECTOS*. Obtenido de Temas Selectos de Neurociencias II: <http://www.fisio.buap.mx/online/neurociencias2001.html>
- Renasas. (20 de July de 2009). X9C102, X9C103, X9C104, X9C503 Digitally Controlled Potentiometer (XDCP™). *DATASHEET*. Obtenido de X9C102, X9C103, X9C104, X9C503 .
- Rossel, J., Colominas, J., Rui, P., Pallas-areny, R., & Webster, J. G. (1998). Skin Impedance From 1 Hz to 1 MHz. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 649-651.
- Soto, E., Budelli, R., & Holmgren, B. (1998). Sistema vestibular. En E. J.-M. Muñoz-Martínez, *Fisiología. Células, órganos y sistemas* (págs. 173-183).
- Soto, E., Vega, R., Alexandrova, T., Alexandrov, V., Reyes, M., Pliego, A., Wuiyevaldo, G. (2014). Vestibular prosthesis. Issued by the Patent Office of the United States. Patent. No. 8,855,774 B2.
- Stolbkov, Y., Tomilovskaya, E., Kozlovskaya, I., Gerasimenko I. (2014). Galvanic vestibular stimulation in physiological and clinical studies in recent years. *Uspekhi Fiziologicheskikh Nauk*, 45 (2), 57-76.
- Utz, K. S., Dimova, V., Oppenländer, K., & Kerkhoff, G. (2010). Electrified minds: Transcranial direct current stimulation (tDCS) and Galvanic Vestibular Stimulation (GVS) as methods of non-invasive brain stimulation in neuropsychology—A review of current data and future implications. *Neuropsychologia*, 2789–2810.
- Van Boxtel, A. (1977). Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10 mA. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 15(6), 679-687.
- Vega, R., Soto, E., Pliego, A., Alexandrov, V., Alexandrova, T. (2016). Dispositivo para la estabilización de la postura en microgravedad. En *Medicina espacial*. Academia Nacional de Medicina de México, 119-35.
- Vestibular Disorders Association. (2017). Vestibular Disorders Association. Obtenido de About Vestibular Disorders: <http://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder>.
- Wardman, D. L., Taylor, L. J., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing. *The Journal of physiology*(551(3)), 1033-1042.
- Wikipedia, c. d. (10 de 2 de 2016). *Arduino*. (L. e. Wikipedia, Editor) Obtenido de <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Arduino&oldid=88049274>
- Young L. R. (1974). Role of the vestibular system in posture and movement. En: *Medical Physiology* 13th ed., Mosby Company. 704-720.

ANEXOS

ANEXO A. ENVÍO Y RECEPCIÓN DE PAQUETES DEL SENSOR INERCIAL 3DM-GX3®-15.

El protocolo de comunicación MIP del sensor inercial 3DM-GX3®-15, fue diseñado específicamente para productos de la empresa MicroStrain, la transferencia de datos está basado en envío y recepción de paquetes de datos de tipo IMU/AHRS⁷⁹. Todos los comandos, respuestas y datos, se envían y se reciben como campos en paquetes de mensajes. Los paquetes tienen un campo de tipo descriptor, basado en su contenido, por lo que es fácil de identificar si un paquete contiene comandos (cmd), respuestas, o datos. Para esto la programación del dispositivo configura los mensajes de datos y las velocidades de transmisiones de datos. La configuración es seguida por una etapa de flujo de datos, donde el programa inicia el flujo de paquetes de datos entrante. En la **figura 83** se muestra el diagrama de comunicación entre el sensor y la computadora.

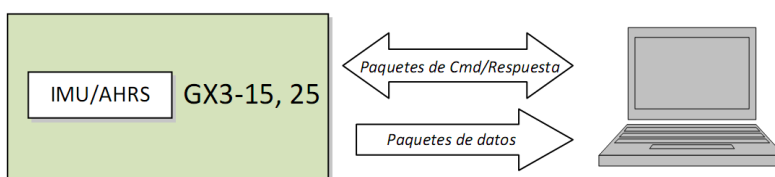


Figura 83. Diagrama del protocolo de comunicación entre el sensor y la computadora. Imagen obtenida y editada de (MicroStrain Inc., 2012)

El proceso mediante el cual el protocolo MIP genera una estructura de paquetes que contiene un encabezado, una carga útil de paquete y de una suma de comprobación.

El paquete siempre comienza, con el encabezado, siendo una secuencia de inicio de paquete "ue" (0x75, 0x65). El byte "Byte set descriptor", en el encabezado, especifica qué comando o conjunto de datos está contenido en los campos del paquete. El byte "Carga útil de bytes" especifica la suma de todos los bytes de longitud de campo en la sección de carga útil. En la **figura 84** se detalla la función, de cada byte, del encabezado del paquete de mensaje.

⁷⁹ **IMU/AHRS** acrónimo de Inertial Measurement/Attitude and Heading Reference System, en español Medición Inercial / sistemas de referencia de actitud y rumbo, son sensores tridimensionales que proporcionan información acerca de los 3 ejes de una aeronave (alabeo, guiñada y cabeceo).

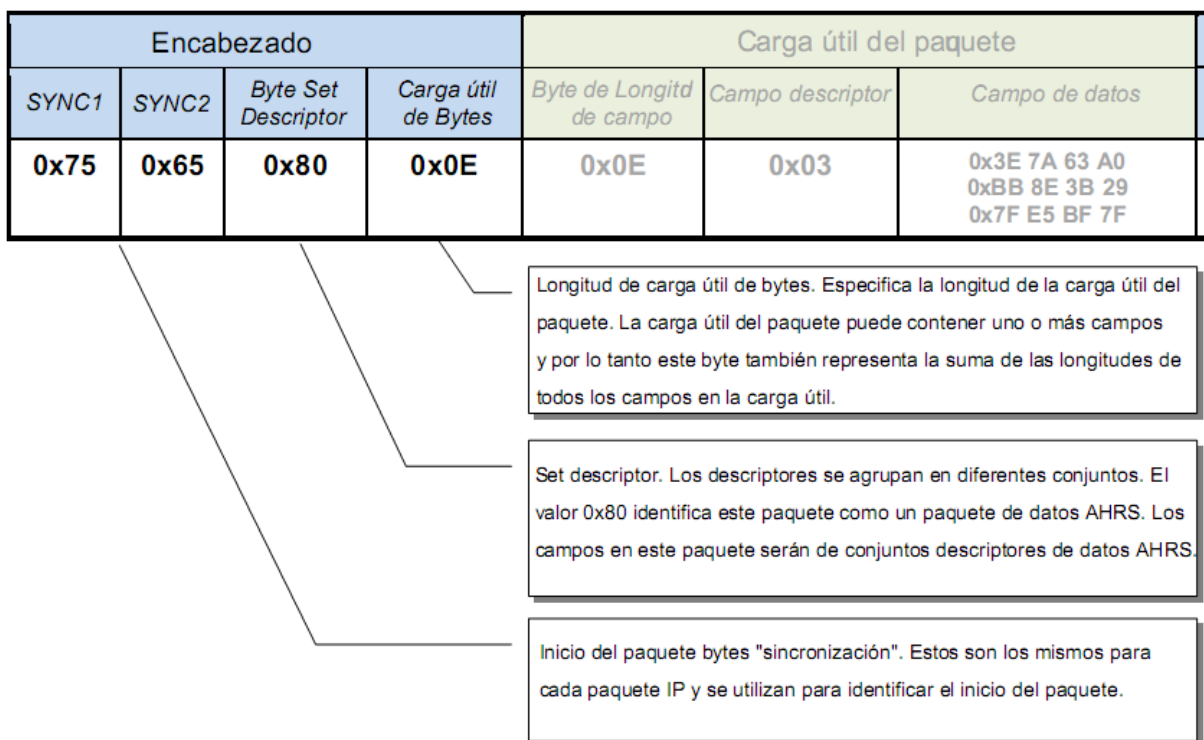


Figura 84. Referencia a la estructura general de los paquetes, donde se describe el funcionamiento y el arreglo del encabezado. Imagen tomada y editada de (MicroStrain Inc., 2012)

En la parte central, del paquete, se encuentra la sección de datos que contiene la “carga útil del paquete”. La sección de “carga útil del paquete” puede estar vacía o puede contener uno o más campos. Cada campo tiene un “byte de longitud de campo” y un byte de “campo descripción”. El “byte de longitud de campo” especifica la longitud del campo completo, incluido el “byte de longitud del campo” y el byte de “campo descriptor”. El byte “campo descriptor” especifica el comando o los datos que están contenidos en los datos del campo. El “campo descriptor” solo puede contener los datos especificados por “Byte set descriptor” del encabezado. El “campo de datos” puede ser cualquier cosa pero siempre está rígidamente definido. La **figura 85** muestra la sección de la carga útil del paquete junto con sus características detalladas.

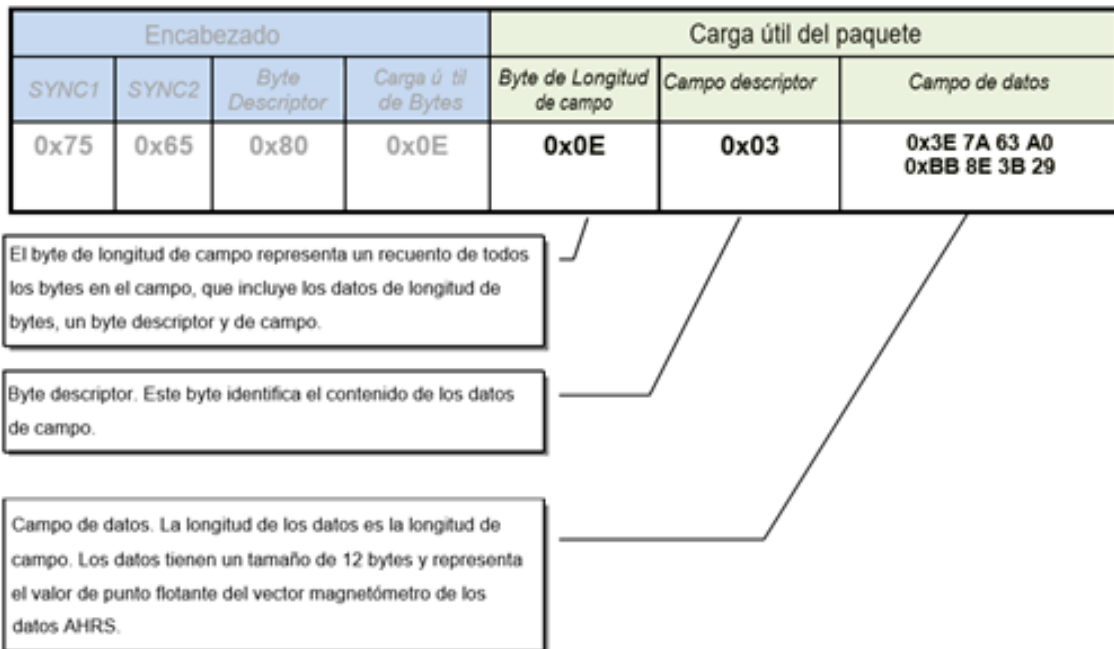


Figura 85. Referencia a la estructura general de los paquetes, donde se describe el funcionamiento y el arreglo de comandos para la carga útil del paquete. Imagen tomada y editada de (MicroStrain Inc., 2012)

Por último, la suma de comprobación es una suma de comprobación Fletcher⁸⁰ de 2 bytes y abarca todos los bytes del paquete.

⁸⁰ La **suma de comprobación Fletcher** es un algoritmo para calcular una suma de control dependiente de la posición de un paquete, con el fin de detectar errores que pueden haberse introducido durante su transmisión o almacenamiento

ANEXO B. DIAGRAMA ELÉCTRICO DE LA PLACA DE ESTIMULACIÓN

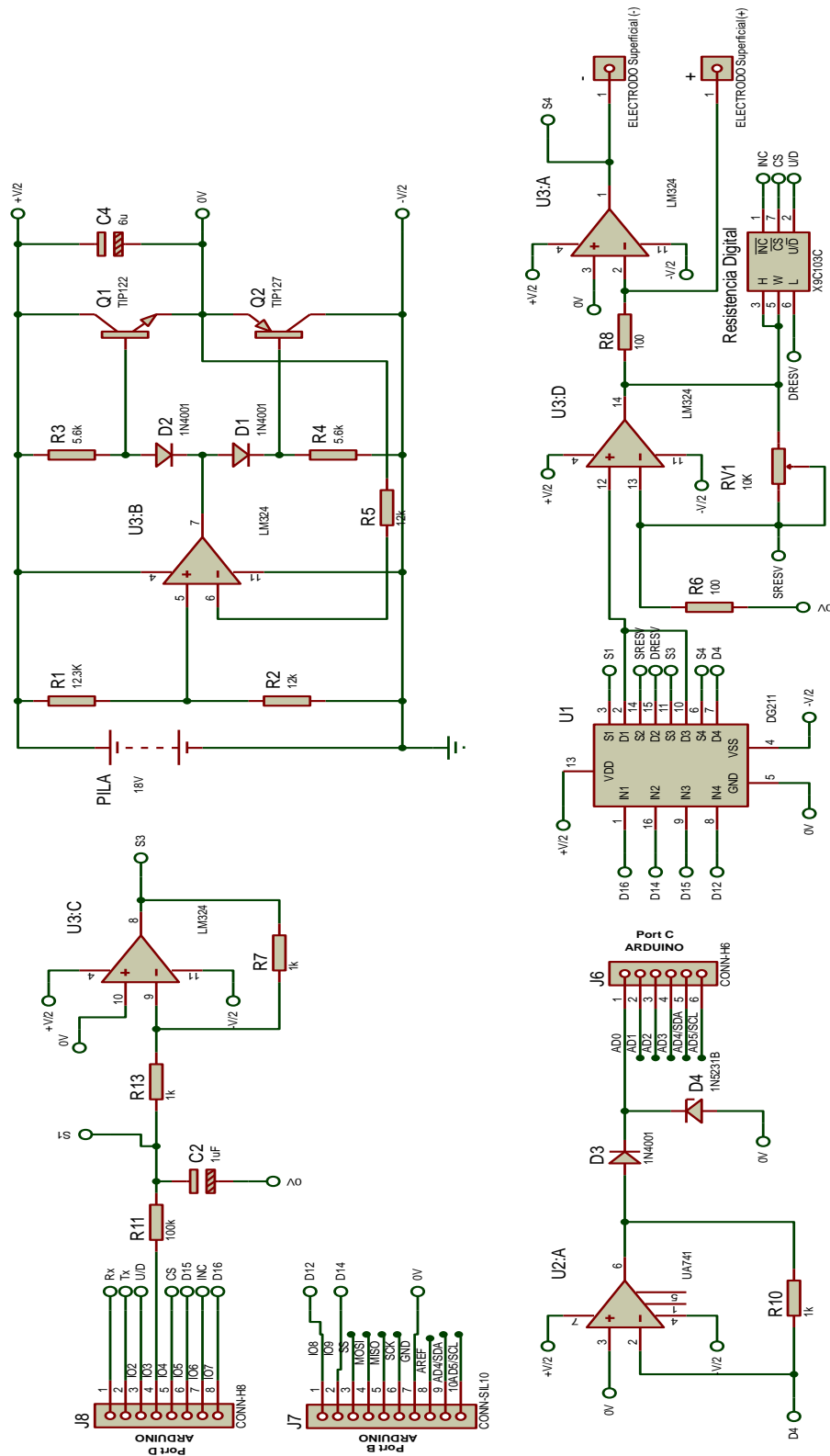


Figura 86. Diagrama eléctrico de la placa de estimulación.

ANEXO C. POTENCIÓMETRO DIGITAL X9C103P

El circuito integrado X9C103P, **figura 87**, es un potenciómetro digital capaz de variar la resistividad de un circuito desde un entorno digital. El dispositivo consiste en un arreglo de resistencias, interruptores, una sección de control y memoria no volátil. El valor de la resistencia está controlada por una interfaz de tres pines. El circuito puede ser adquirido en Ebay, Amazon, Steren etc.

Pinout

X9C102, X9C103, X9C104, X9C503
(8 LD SOIC, 8 LD PDIP)
TOP VIEW

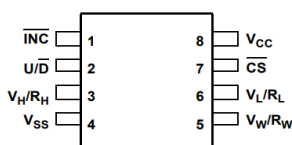


Figura 87. Esquemático del circuito integrado X9C103P. Tomado de la ficha técnica (Renesas, 2009)

Los pines del circuito, su función se muestran en la **tabla 3** y su diagrama a bloques en las **figura 88**.

Pin	Nombre del Pin	Descripción
1	INC	Incremento. Cuando se le aplica una señal de onda cuadrada en esta pata el circuito aumenta o reduce el valor de su resistividad dependiendo del estado en que se encuentre la pata U/D.
2	U/D	Up/Down. Dependiendo del estado de esta pata cuando se aplique una onda cuadrada en el INC el valor de la resistencia subirá o bajará.
3	V _H /R _H	Este es el equivalente de una de las patas del potenciómetro, específicamente una de las 2 patas situadas en los extremos.
4	V _{SS}	Voltaje de salida (GND) del circuito. Se conecta a tierra.
5	V _W /R _W	Este es el equivalente una de las tres patas del potenciómetro, específicamente la pata del centro. Se le llama "wiper"
6	V _L /R _L	Este es el equivalente de una de las patas del potenciómetro, específicamente una de las 2 patas situadas en los extremos.
7	CS	Esta pata es prácticamente el activador/desactivador del dispositivo. Cuando está en estado LOW es posible cambiar la resistividad del potenciómetro. Una vez pase a un estado HIGH el circuito guardará la resistencia en dicho instante en una memoria no volátil que es capaz de mantener dicho valor por un periodo muy extenso, siendo posible guardar una configuración por un tiempo de hasta 100 años.
8	V _{CC}	Voltaje de entrada (V+) del circuito. Se conecta al voltaje de alimentación.

Tabla 3. Descripción de la función de cada pin del circuito integrado X9C103P. Tomado de la ficha técnica (Renesas, 2009).

Block Diagram

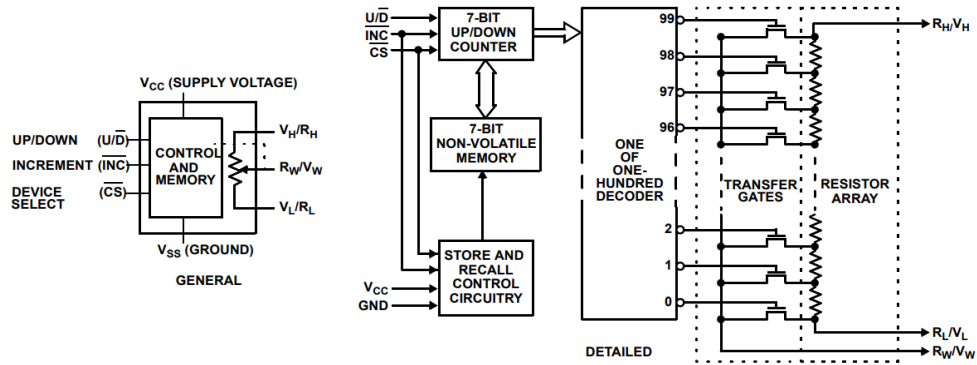


Figura 88. Diagrama a bloques del circuito integrado X9C103P. Tomado de la ficha técnica (Renesas, 2009)

ANEXO D. MICROCONTROLADOR ATMEGA328.

El ATmega328, **figura 89**, es un chip microcontrolador creado por Atmel y pertenece a la serie megaAVR. Puede manejar datos de hasta ocho bits. Es un microcontrolador basado en AVR. Su memoria interna integrada es de alrededor de 32 KB. Funciona desde 3.3V a 5V. Tiene la capacidad de almacenar datos incluso cuando el suministro eléctrico se elimina de sus terminales de polarización. Sus excelentes características incluyen la rentabilidad, la baja disipación de potencia, el bloqueo de programación por razones de seguridad, el contador de tiempo real con un oscilador separado. Normalmente se usa en aplicaciones de sistemas integrados, la configuración de sus pines se muestra en la figura a continuación.

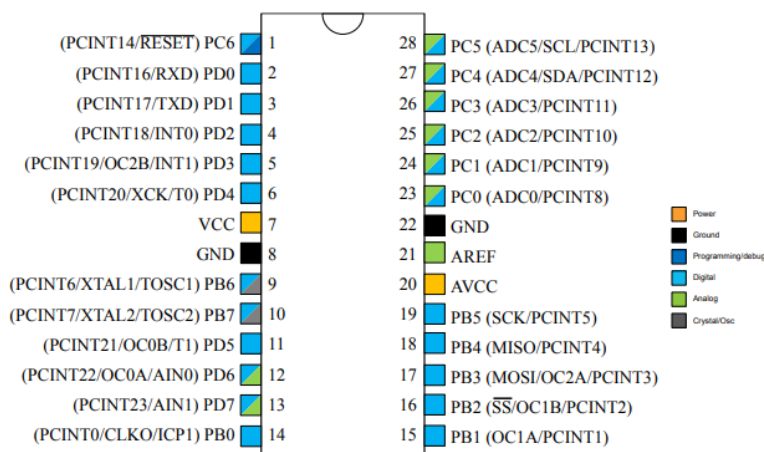


Figura 89. Configuración de los pines del microcontrolador ATmega328.

Entre los parámetros que posee el microcontrolador se destacan los de la siguiente **tabla 4**.

PARÁMETROS	VALORES
Flash	32 Kbytes
SRAM	2 Kbytes
Cantidad Pines	28
Frecuencia máxima de operación	20 MHz
CPU	8-bit AVIR
Pines máximos de E/S	23
Interrupciones internas	24
SPI	1
UART	1
Canales ADC	8
Resolución de ADC	10
Eeprom	1K
Canales PWM	6
Voltaje de operación	1.8-5.5 v
Timers	3

Tabla 4. Características del microcontrolador ATmega 328

ANEXO E. TRANSFERENCIA DE DATOS DE ARDUINO-LABVIEW PARA RECIBIR Y ENVIAR INFORMACIÓN

La transferencia de datos se inicia con la sincronización de los dispositivos Arduino-LabVIEW, necesaria para que se puedan realizar los envíos y recepciones de los datos. Lo primero que realiza LabVIEW es buscar los recursos VISA de todos los puertos COM en la computadora (los recursos con los que puede trabajar la interfaz Arduino-LabVIEW, por ahora, son el Arduino UNO, el Arduino MEGA y el Arduino DUE), luego los filtra para encontrar si existen recursos conectados a Arduino de lo contrario muestra una ventana emergente (Error 5005) **figura 90**.

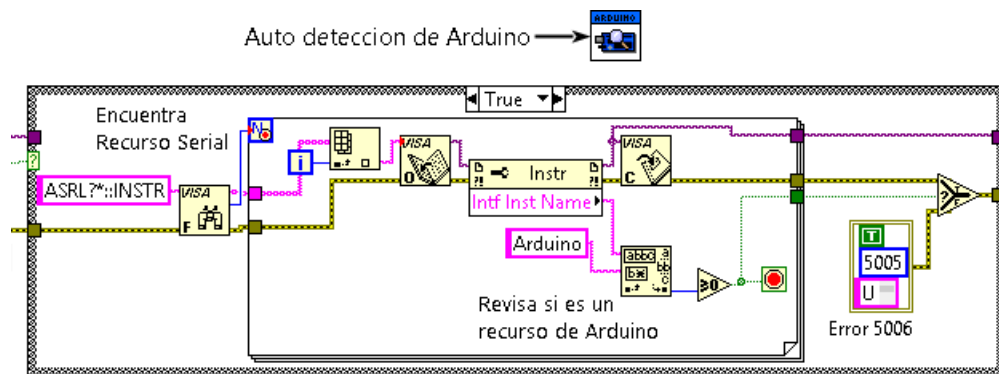


Figura 90. Diagrama de rutina de un SubVi de arduino que abre y busca recursos de Arduino, si no los tiene envía un error 5005.

Después se configuran los datos del recurso (tipo de conexión, tipo de tarjeta, bytes por paquete y velocidad de transmisión), manual o automáticamente se abre una conexión en serie entre LabVIEW y Arduino, **figura 91**, si no puede abrir la conexión vacía los buffers, cierra el puerto, espera 500 ms y vuelve a intentarlo **figura 92**. Esto ayuda a resolver los problemas de conexión en el modo de comunicación.

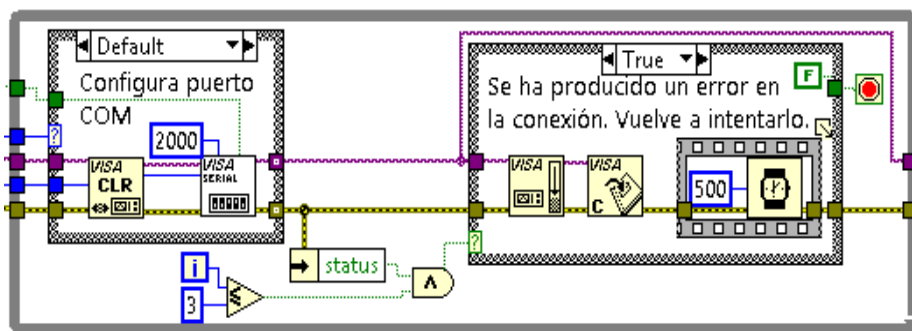


Figura 91. Diagrama de rutina que para abrir la conexión entre Arduino y Labview

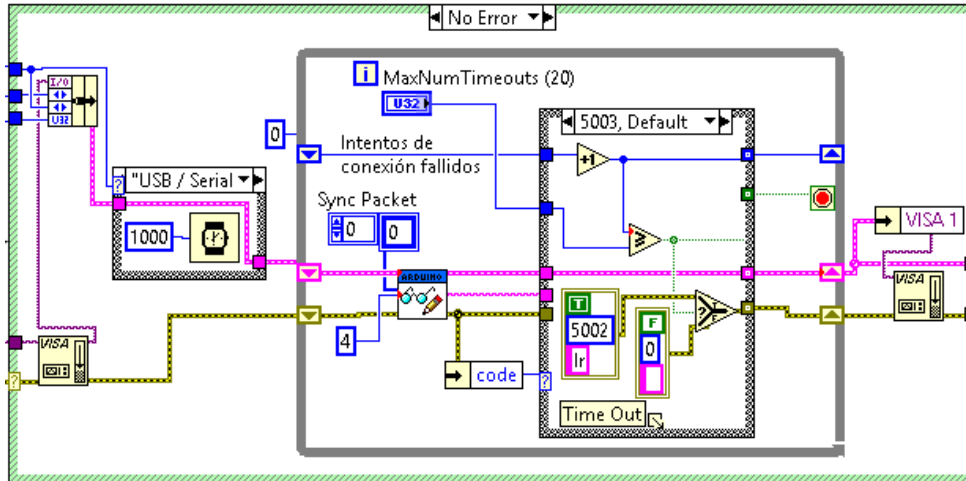


Figura 92. Diagrama de rutina continuación de la apertura de conexión Arduino-LabVIEW en caso de haya problemas de conexiones en serie

Una vez que la conexión está abierta se crean paquetes de 15 bytes **figura 93**, un byte encabezado (byte 0), un byte de comando (byte 1), 13 bytes de datos (bytes 2-13) y un byte de comprobación (byte 14), y se envían a Arduino, **figura 94**, para que LabVIEW pueda sincronizarse con Arduino. Si Arduino no responde se borran los buffers y se vuelve a intentar hasta que se realiza la sincronización o hasta que alcanza el número máximo de intentos de fallidos de conexión, mostrando un error 5002, que significa que es imposible establecer una conexión con Arduino.

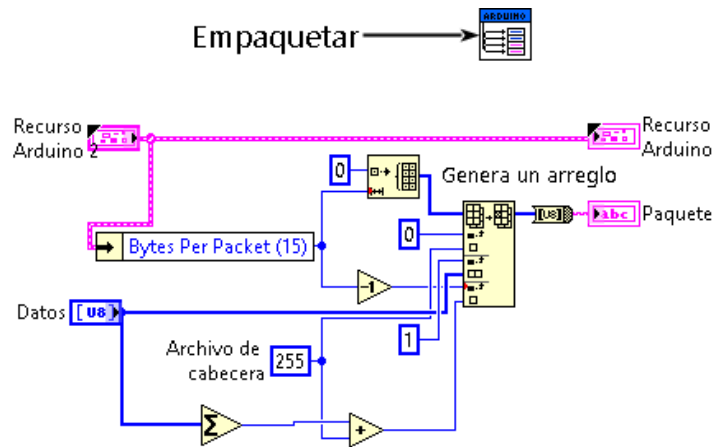


Figura 93. Diagrama de rutina de construcción de paquete de datos.

Enviar - Recibir → 

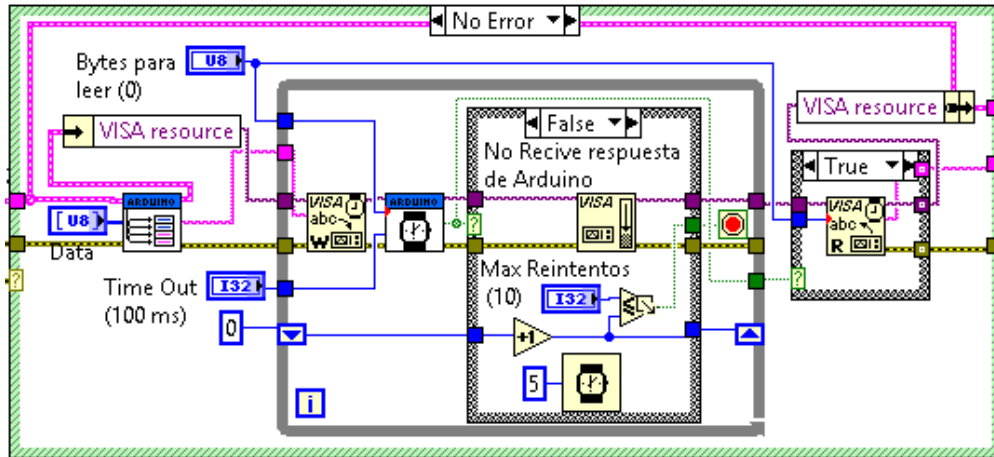


Figura 94. Diagrama de rutina del envío y recepción de paquetes de datos entre Arduino y LabVIEW.

Una vez que se completa la sincronización el dispositivo, Arduino se convierte en una tarjeta de adquisición de datos, que permite adquirir información proveniente de los pines del microcontrolador Arduino y enviar datos desde LabVIEW hacia Arduino para obtener señales lógicas o de tipo PWM.

ANEXO G. DISEÑO DE PLACA DE ESTIMULACIÓN

Placa de cobre de doble cara, **figura 96**, donde se montaron los componentes para el circuito de estimulación.

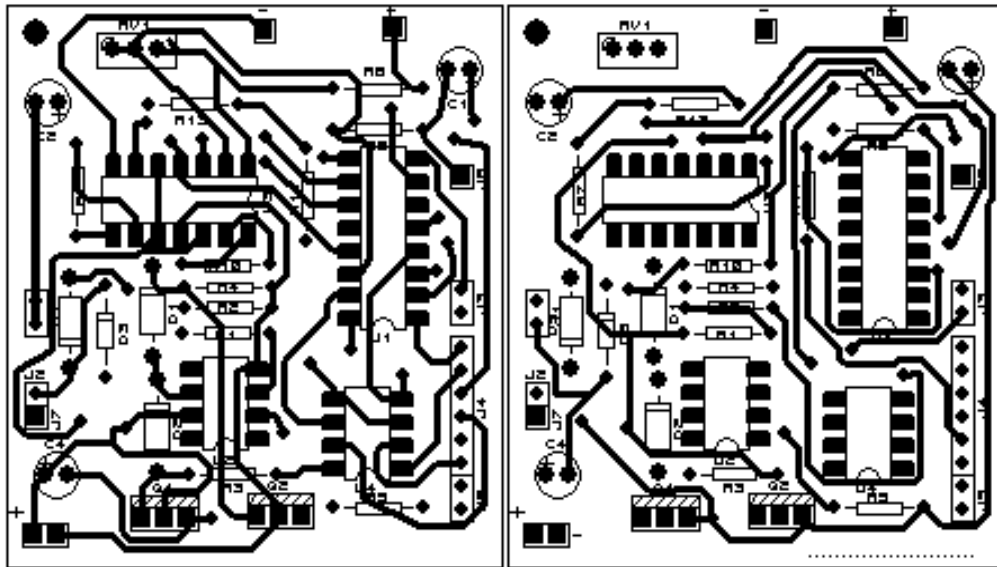


Figura 96. Diseño de placa de estimulación. Izquierda cara superior, derecha cara inferior. No a escala

ANEXO H. CONSTRUCCIÓN DE CONTROL DIFUSO

El control difuso se construyó por medio de la herramienta de LabVIEW “Fuzzy System Designer. La información que se utilizó para su desarrollo es la siguiente:

VARIABLES DE ENTRADA

Nombre	Rango	Numero de Función de membrecías
Grados X	-180 a 180	5
Grados Y	-180 a 180	5
Grados Z	-180 a 180	5

VARIABLES DE SALIDA

Nombre	Rango	Número de Funciones de membrecía
estimulación (miliamperio)	0 a 255	5

MÉTODO DE DEFUSIFICACIÓN: CENTRO DE MÁXIMOS

FUNCIONES MEMBRECÍA DE ENTRADA

Grados Z

Función de membrecía	Forma	Puntos
Grand_desviacion_I	Trapezoide	-180 ; -180 ; -100 ; -50
Pequeña_desviacion_I	Triangulo	-100 ; -50 ; 0
Normal	Triangulo	-50 ; 0 ; 50
Pequeña_desviacion_D	Triangulo	0 ; 50 ; 100
Grand_desviacion_D	Trapezoide	50 ; 100 ; 180 ; 180

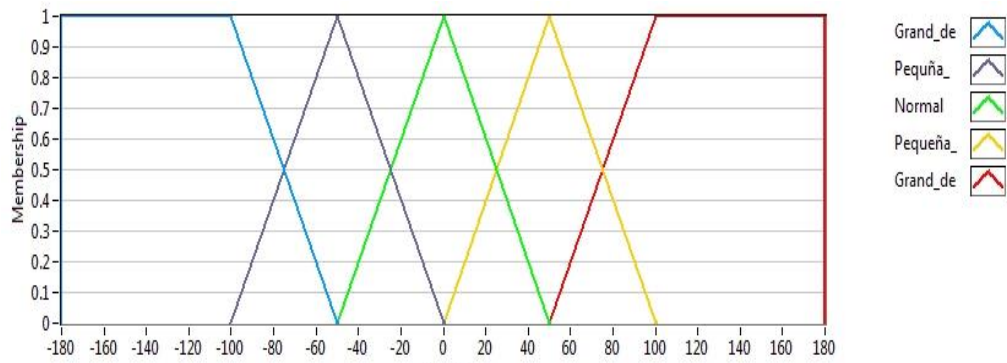


Figura 97. Gráfica de las funciones de membresía de la entrada de datos Guñada (grados z).

Grados Y

Función de membresía	Forma	Puntos
Grand_desviacion_I	Trapezoide	-180 ; -180 ; -100 ; -50
Pequeña_desviacion_I	Triangulo	-100 ; -50 ; 0
Normal	Triangulo	-50 ; 0 ; 50
Pequeña_desviacion_D	Triangulo	0 ; 50 ; 100
Grand_desviacion_D	Trapezoide	50 ; 100 ; 180 ; 180

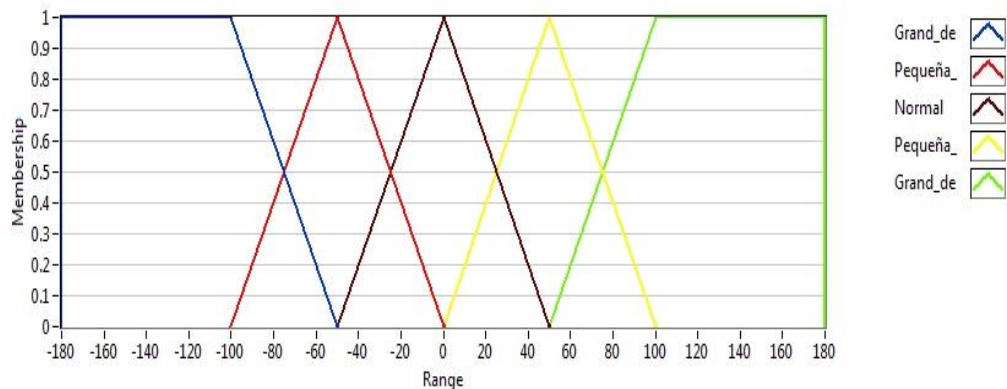


Figura 98. Gráfica de las funciones de membresía de la entrada de los datos de cabeceo (grados en y).

Grados X

Función de membresía	Forma	Puntos
Grand_desviacion_I	Trapezoide	-180 ; -180 ; -100 ; -50
Pequeña_desviacion_I	Triangulo	-100 ; -50 ; 0
Normal	Triangulo	-50 ; 0 ; 50
Pequeña_desviacion_D	Triangulo	0 ; 50 ; 100

Grand_desviacion_D	Trapezoide	50 ; 100 ; 180 ; 180
--------------------	------------	----------------------

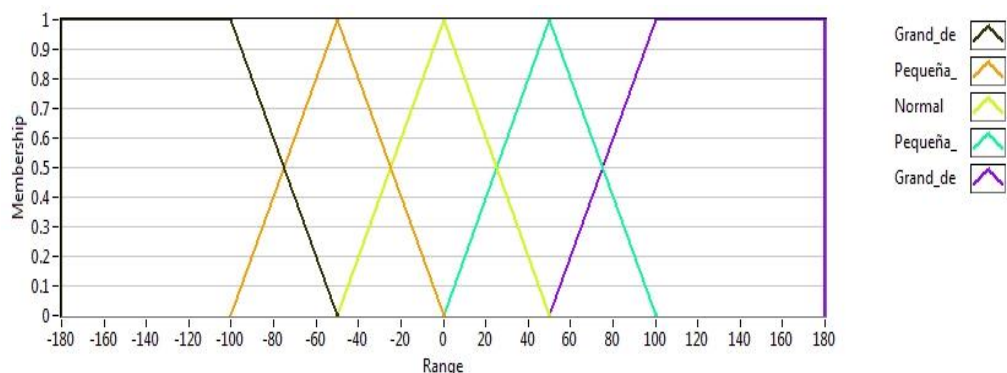


Figura 99. Gráfica de las funciones de membresía de la entrada de datos de alabeo (Grados x)

FUNCIÓN DE MEMBRESÍA DE SALIDA

El rango de la función de membresía está delimitado en función a la salida analógica PWM de tarjeta Arduino.

Estimulación (miliamper)

Función de membresía	Forma	Puntos
Poca	Triangulo	0 ; 0 ; 64
P_moderada	Triangulo	0 ; 64 ; 128
Moderada	Triangulo	64 ; 128 ; 192
M_moderada	Triangulo	128 ; 192 ; 255
Mas	Triangulo	192 ; 255 ; 255

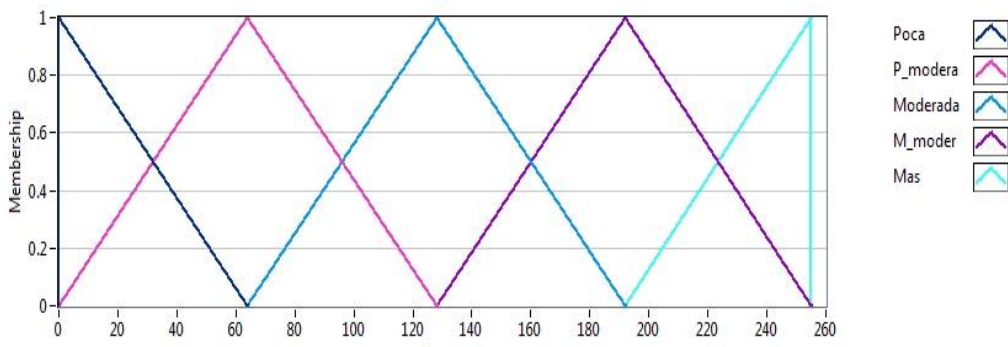


Figura 100. Gráfica de las funciones de membresía de la salida de datos que se convertirán en estimulación

REGLAS DIFUSAS

Grados X	Grados Y	Grados Z				
		Grand_desviacion_I	Pequeña_desviacion_I	Normal	Pequeña_desviacion_D	Gran_desviacion_D
Grand_desviacion_I	Grand_desviacion_I	Mas	Mas	M_moderada	Mas	Mas
	Pequeña_desviacion_I	M_moderada	M_moderada	M_moderada	M_moderada	Mas
	Normal	M_moderada	M_moderada	M_moderada	M_moderada	M_moderada
Pequeña_desviacion_I	Pequeña_desviacion_D	Mas	M_moderada	M_moderada	M_moderada	Mas
	Gran_desviacion_D	Mas	Mas	M_moderada	Mas	Mas
	Grand_desviacion_I	Mas	M_moderada	M_moderada	M_moderada	Mas
Normal	Pequeña_desviacion_I	M_moderada	Moderada	Moderada	Moderada	M_moderada
	Normal	M_moderada	P_Moderada	Poca	P_Moderada	Moderada
	Pequeña_desviacion_D	Moderada	P_Moderada	P_Moderada	P_Moderada	M_moderada
Pequeña_desviacion_D	Gran_desviacion_D	M_moderada	M_moderada	Moderada	M_moderada	M_moderada
	Grand_desviacion_I	M_moderada	M_moderada	Moderada	M_moderada	Mas
	Pequeña_desviacion_I	M_moderada	M_moderada	Moderada	M_moderada	M_moderada
Gran_desviacion_D	Pequeña_desviacion_D	Mas	Moderada	Moderada	Moderada	Mas
	Gran_desviacion_D	Mas	M_moderada	M_moderada	M_moderada	Mas
	Grand_desviacion_I	Mas	Mas	M_moderada	Mas	Mas
Gran_desviacion_I	Pequeña_desviacion_I	M_moderada	M_moderada	Moderada	M_moderada	M_moderada
	Normal	M_moderada	M_moderada	Moderada	M_moderada	M_moderada
	Pequeña_desviacion_D	Mas	Mas	M_moderada	Mas	Mas

Tabla 5. Tabla base de reglas difusas

La relación de entrada-salida es la siguiente.

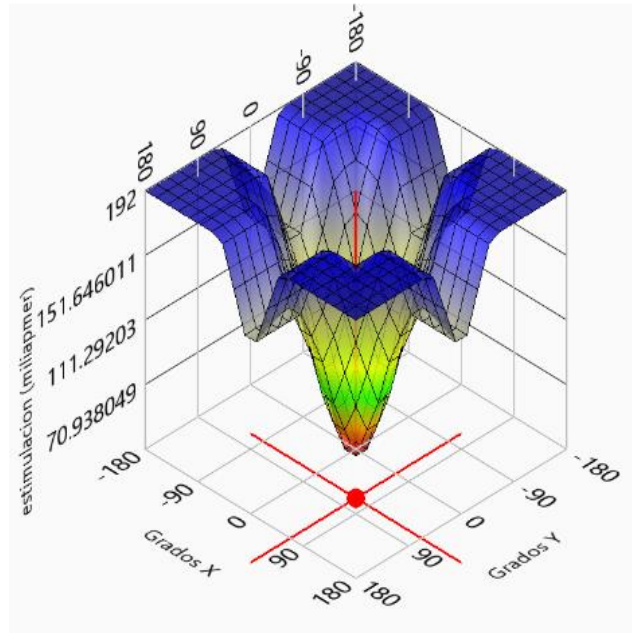


Figura 101. Relación entrada salida de las variables de entrada "grados x" - "grados y" y como salida la variable de estimulación.

ANEXO I. PROGRAMA PARA EL ANÁLISIS DE DATOS

Programa desarrollado en Matlab por Integrantes del laboratorio de Neurofisiología Sensorial perteneciente al Instituto de Fisiología para el análisis de datos de las pruebas de estimulación en humanos.

```
clc; clear all; close all
name = input('Introduzca nombre del archivo a analizar
(ACELERÓMETRO) ' , 's'); %Nombre archivo a analizar
Signalname = [name, '.txt'];
disp(Signalname);
signal = load(Signalname); %Datos de archivo real, datos crudos sin
modificación

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%CARGA DE DATOS Y ASIGNAR NOMBRES
t = signal(:,1);
x = signal(:,2);
y = signal(:,3);
z = signal(:,4);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Llevar a cero (detrend)
dx= detrend(x);
dy = detrend(y);
dz = detrend(z);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%_Plots_
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t,x,t,y,t,z)
subplot(2,1,2)
plot(t,dx,t,dy,t,dz)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%División de datos en 3 secciones de tiempo
(pre,estim,post)
duracion=length(t);
time_2 = round(duracion*(0.2)); %Inicio preestim
time_4 = round(duracion*(0.4));%Fin preestim e inicio estim
time_6 = round(duracion*(0.6));%Fin estim e ini postestim
time_8 = round(duracion*(0.8));%Fin postestim

for h=(time_2: time_4)
xmpre(h)=(dx(h+1)-dx(h));
ympre(h)=(dy(h+1)-dy(h));
zmpre(h)=(dz(h+1)-dz(h));
desplaz1mpre(h)=sqrt((xmpre(h)^2) +((ympre(h)^2)
+(zmpre(h)^2))); %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% VECTOR
xdist1pre(h)=abs(xmpre(h));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CAMINO RECORRIDO PROMEDIO
ydist1pre(h)=abs(ympre(h));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CAMINO RECORRIDO PROMEDIO
zdist1pre(h)=abs(zmpre(h));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CAMINO RECORRIDO PROMEDIO
averAngdesplazMXYpre(h) = rad2deg(atan2(ympre(h),xmpre(h)));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ANGULO DE PENDIENTE
averAngdesplazMXZpre(h) = rad2deg(atan2(zmpre(h),xmpre(h)));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ANGULO DE PENDIENTE
end
for j=(time_4: time_6)
xmstim(j)=(dx(j+1)-dx(j));
ymstim(j)=(dy(j+1)-dy(j));
zmstim(j)=(dz(j+1)-dz(j));

desplaz1mstim(j)=sqrt((xmstim(j)^2)+((ymstim(j)^2)+((zmstim(j)^2))
;
xdist1stim(j)=abs(xmstim(j));
ydist1stim(j)=abs(ymstim(j));
zdist1stim(j)=abs(zmstim(j));
averAngdesplazMXYstim(j) = rad2deg(atan2(ymstim(j),xmstim(j)));
averAngdesplazMXZstim(j) = rad2deg(atan2(zmstim(j),xmstim(j)));
end

for k=(time_6: time_8)
xmpos(k)=(dx(k+1)-dx(k));
ympos(k)=(dy(k+1)-dy(k));
zmpos(k)=(dz(k+1)-dz(k));
desplaz1mpos(k)=sqrt((xmpos(k)^2)+((ympos(k)^2)
+(zmpos(k)^2)));
xdist1pos(k)=abs(xmpos(k));
ydist1pos(k)=abs(ympos(k));
zdist1pos(k)=abs(zmpos(k));
averAngdesplazMXYpost(k) = rad2deg(atan2(ympos(k),xmpos(k)));
averAngdesplazMXZpost(k) = rad2deg(atan2(zmpos(k),xmpos(k)));
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Suma de HIPOTENUSAS en 3 tiempos:
MAGNITUD DE VECTORES
sumam1=sum(desplaz1mpre(time_2: time_4));
sumam2=sum(desplaz1mstim(time_4: time_6));
sumam3=sum(desplaz1mpos(time_6: time_8));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%_ÁNGULOS PROMEDIO___MEDIA, suma,
SD y SE de tres tiempos
averAngMeanXYPre =
mean(averAngdesplazMXYpre(time_2:time_4));
averAngSumXYPre = sum(averAngdesplazMXYpre(time_2:time_4));
averAngSDXYPre = std(averAngdesplazMXYpre(time_2:time_4));
averAngSEXYPre =
averAngSDXYPre/(sqrt(length(averAngdesplazMXYpre(time_2:time_4
)))));

averAngMeanXZPre = mean(averAngdesplazMXZpre(time_2:time_4));
averAngSumXZPre = sum(averAngdesplazMXZpre(time_2:time_4));
averAngSDXZPre = std(averAngdesplazMXZpre(time_2:time_4));
averAngSEXZPre =
averAngSDXZPre/(sqrt(length(averAngdesplazMXZpre(time_2:time_4
)))));

averAngMeanXYStim =
mean(averAngdesplazMXYstim(time_4:time_6));
averAngSumXYStim =
sum(averAngdesplazMXYstim(time_4:time_6));
averAngSDXYStim = std(averAngdesplazMXYstim(time_4:time_6));
averAngSEXYStim =
averAngSDXYStim/(sqrt(length(averAngdesplazMXYstim(time_4:time_6
)))));

averAngMeanXZStim =
mean(averAngdesplazMXZstim(time_4:time_6));
averAngSumXZStim = sum(averAngdesplazMXZstim(time_4:time_6));
averAngSDXZStim = std(averAngdesplazMXZstim(time_4:time_6));
averAngSEXZStim =
averAngSDXZStim/(sqrt(length(averAngdesplazMXZstim(time_4:time_6
)))));

averAngMeanXYPost =
mean(averAngdesplazMXYpost(time_6:time_8));
averAngSumXYPost = sum(averAngdesplazMXYpost(time_6:time_8));
averAngSDXYPost = std(averAngdesplazMXYpost(time_6:time_8));
averAngSEXYPost =
averAngSDXYPost/(sqrt(length(averAngdesplazMXYpost(time_6:time_8
)))));

averAngMeanXZPost =
mean(averAngdesplazMXZpost(time_6:time_8));
averAngSumXZPost = sum(averAngdesplazMXZpost(time_6:time_8));
averAngSDXZPost = std(averAngdesplazMXZpost(time_6:time_8));
averAngSEXZPost =
averAngSDXZPost/(sqrt(length(averAngdesplazMXZpost(time_6:time_8
)))));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%CAMINO RECORRIDO ALABEO
sumx1=sum(xdist1pre(time_2: time_4));
sumx2=sum(xdist1stim(time_4: time_6));
sumx3=sum(xdist1pos(time_6: time_8));
sumx=sumx1+sumx2+sumx3;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%CAMINO RECORRIDO CABECEJO
sumy1=sum(ydist1pre(time_2: time_4));
sumy2=sum(ydist1stim(time_4: time_6));
sumy3=sum(ydist1pos(time_6: time_8));
```

```

sumy=sumy1+sumy2+sumy3;
    %%%%%%%%%%%CAMINO RECORRIDO GUIÑADA
sumz1=sum(zdist1pre(time_2: time_4));
sumz2=sum(zdist1stim(time_4: time_6));
sumz3=sum(zdist1pos(time_6: time_8));
sumz=sumz1+sumz2+sumz3;
    %%%%%%%%%%%Valores promedio_roll
meanpr_x =mean(dx(time_2: time_4));
meanstim_x =mean(dx(time_4: time_6));
meanpost_x =mean(dx(time_6: time_8));
% Valores Max_roll
maxpr_x= max(dx(time_2: time_4));
maxstim_x =max(dx(time_4: time_6));
maxpost_x =max(dx(time_6: time_8));
% Valores Min_roll
minpr_x =min(dx(time_2: time_4));
minstim_x =min(dx(time_4: time_6));
minpost_x =min(dx(time_6: time_8));
% Valores Rango_pitch
rangopr_x=range(dx(time_2: time_4));
rangestim_x =range(dx(time_4: time_6));
rangepost_x =range(dx(time_6: time_8));

    %%%%%%%%%%%Valores promedio_pitch
meanpr_y =mean(dy(time_2: time_4));
meanstim_y =mean(dy(time_4: time_6));
meanpost_y =mean(dy(time_6: time_8));
% Valores Max_pitch
maxpr_y=max(dy(time_2: time_4));
maxstim_y =max(dy(time_4: time_6));
maxpost_y =max(dy(time_6: time_8));
% Valores Min_pitch
minpr_y =min(dy(time_2: time_4));
minstim_y =min(dy(time_4: time_6));
minpost_y =min(dy(time_6: time_8));
% Valores Rango_pitch
rangopr_y=range(dy(time_2: time_4));
rangestim_y =range(dy(time_4: time_6));
rangepost_y =range(dy(time_6: time_8));
    %%%%%%%%%%%Valores promedio_yaw
meanpr_z =mean(dz(time_2: time_4));
meanstim_z =mean(dz(time_4: time_6));
meanpost_z =mean(dz(time_6: time_8));
% Valores Max_yaw
maxpr_z=max(dz(time_2: time_4));
maxstim_z =max(dz(time_4: time_6));
maxpost_z =max(dz(time_6: time_8));
% Valores Min_yaw
minpr_z =min(dz(time_2: time_4));
minstim_z =min(dz(time_4: time_6));
minpost_z =min(dz(time_6: time_8));
% Valores Rango_yaw
rangopr_z=range(dz(time_2: time_4));
rangestim_z =range(dz(time_4: time_6));
rangepost_z =range(dz(time_6: time_8));

%%%%%%%%%%RESULTADOS
finales completos
format shortG;
disp('Magnitud de VECTOR: PRE, ESTIM, POST');
Magnitud_VECTOR=[sumam1 sumam2 sumam3]
disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS _alabeo_(valores
absolutos): pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_alabeo=[sumx1 sumx2 sumx3]
disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS _cabeceo_(valores
absolutos): pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_cabeceo=[sumy1 sumy2 sumy3]
x

```

```

disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS _guinada_(valores
absolutos): pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_guinada=[sumz1 sumz2 sumz3]
disp('Promedio y sumatoria de ANGULOS PROMEDIOS')
RESULTADOS_ANGULOS_XY_media=[averAngMeanXYPre
averAngMeanXYStim averAngMeanXYPost] %PROMEDIO Y
SUMATORIA DE ÁNGULOS EN 3 TIEMPOS

```

```

RESULTADOS_ANGULOS_XZ_media =[averAngMeanXZPre
averAngMeanXZStim averAngMeanXZPost]
%%%%%%%%%%Resultados medidas de dispersión%%%%%%%%
disp('renglon: promedio, max, min, rango.; columna: pre,stim,post');
Valores_roll= [meanpr_x, meanstim_x, meanpost_x; maxpr_x,
maxstim_x, maxpost_x; minpr_x, minstim_x, minpost_x; rangopr_x,
rangestim_x, rangepost_x]
Valores_pitch = [meanpr_y, meanstim_y, meanpost_y; maxpr_y,
maxstim_y, maxpost_y; minpr_y, minstim_y, minpost_y; rangopr_y,
rangestim_y, rangepost_y]
Valores_yaw = [meanpr_z, meanstim_z, meanpost_z; maxpr_z,
maxstim_z, maxpost_z; minpr_z, minstim_z, minpost_z; rangopr_z,
rangestim_z, rangepost_z]

```