



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Instituto de Fisiología

Maestría en Ciencias Fisiológicas

**“Efecto de la Estimulación Galvánica
Vestibular en parámetros fisiológicos
para el diseño de un auxiliar vestibular”**

Tesis para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias Fisiológicas

presenta

Lic. en Biomedicina

Octavio González Petlacalco

Tutores

D. C. María del Rosario Vega y Sáenz de Miera

D. C. Enrique Soto Eguibar

Laboratorio de Neurofisiología Sensorial

Julio 2017



Esta tesis fue realizada con apoyo de:

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, con una beca de postgrado, número de becario: 572915. De enero 2015 a diciembre 2016.

Se agradece a la Vicerrectoría de Investigación y Estudios de Posgrado por el apoyo otorgado para la conclusión de esta tesis dentro del Programa II. Investigación y Posgrado. Aseguramiento de la calidad en el Posgrado. Indicador establecido en el Plan de Desarrollo Institucional 2013-2017.

Se agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología y a la Agencia Espacial Mexicana por el apoyo recibido a través del proyecto de fondos mixtos AEM-CONACyT 275058.

Agradecimientos especiales a los profesores que constituyen el Comité Revisor de este proyecto:

Dra. Amira del Rayo Flores Urbina, Profesora Titular, Instituto de Fisiología BUAP

Dr. José Ramón Eguibar Cuenca, Profesor Titular, Instituto de Fisiología BUAP

Dra. María de Jesús Gómez Villalobos, Profesora Titular, Instituto de Fisiología BUAP

Índice

RESUMEN.....	7
INTRODUCCIÓN.....	8
ANTECEDENTES GENERALES	8
<i>Sistema vestibular</i>	<i>8</i>
<i>Núcleos vestibulares</i>	<i>13</i>
<i>Reflejos vestibulares</i>	<i>14</i>
<i>Estimulación galvánica vestibular.....</i>	<i>17</i>
ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	18
<i>Trabajos en el laboratorio de Neurofisiología sensorial.....</i>	<i>18</i>
<i>Planteamiento del problema.....</i>	<i>20</i>
HIPÓTESIS.....	21
OBJETIVOS.....	21
OBJETIVO GENERAL	21
OBJETIVOS PARTICULARES	21
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	21
MATERIAL Y MÉTODOS.....	22
PREPARACIÓN DEL SUJETO EXPERIMENTAL	23
DETERMINACIÓN DE TRES PERIODOS DE REGISTRO	25
MOVIMIENTOS OCULARES	25
ESTABILOMETRÍA.....	25
INCLINACIÓN DE LA CABEZA	26
ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA	26
PROCESAMIENTO DE DATOS	28
ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS	31
RESULTADOS EXPERIMENTALES	32
EXPERIMENTOS PILOTO SIN EGV	32
MONTAJE DE ELECTRODOS PARA EXPERIMENTOS DE EGV.....	35
MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL Y FRECUENCIA CARDIACA.....	37
MEDICIÓN DE INCLINACIONES DE LA CABEZA, UNIDAD DE MEDICIÓN INERCIAL.....	38
MEDICIÓN DE CAMBIOS EN LA UBICACIÓN DEL CENTRO DE PRESIÓN CORPORAL, ESTABILOMETRÍA.....	43
MOVIMIENTOS OCULARES, VIDEO NISTAGMOMETRÍA	47
SÍNTESIS DE RESULTADOS.....	52
DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	53
PERSPECTIVAS DEL PROYECTO	58
ANEXOS	61
HISTORIA CLÍNICA	61
CONSENTIMIENTO INFORMADO	63
CÓDIGO PARA ANÁLISIS DE DATOS DEL DESPLAZAMIENTO DE OJOS.....	64
REPORTE DE INVENCIÓN.....	71

SOLICITUD DE PATENTE (MX 2017-002560)	108
BIBLIOGRAFÍA	109

Abreviaturas

Aa	anterior A
Ab	anterior B
mA	miliamperios
cm	centímetros
cpc	centro de presión corporal
CR	camino recorrido
csc	Canal semicircular
dB	Decibeles
ECM	Esternocleidomastoideo
EGV	Estimulación Galvánica Vestibular
EMG	Electromiografía
Fc	Frecuencia cardiaca
Ha	horizontal A
Hb	horizontal B
lat	latidos
min	minutos
mmHg	milímetros de mercurio
ms	milisegundos
NVI	Núcleo vestibular inferior
NVL	Núcleo vestibular lateral
NVM	Núcleo vestibular medial
NVS	Núcleo vestibular superior
Pa	posterior A
PA	Presión arterial
Pb	posterior B
RVO	Reflejo vestíbulo ocular
RVC	Reflejo vestíbulo cervical
RVE	Reflejo vestíbulo espinal
seg	Segundos
VEMPs	Vestibular Evoked Myogenic Potentials
UMI	Unidad de Medición Inercial

Resumen

El sistema vestibular es un conjunto de órganos (órganos otolíticos y canales semicirculares) dispuestos en el hueso temporal, encargados canónicamente de proveer equilibrio a un individuo, ajustar la mirada durante el movimiento de la cabeza y generar una imagen egocéntrica del individuo en el espacio; estas tareas las cumple en conjunto con otros sistemas como el visual y propioceptivo. Diversos grupos de investigación están interesados en el diseño de un auxiliar vestibular enfocado en mimetizar la fisiología del sistema vestibular. Uno de estos grupos se encuentra en el laboratorio de Neurofisiología Sensorial.

Este trabajo se enfoca en aportar datos experimentales que encaminen al diseño y fabricación de una prótesis vestibular. Nuestra propuesta para un dispositivo vestibular se basa en la estimulación galvánica vestibular (EGV). Técnicamente se necesitan realizar pruebas en humanos sin alteraciones vestibulares para obtener datos experimentales básicos. Decidimos usar tres arreglos de electrodos para la EGV en la modalidad bipolar bilateral, dispuestos paralelamente a los canales semicirculares para estudiar el efecto de la estimulación galvánica vestibular.

Se recopilaron datos de tres dispositivos: una unidad de medición inercial, un estabilómetro y un video nistagmómetro; los cuales registran indirectamente la actividad vestibular mediante parámetros de la inclinación de la cabeza, del centro de presión y de la mirada. Encontramos diferencias significativas en distintos parámetros (camino recorrido, magnitud del vector e inclinación del vector) en los tres registros.

Con los resultados obtenidos, demostramos que la estimulación galvánica vestibular tuvo efecto en dichos parámetros bajo nuestras condiciones experimentales (variable independiente: arreglo de electrodos). Al final este trabajo nos permitió estudiar de forma integral el comportamiento de los sujetos experimentales normales mediante procedimientos ligados con la fisiología vestibular.

Introducción

Antecedentes generales

Sistema vestibular

Los seres humanos se desplazan por diferentes espacios, por lo tanto, necesitan valerse de un sistema complejo para poder ubicarse dentro del mismo, para ello depende de un conjunto de sistemas como visual, propioceptivo y vestibular. El sistema vestibular es un conjunto de órganos dispuestos en la región petrosa de cada hueso temporal; forma parte del oído interno en los humanos. El sistema vestibular está encargado de mantener el equilibrio de un individuo, participa en la estabilización de la mirada cuando existe movimiento de la cabeza y tiene un papel importante en la sensación subjetiva de movimiento y orientación en el espacio (Young, 1974); está compuesto por cinco órganos principales: tres canales semicirculares (csc): anterior, posterior y lateral; y dos órganos otolíticos: utrículo y sáculo (**figura 1**). Los canales semicirculares se encargan de detectar las aceleraciones angulares con respecto al desplazamiento de la cabeza; mientras que los órganos otolíticos detectan aceleraciones lineales.

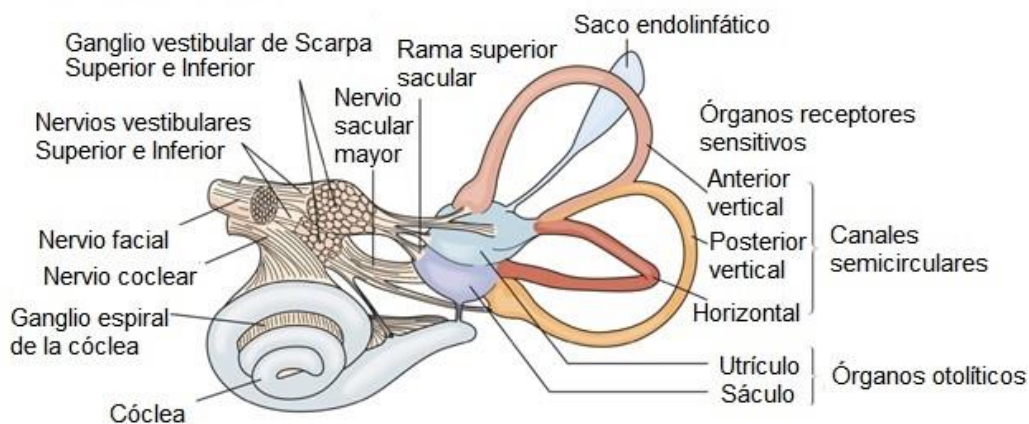


Figura 1. Sistema vestibular y sección correspondiente del octavo par craneal. Se muestran órganos otolíticos (utrículo y sáculo) y canales semicirculares (anterior, posterior y horizontal), además la cóclea; también parte de los nervios (rama superior e inferior) que proyectan desde estos órganos hacia su primera sinapsis en el sistema nervioso central. El saco endolinfático, sitio en donde se genera la endolinfa con alta concentración de potasio en comparación del medio interior celular; concentraciones

cruciales para la mecanotransducción a través de células especializadas, modificada de Goldberg *et al.*, 2013).

Como se mencionó previamente, el sistema vestibular se encarga de detectar cambios en las velocidades lineales (órganos otolíticos) y de inclinación de la cabeza (csc), la función de transducción de dichos estímulos externos se debe un conjunto de células especializadas dispuestas en regiones específicas de los órganos vestibulares, en el caso de los órganos otolíticos las células ciliadas se encuentran localizadas en la mácula otolítica (utricular y sacular, respectivamente) (**figura 2, A**), para el caso de los canales semicirculares, estas se encuentran en un ensanchamiento de la estructura conocido como ámpula vestibular (**figura 2, B**).

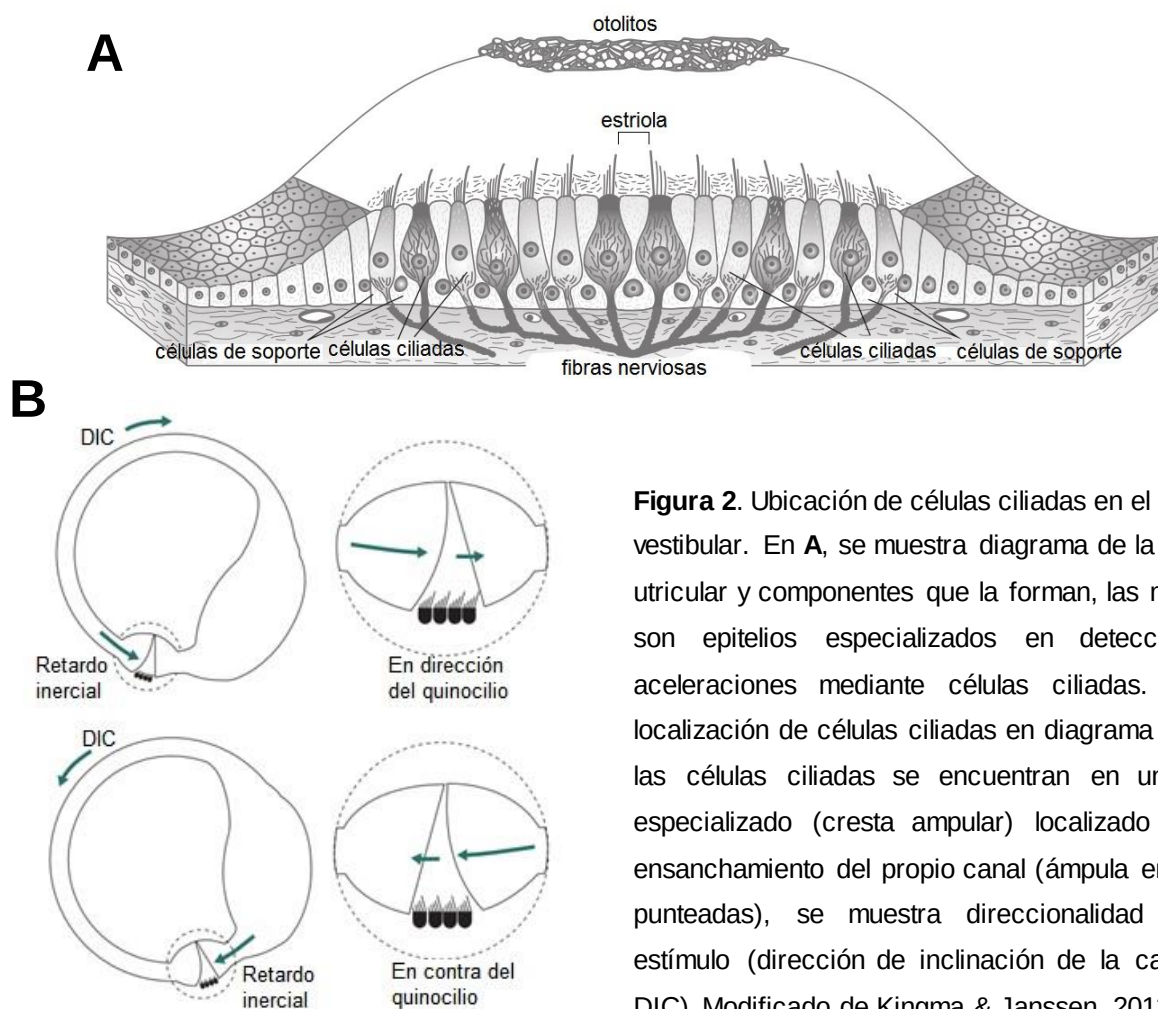


Figura 2. Ubicación de células ciliadas en el sistema vestibular. En **A**, se muestra diagrama de la mácula utricular y componentes que la forman, las máculas son epitelios especializados en detección de aceleraciones mediante células ciliadas. En **B**, localización de células ciliadas en diagrama de csc, las células ciliadas se encuentran en un tejido especializado (cresta ampular) localizado en un ensanchamiento del propio canal (ámpula en líneas punteadas), se muestra direccionalidad de un estímulo (dirección de inclinación de la cabeza – DIC). Modificado de Kingma & Janssen. 2013).

Las aceleraciones son detectadas a través de dichas células especializadas (células ciliadas) que cuentan con un conjunto de vellosidades con funcionalidad direccional, localizadas en su región apical (**figura 3**), de las cuales se distinguen: un quinocilio (estructura cilíndrica que rige la despolarización y la hiperpolarización de la célula, dependiendo de la dirección de su desplazamiento) (Hudspeth, 1989), y un conjunto de estereocilios (estructuras igualmente cilíndricas pero de menor tamaño que el estereocilio) (Tanimoto *et al.*, 2011). Los quinocilios se encuentran alineados anatómicamente en dirección a una línea virtual llamada *estriola* (Fluur *et al.* 1970; Horwitz *et al.*, 2014).

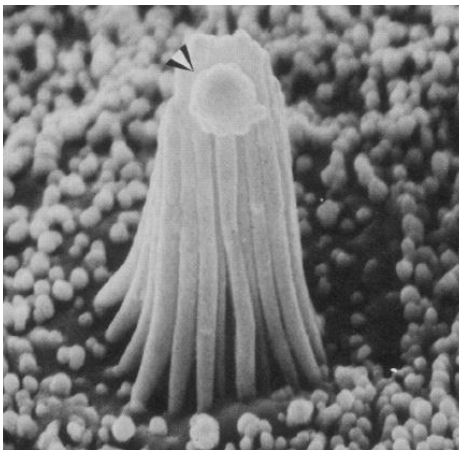


Figura 3. Micrografía electrónica de barrido de la región apical de una célula ciliada, se contabilizaron 50 estereocilios y un quinocilio (flecha), los desplazamientos mecánicos en dirección al quinocilio despolarizan a la célula, mientras que desplazamientos hacia los estereocilios hiperpolarizan a la célula. Tomado de Hudspeth *et al.* 1979.

En los órganos otolíticos las células ciliadas se localizan en la mácula otolítica, en donde se localizan las células ciliadas junto con células de soporte; en contacto con las vellosidades de las células ciliadas se encuentra una estructura gelatinosa con cuerpos hexagonales de carbonatos de calcio (otolitos). En el caso de las células ciliadas en los canales semicirculares, estas se encuentran en la cresta ampular junto con células de soporte, en contacto con sus vellosidades se encuentra la cúpula, una estructura gelatinosa semi rígida que transfiere el desplazamiento mecánico de la endolinfa (con altas concentraciones de potasio) hacia los cilios. Los estímulos mecánicos en los estereocilios provocan la apertura y cierre de canales mecano transductores (**figura 4, A**), aumentando (**figura 4, B**) o disminuyendo (**figura 4, C**) la frecuencia basal de las neuronas aferentes vestibulares. Esta transducción de energía mecánica es llevada a

cabo por un conjunto de elementos de tensión dispuestos en las membranas de los estereocilios (Hudspeth, 1989) denominados uniones de punta o *tip-links*.

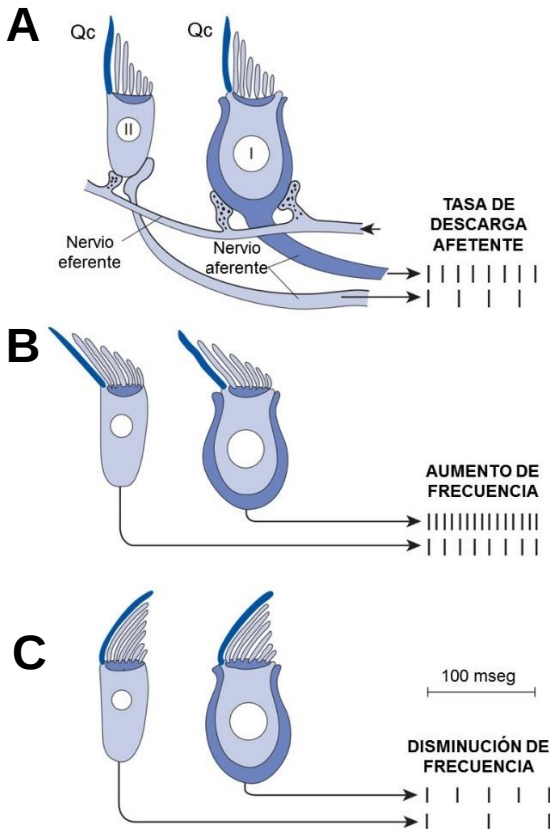


Figura 4. Cambio en la frecuencia de descarga en las neuronas aferentes vestibulares. Las células aferentes vestibulares presentan una descarga basal, la cual se modifica por un estímulo, es cual es transducido por los cilios en la región apical de la célula ciliada (tipos I y II) (A). Cuando un estímulo mecánico inclina los estereocilios en dirección del quínocilio, desencadena la liberación de neurotransmisor hacia la sinapsis aferente, con ello aumenta la frecuencia de generación de potenciales de acción (B). En C se muestra el caso contrario cuando un estímulo desplaza los estereocilios en dirección contraria al quínocilio, disminuyendo la frecuencia de descarga en la neurona aferente. Qc – quínocilio. Modificado de Baloh (Baloh & Kerber., 2011).

Ambas estructuras vestibulares sufren un retardo inercial debido al cambio de velocidad cuando se produce un movimiento: tanto los otolitos contenidos en un cuerpo gelatinoso sobre las máculas, como la endolinfa contenida en los canales semicirculares. Este proceso genera una inclinación de los cilios que permite la entrada primordialmente de potasio a través de canales mecano transductores acoplados a estructuras fibrilares, uniones de punta que conectan lateralmente un cilio con el ápice del cilio continuo (Berridge. 2012).

La entrada de calcio y potasio conlleva a cambios del potencial receptor de la célula ciliada, lo cual favorece la apertura de canales de calcio activados por voltaje, tipo L (canales de calcio activados por bajo umbral) en la membrana en la cercanía de los sitios

de liberación de neurotransmisor (Fuchs. 1996). En la periferia de la membrana de las células por el polo basal, se encuentran estructuras macroscópicas conocidas como cuerpos densos, los cuales son estructuras especializadas para la unión y liberación de vesículas con neurotransmisor (glutamato) al espacio sináptico; son conocidas como sinapsis en listón que permiten gran liberación de vesículas la vez.

Las células ciliadas son capaces de adaptar a un estímulo, debido a una micro maquinaria que conecta con las uniones de punta por la parte lateral en las membranas de los cilios. Esta micro maquinaria compuesta por proteínas de miosina (dependiente de calcio), se desplaza verticalmente reduciendo la tensión de la estructura de la unión de punta, cerrando el canal mecano sensible y disminuyendo el flujo de calcio hacia el interior celular.

Las células ciliadas presentan una polaridad, de tal forma que en su polo apical está dispuesto un ensanchamiento de membrana conocido como placa cuticular, en donde se anclan prolongaciones de membrana (cilios); mientras que en la región basal y lateral se encuentran los sitios donde hacen sinapsis con terminaciones nerviosas provenientes de células bipolares del ganglio de Scarpa (neuronas aferentes vestibulares). Existen diferencias estructurales en el contacto sináptico que hacen las células aferentes con las células ciliadas; las células tipo I (forma de ánfora) son recubiertas en su totalidad por la membrana de la neurona aferente, mientras que la sinapsis entre las células tipo II y la neurona aferente se diferencia por ser una terminación en botón.

Las neuronas aferentes vestibulares presentan una descarga basal dependiendo de la región del núcleo vestibular en donde se encuentren y por lo tanto de donde provienen estas aferencias; siendo 65 espigas/s para aferencias de órganos otolíticos y 90 espigas/s para aferencias de csc en promedio para ambas (Fernández *et al.*, 1976; Murofushi, 2009). Se diferencian dos grupos de neuronas dependiendo de su patrón de descarga, con descarga regular o descarga irregular.

Núcleos vestibulares

Los núcleos correspondientes a la vía aferente, se encuentran localizados en la base del cuarto ventrículo. Son cuatro núcleos distintivos fisiológicamente (superior, inferior, medial y lateral); remarcados por los órganos vestibulares de donde proviene la información (**figura 5**). El núcleo superior recibe información de los canales semicirculares. El núcleo lateral (de Deiter) recibe información del cerebelo. El núcleo medial recibe información en la parte superior de los canales semicirculares y el cerebelo (núcleos fastigial y flocculus), en su parte central de sáculo y utrículo. Al núcleo inferior (descendente o espinal) llega información del utrículo y sáculo (Murofushi. 2009).

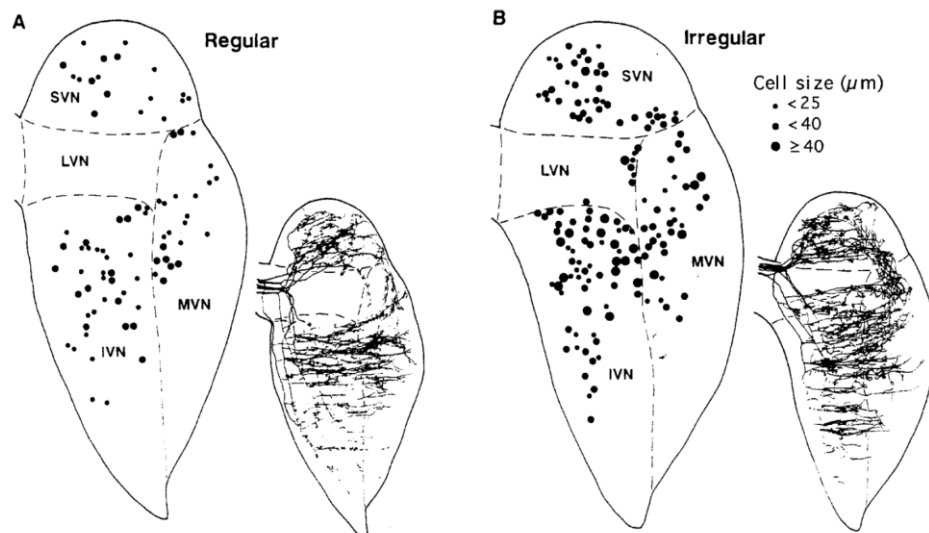


Figura 5. Aferencias de los núcleos vestibulares. Se muestran ubicaciones de células con descarga regular en los núcleos: superior (SVN), lateral (LVN), medial (MVN) e inferior (IVN). En el panel A se muestran células con descarga regular mientras que en el panel B se ubican células con descarga irregular. En estas estructuras centrales, hacen sinapsis los axones provenientes de las neuronas bipolares del ganglio de Scarpa. Tomado del trabajo de Goldberg del 2000.

Por parte de las vías eferentes, se han descrito un conjunto de células localizadas en el piso del cuarto ventrículo, las cuales emiten prolongaciones a través del octavo par craneal, el papel eferente puede ser tanto estimulatorio como inhibitorio. En el caso de las células ciliadas tipo I, las eferencias hacen sinapsis con la membrana que recubre la estructura de ánfora (membrana de neurona aferente vestibular), mientras que para las

células tipo II, los botones sinápticos están en directo contacto con la membrana de la célula ciliada (Vidal et al., 2015).

Los núcleos vestibulares a su vez, envían información directamente hacia núcleos óculo motores, cerebelo y tálamo a través del fascículo longitudinal medial, para modular reflejos vestíbulo ocular, vestíbulo cólico, vestíbulo espinal y finalmente la integración a nivel de la corteza. Mediante estudios de neuroimagen, se ha observado la activación en señales principalmente en regiones de la fisura de Silvio, corteza insular, corteza retro insular entre otras (Roberts et al. 2013, Utz et al. 2015), esto debido al uso de estimulación eléctrica o pruebas caloríficas, por lo tanto, se pueden considerar como regiones en donde se procesa información vestibular.

Reflejos vestibulares

Los principales reflejos vestibulares son los vestíbulo espinales, vestíbulo cólicos, vestíbulo oculares y vestíbulo autonómicos. Los más estudiados probablemente han sido los reflejos vestíbulo espinales. Es un reflejo que se encarga de estabilizar la cabeza y controla la posición erecta del cuerpo relativa a la gravedad, bajo condiciones dinámica y estática. La información es llevada por tres principales vías: el tracto vestíbulo espinal lateral, el tracto vestíbulo espinal medial y el tracto retículo espinal.

El reflejo vestíbulo cólico opera para estabilizar la cabeza en el espacio mediante movimientos de los músculos del cuello: los esternocleidomastoideos (ECM); mediante la contracción de cada uno de estos músculos se genera la rotación de la cabeza en sentido del músculo contraído ipsilateralmente y una relajación del músculo ECM contralateral (Murofushi, 2009). Cabe mencionar que este reflejo se estudia mediante la respuesta en el músculo, se usan potenciales miogénicos vestibulares provocados (VEMPs, por su nombre en inglés).

Los VEMPs son respuestas miogénicas de latencia corta, registrados con electrodos de superficie; la primera descripción de los VEMPs fue hecha por Colebatch en 1992 (Colebatch, 1992). Al final del siglo XX, la evaluación de los VEMPs se propuso como nuevo método para estudiar la función individual de la mácula sacular (Murofushi, 2009).

Los VEMP son generados mediante distintos tipos de estimulación (**figura 6**): sonido (120 dB a una frecuencia de 200-1000 Hz), vibración (menos de 100 Hz), y estimulación galvánica vestibular (~4.0 mA durante 2 ms) (Rosengren, 2009).

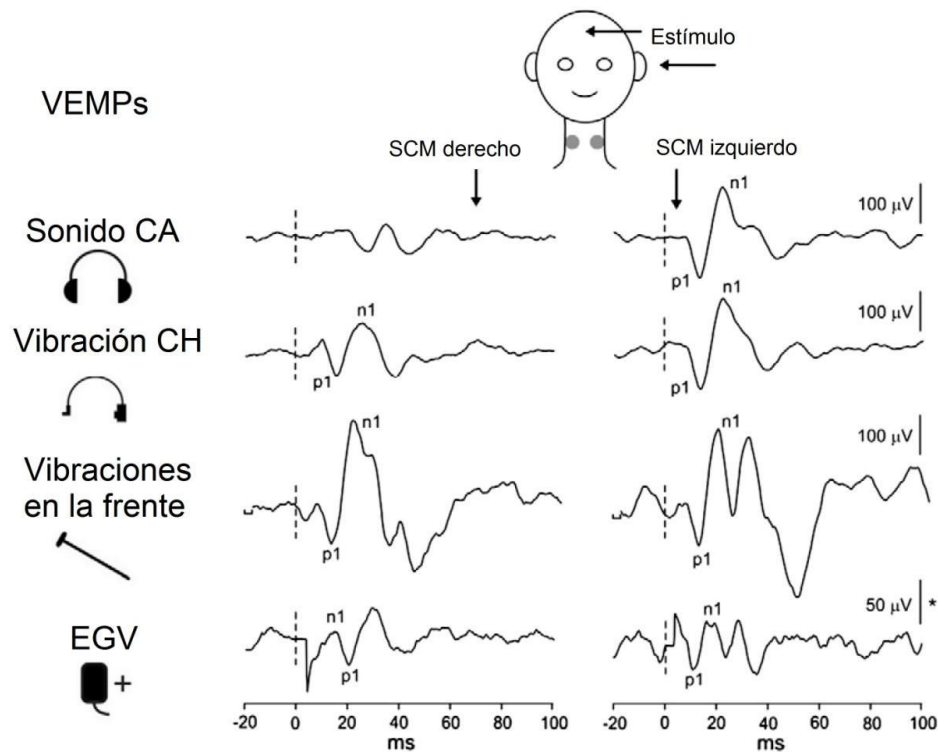


Figura 6. Registros de VEMPs en ambos músculos ECM, se muestra el lugar del estímulo. Para los VEMPs generados por sonido (AC) fue mediante 105 dB a 500Hz durante 2 ms. Los VEMPs generados por conducción en el hueso (BC) a 500 Hz durante 4 ms, ondas sinusoidales a 136 dB; con pequeños golpes en el cráneo (*forehead taps*) (40 repeticiones); EGV 4 mA, 2 ms. Modificada de Rosengren, 2010).

El reflejo vestibulo ocular estabiliza la mirada durante el movimiento del cuerpo y la cabeza. Este reflejo produce contracciones de los músculos extra oculares para compensar movimientos específicos de la cabeza y con ello se mantiene la estabilidad de la mirada (Goto *et al.*, 2003; Suzuki *et al.*, 1969). Este proceso es llevado a cabo por vías que hacen sinapsis directamente en los núcleos de control motor ocular (tercer y sexto núcleo ocular motor). El reflejo vestibulo ocular es generado por la información proveniente del núcleo vestibular ipsilateral a la inclinación de la cabeza, la cual es llevada a través del fascículo longitudinal medial hacia el núcleo abducens contralateralmente que activa al músculo recto externo igualmente contralateral al giro; a su vez aumentan

la actividad de interneuronas en el núcleo ocular motor común que genera una contracción del músculo ocular interno ipsilateral al movimiento (Repka, 2006).

El sistema vestibular en el ser humano se encarga principalmente de mantener un objetivo de interés en el centro de la fóvea, incluso cuando haya movimiento de la cabeza, para ello el conjunto de músculos extra oculares (Roberts et al., 2013). El inicio del control de estos músculos proviene de regiones superiores en la corteza: los campos oculares frontales y la región parietal temporal occipital; la primera hace sinapsis con otras dos estructuras de control: los colículos superiores y el núcleo del fascículo longitudinal medial. Finalmente hacen sinapsis con la formación reticular pontínea paramedial (Krauzlis, 2005).

Para los movimientos voluntarios horizontales: la formación reticular pontínea paramedial hace sinapsis ipsilateralmente con el núcleo abducens para controlar el músculo ipsilateral recto externo; también la formación reticular pontínea paramedial hace sinapsis con el núcleo oculomotor común contralateral para controlar el músculo recto interno.

En contraste con el reflejo vestibulo ocular; los movimientos oculares voluntarios son generados por contracciones y relajaciones de músculos extraoculares, con el fin de mantener la pupila centrada en un objetivo que se busque seguir. Estos movimientos son regidos por estructuras superiores (Goldberg & Walker, 2013), ejemplificaremos los siguientes movimientos voluntarios: sacadas y persecución.

Los movimientos sacádicos son desplazamientos rápidos de la pupila, estos movimientos son comandados desde el núcleo pontíneo, que envía prolongaciones a otras regiones en el cerebelo que se encargan del control de los movimientos oculares, como son el vermis oculomotor y el flocculo paraventral; para hacer sinapsis finalmente con núcleos oculomotores (Repka, 2006).

Otros reflejos vestibulares son los autonómicos que están relacionados con la compensación ortostática, contribuyendo de forma significativa a mantener la presión

sanguínea con los cambios de presión (Balaban *et al.*, 1994). Neuronas en los núcleos vestibulares, que provienen particularmente de órganos otolíticos, hacen sinapsis con neuronas en el tracto solitario, mediante estas sinapsis, cambios en la posición influyen en cambios de la respuesta simpática dirigida al control de la presión arterial, al igual que otras entradas, por ejemplo, las provenientes de barorreceptores (Yates., 2015).

Estimulación galvánica vestibular

La estimulación galvánica vestibular (EGV) es una técnica de estimulación no invasiva que consiste en la inyección de corriente eléctrica a través de electrodos superficiales en la periferia auricular. La cantidad de corriente eléctrica aplicada depende de diferentes parámetros como son: el modelo de experimentación, el sitio de estimulación y la pregunta de experimentación. En la **tabla 1** se muestran algunos trabajos de estimulación eléctrica junto con sus respectivos valores de estimulación. Los electrodos de cloruro de plata son los más usados para este tipo de estimulación. La ubicación de los electrodos varía, principalmente se estimula en la periferia auricular (Pliego, 2013), sin embargo, están descritos más sitios para colocar los electrodos como es el caso de la frente (Aoyama *et al.*, 2015, Fitzpatrick *et al.*, 2004).

Tabla 1. Trabajos de la literatura en donde se ha usado estimulación galvánica vestibular. En general los valores de estimulación están en el rango de 0.5 mA a 4 mA. Existen en la literatura más reportes sobre estimulación eléctrica donde se usan otros modelos de experimentación como ratas o cobayos.

Autor	Inyección (mA)	Modelo experimental	Revista	Parámetro medido
Zink et al. 1997	5 mA max en rampa	Humano	<i>Neuroscience Letters</i>	Oculometría
Watson et al., 1998	5 mA	Humano	<i>Experimental Brain Research</i>	Oculometría
Fitzpatrick & Day, 2004	1 mA	Humano	<i>Journal of Apply Physiology</i>	Estabilometría
Rosengren 2010	4 mA	Humano	<i>Clinical Neurophysiology</i>	VEMPs
Aoyama et al., 2015	3 mA	Humano	<i>Scientific Reports</i>	Resistencia eléctrica en puntos de la cabeza
McGregor et al., 2015	2 mA	Humano	Patente americana	Dispositivo para controlar peso corporal

Como antecedente tenemos la descripción de que cuando se aplica una corriente alterna a baja frecuencia, el estímulo tiene influencia en la visión. La percepción de aceleración generada por la inyección de corriente, se relaciona con el movimiento ocular. El grado de desplazamiento del ojo depende del valor de la corriente aplicada (Watson *et al.*, 1998; Zink *et al.*, 1997).

Antecedentes específicos

Trabajos en el laboratorio de Neurofisiología sensorial

La línea de trabajo en el laboratorio enfocada en estudiar propiedades biofísicas de las células vestibulares se remonta a más de 10 años de investigación (Soto *et al.*, 2002a, Soto *et al.*, 2002b), sin embargo, el trabajo con EGV en humanos es relativamente reciente en comparación de otras líneas de investigación en el laboratorio. Para ejemplificar esto, señalo el trabajo de tesis que consistió en el diseño y programación de una interfaz computacional para comunicar un estabilómetro comercial (tabla Wii, Nintendo), la interfaz fue realizada como parte del trabajo de tesis de un estudiante de computación (Salinas, 2008; Salinas 2011). Esta interfaz para el estabilómetro sirvió para experimentos posteriores como los del presente trabajo, así como para los de la tesis de la estudiante de maestría Adriana Pliego (Pliego, 2013) quien también usó EGV para dilucidar el mejor sitio de estimulación en la periferia auricular (estabilometría, **figura 7**) usando electrodos de cobre en una configuración bilateral unipolar (Fitzpatrick & Day, 2004) para obtener un mayor desplazamiento del centro de presión corporal (cpc) en sujetos voluntarios.

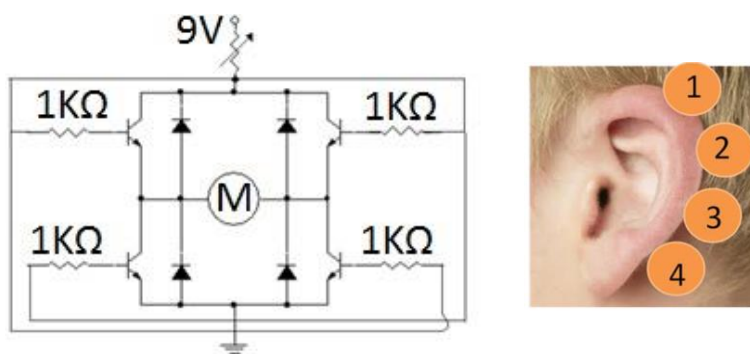


Figura 7. Diagrama del circuito del dispositivo de estimulación (puente H) construido en el Laboratorio de Neurofisiología Sensorial en el panel izquierdo; mientras que en el panel derecho se muestra las posiciones en donde se colocaban los electrodos de registro (Pliego, 2013).

Cabe mencionar los trabajos que se realizan hoy en día en el laboratorio que aportarán datos experimentales enfocados en la fabricación y diseño de un dispositivo auxiliar. Una tesis de la licenciatura de mecatrónica que se enfoca en diseño y programación de una interfaz que recopile datos de una unidad de medición inercial (UMI) (*MicroStrain*), en conjunto se diseña un dispositivo de estimulación eléctrica controlado con dicha interfaz; permitiendo inyectar diferentes formas de onda, magnitudes de estimulación, adición de ruido, entre otras (Hernández, 2017). El trabajo más reciente está enfocado en la experimentación con una preparación en agudo del nervio vestibular de rata (ámpula del csc horizontal) registrando frecuencias de descarga; aumento y disminución de esta frecuencia de descarga en función de la estimulación de campo (Gómez, 2017).

El principal trabajo a mencionar es la patente relacionada con una prótesis vestibular (patente US 2014/0081346A1) obtenida en el 2014 por el grupo de Enrique Soto, en donde se incluye parte del dispositivo diseñado en la tesis de maestría de Adriana Pliego (Pliego, 2013). En la patente se plantea diseñar una diadema con múltiples electrodos de estimulación colocados alrededor del oído (**figura 8**); así como parte del modelo matemático igualmente publicado por el laboratorio de neurofisiología sensorial en colaboración con la facultad de fisicomatemáticas de la BUAP (Alexandrov et al., 2001; Alexandrov et al., 2007; Vega et al., 2016).



Figura 8. Propuesta de arreglo de electrodos fijos sobre una diadema, para la EGV. La magnitud de corriente inyectada estaría ligada con otro dispositivo que pudiera censar aceleraciones (simulando el papel de órganos otolíticos y de csc) para que en conjunto funcionasen como dispositivo de apoyo vestibular. Esta propuesta fue patentada por el laboratorio de Soto en 2015 (US 2014/0081346A1).

Planteamiento del problema

Un problema en personas adultas es su dificultad para desplazarse por el espacio, para ello necesitan de la locomoción, incluyendo el inicio y mantenimiento de la marcha rítmica; el balance, ligado con el correcto funcionamiento del sistema vestibular, visual y propioceptivo lo que les lleva a adaptar su motricidad al medio (Strupp et al., 2003). A la edad de 60 años, 85% de las personas mantienen una marcha estable, sin embargo, a la edad de 85 años el porcentaje de marcha estable baja a solo 18% (Snijders et al., 2007). La estabilidad durante la marcha depende en parte, del funcionamiento del vestíbulo; si hubiese un daño en este órgano de tal grado que no pudiese cumplir con su objetivo, es idóneo el diseño y creación de un dispositivo que mimetizara el funcionamiento de este órgano. Por ello es de interés la creación de una prótesis vestibular que compense la pérdida de este órgano, para ello es necesario plantear una batería de experimentos enfocados en estimular al vestíbulo con inyección de corriente.

Adicionalmente, en el entrenamiento de pilotos especialmente de aviación se requiere el uso de sistemas como centrifugas o plataformas de Stewart para simular fuerzas inerciales que se producen durante el desplazamiento del vehículo. Sin embargo, en el caso de las plataformas de Stewart que es el sistema más comúnmente usado para el entrenamiento, la posibilidad de realizar desplazamientos laterales (guiñada de una nave) es mínima, por lo cual se propone la EGV como una alternativa para simular dichas fuerzas (Alexandrov et al., 2015)

En el laboratorio de Neurofisiología sensorial se estudia el vestíbulo desde nivel celular como son las células del ganglio vestibular, hasta nivel de organismos, como es la preparación de nervio del ámpula vestibular y trabajo con estimulación eléctrica en humanos. El objetivo de este trabajo es contribuir con información para diseño y la fabricación de una prótesis vestibular; ya se ha trabajado con el modelo matemático del sistema vestibular (Alexandrov et al., 2001; Alexandrov et al., 2007; Alexandrov et al., 2014; Vega et al., 2008); se consiguió la patente de dispositivo que sustituya la función del sistema vestibular (US 2014/0081346A1); los experimentos que se realizarán en la presente tesis están dirigidos al estudio del efecto de la inyección de corriente mediante EGV, en parámetros fisiológicos obtenidos mediante análisis estabilométrico, video

nistagmometría, y detección de los movimientos de la cabeza mediante el uso de un sistema de acelerómetros y giróscopos en los tres planos del espacio.

Recientemente se publicaron los avances de la investigación, de manera general, relacionada a la fisiología vestibular, y a la estimulación galvánica vestibular en un capítulo del libro de la Academia Nacional de Ciencias (Vega et al., 2016) donde se menciona el estudio de la descarga del nervio del ámpula vestibular y su relación con un modelo matemático que describe el cambio del voltaje de membrana de una neurona aferente vestibular.

Hipótesis

El uso de inyección de corriente EGV a través de electrodos colocados perpendicularmente a los canales semicirculares, estimula al sistema vestibular de forma tal que es posible simular el efecto de los estímulos naturales con aceleraciones lineales.

Objetivos

Objetivo general

Realizar experimentos de EGV con diferentes arreglos de electrodos en sujetos experimentales, con los cuales se aportarán datos experimentales (adecuadamente parametrizados) para definir parámetros a usar en una prótesis vestibular a futuro.

Objetivos particulares

- Estudiar el efecto de la EGV sobre el movimiento de los ojos (video nistagmometría).
- Estudiar el efecto de la EGV sobre el cpc de sujetos voluntarios (estabilometría)
- Estudiar el efecto de la EGV sobre la inclinación de la cabeza (UMI).

Objetivos específicos

- Determinar un valor umbral de estimulación con una inyección de corriente a través de electrodos superficiales (umbral de percepción de movimiento).

- Registrar el desplazamiento en grados del ojo usando el sistema de video nistagmometría, usando los arreglos de electrodos.
- Registrar el cambio del cpc en sujetos de pie con un sistema de estabilometría, usando tres arreglos de electrodos.
- Registrar la inclinación de la cabeza en sujetos de pie, con una unidad inercial colocada en un casco, usando tres arreglos de electrodos.

Con este trabajo, aportaremos resultados experimentales para tener conocimiento sobre el comportamiento de parámetros fisiológicos durante la estimulación galvánica vestibular, para el diseño y fabricación de aparatos de apoyo o sustitución vestibular (prótesis vestibular).

Material y métodos

Se seleccionaron sujetos experimentales para los experimentos de EGV mediante los siguientes criterios de inclusión:

- Sujetos voluntarios.
- Sexo masculino o femenino.
- Edad de 18 a 30 años.

Se planteó que no participaran personas que cumplan los siguientes criterios de exclusión

- Presencia de patologías vestibulares o cardiacas conocidas.
- Que haya sufrido caídas sin causa conocida, anterior a 6 meses de las pruebas.
- Presencia de alergias cutáneas en las zonas en donde se colocan los electrodos.
- Presencia de neuropatías (epilepsia, migraña, cefalea tensional, crisis epilépticas).
- Tengan dispositivos electrónicos implantados: marcapasos o implantes cocleares.

Los sujetos fueron citados para los experimentos en un anexo del laboratorio de Neurofisiología Sensorial, ubicado en la biblioteca Ramón y Cajal en el Instituto de Fisiología; el cual cuenta es un espacio de 2 por 2.75 metros, siendo un lugar poco transitado, con 30 dB de sonido ambiental en promedio, iluminado con focos de neón. Se les solicitó a los participantes llenar y firmar el consentimiento informado; así también se

llenó la historia clínica. Se les midió la presión arterial y frecuencia cardiaca con un baumanómetro digital automático (*Omron*) en cuatro periodos, 5 minutos antes y 5 minutos después de iniciar el experimento, así como inmediatamente previo y posterior a la prueba.

Preparación del sujeto experimental

Durante el tiempo de espera entre las mediciones de presión, se colocaron los electrodos de estimulación de cloruro de plata de 1 cm de diámetro (3M, *Red Dot*) en pares (arreglos bipolares bilaterales), ubicados en paralelo a los tres canales semicirculares, para ello nos basamos en la línea imaginaria de Reid (30° sobre la horizontal) para trazar la disposición del canal semicircular horizontal, a partir esta ubicación a 90° se ubicaron los otros dos canales semicirculares, anterior y posterior. Las polaridades de los electrodos fueron colocadas en direcciones encontradas como ilustra la **figura 9**. Al final se estructuraron 3 sitios para colocar los electrodos, con respecto a la horizontal: 30°, 120° y 210°.

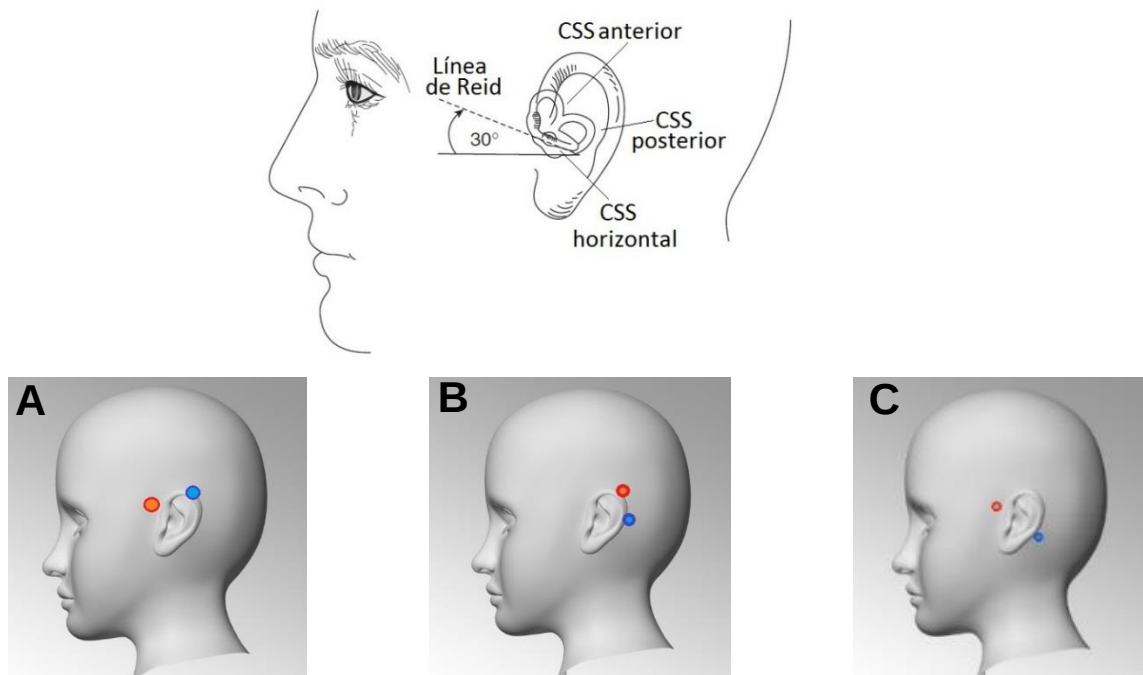


Figura 9. Disposición de los electrodos de estimulación. En la imagen superior se muestra la línea imaginaria de Reids y su ubicación con respecto al canal semicircular horizontal (modificado de Baloh & Kerber, 2011). En el renglón inferior, ilustración de disposición de electrodos para estimular, de izquierda a

derecha arreglos: anterior (A), posterior (B) y horizontal (C), los electrodos en la periferia del oído derecho (no ilustrados) fueron colocados con polaridad invertida. En rojo ánodo y azul cátodo.

Antes de comenzar con el experimento se realizó la calibración del equipo de video nistagmometría (*RealEyes, Micromedical Technologies*) usando una barra con luces led, incluida con el equipo. Para ello el sujeto se sentó en una silla a 1 metro de distancia de la barra, y esta se acondicionó a su altura; se aplicó el protocolo de calibración propio del equipo. Mientras permanecía sentado, se midió el umbral de percepción de movimiento (valor de inyección de corriente con el cual el sujeto percibiera desplazamiento propio o del espacio) mediante la inyección de pulsos cuadrados crecientes de aproximadamente 0.2 mA. La cantidad de corriente con la que cada sujeto percibió desplazamiento se registró y se usó para estimular durante los experimentos. Antes de comenzar el experimento se le colocó el casco con la UMI (3DM-GX3-15, *MicroStrain*) integrado. Finalmente, se les pidió que se pusieran de pie sobre la plataforma Wii (Nintendo) **figura 10**. En relación con los sujetos de voluntarios se siguieron las normas aprobadas para la experimentación con humanos (Norma Oficial Mexicana NOM-012-SSA3-2012 y la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial 2013).



Figura 10. Sujeto experimental con el equipo de medición colocado. Los sujetos permanecían de pie alrededor de 5 minutos en la tabla Wii, esto ya que tenía periodos de 1 minuto de descanso entre cada protocolo. Mientras no se estaban registrando los parámetros de desplazamiento, se le comunicaba al sujeto que podía moverse libremente, y en el momento que comenzaba el registro, el sujeto retomaba la posición de Romberg.

Determinación de tres periodos de registro

Se establecieron 50 segundos de registro por protocolo, el tiempo se dividió de la siguiente manera: el primer lapso comprende desde el segundo 0 hasta el 20 no se aplicó estimulación y se denominó “tiempo pre estimulación”, el segundo fue desde el segundo 21 al 30, y se denominó “tiempo estimulación” y el tercer periodo comprendió del 31 al 50 y fue nombrado “tiempo post estimulación”. En cada experimento se realizaron tres protocolos; con estimulación normal, invertida y falsa; los cuales fueron aplicados de forma aleatoria a fin de evitar, hasta donde ello es posible, que los sujetos tuvieran respuestas relacionadas con sus expectativas o porque supieran que se va a estimular.

Movimientos oculares

Se colocó un objetivo de 2 centímetros por lado pegado en la pared a la altura de los ojos de cada sujeto y a 1 metro de distancia de donde estaba parado el sujeto. El desplazamiento de los ojos fue registrado usando un equipo de video nistagmometría (*Micromedical Technologies*) con el software *Spectrum* que permite el registro en video de dos cámaras colocadas en un par de gafas que muestran un video en tiempo real del movimiento de los globos oculares mediante el seguimiento de la pupila. Las gafas fueron ajustadas al tamaño de la cabeza de cada sujeto para evitar el movimiento del equipo. El desplazamiento de cada ojo fue registrado en grados tanto horizontal como verticalmente y graficado contra el tiempo, a una frecuencia 100 muestras por segundo.

Estabilometría

Previo a que el sujeto se pusiera de pie, los cuatro sensores de la tabla fueron llevados a cero con el software diseñado por el estudiante de computación Eduardo Salinas (Salinas, 2010). Para el registro del desplazamiento del centro de presión corporal (cpc), los sujetos permanecieron de pie sin zapatos sobre una tabla Wii (Nintendo), con los talones ligeramente separados formando un ángulo de 60 grados (Pliego, 2013). El software permite registrar los desplazamientos anteroposterior y lateral en centímetros y guardarlos en una base de datos, la frecuencia de muestreo fue de 40 Hz.

Inclinación de la cabeza

La inclinación de la cabeza fue medida en tres ángulos (x, y, z) los cuales son denominados como alabeo, cabeceo y guiñada, respectivamente (**tabla 2**). Los valores angulares fueron detectados por una unidad de medición inercial (UMI) (3DM-GX3-15, *MicroStrain*) colocada en un casco. Antes de iniciar el experimento, se aseguraba el casco en la cabeza del sujeto de experimentación con una cinta propia del casco ubicada a la altura de la barbilla. Los datos fueron recopilados por el software SEEE (Hernández, 2017) diseñado por el estudiante Ángel Hernández como parte de su tesis de licenciatura, al comenzar cada registro el software llevó a cero los valores de inclinación; los datos fueron recopilados a una frecuencia de 20 muestras por segundo.

Tabla 2. Relación de signos (positivos y negativos) para interpretar direcciones de desplazamiento con respecto a ejes y planos de las mediciones realizadas por los 3 equipos de recopilación de datos, la direccionalidad es aplicable para los datos crudos.

Sistema de medición	Eje / plano	Valores de referencia (direcciones)	
		Positivos	Negativos
UMI	Alabeo	Hacia hombro izquierdo	Hacia hombro derecho
	Cabeceo	Nariz hacia abajo	Nariz hacia arriba
	Guiñada	Hacia oído derecha	Hacia oído izquierda
Estabilometría	Antero posterior	Anterior	Posterior
	Lateral	→	←
Video nistagmometría	Verticales	↑	↓
	Horizontales	→	←

Estimulación eléctrica

El sujeto de experimentación estuvo de pie en posición de Romberg con los manos tocando el hombro contra lateral, mirando al frente y con los talones juntos (Fitzpatrick, 2004). Para la estimulación eléctrica se usaron electrodos de plata clorurada de 1 cm de diámetro (3M, *Red Dot*) colocados en tres arreglos ilustrados en la **figura 9**, un arreglo

por experimento, para ubicar los electrodos nos valimos de un transportador; se colocó el centro del transportador en el punto más alto de la entrada del canal auricular y usando la horizontal visual, trazamos tres puntos imaginarios para colocar en pares los electrodos de tal forma que se dispusieron en perpendicular a los canales semicirculares. Se usó un aislador de corriente WPI-305 (*World Precision Instruments*), el cual permite la inyección de pulsos cuadrados en el rango de 0.1 a 10 mA. En los experimentos de EGV se inyectó corriente en dos direcciones por par de electrodos en cada uno de los arreglos mencionados (**figura 9**), las denominamos como normal e invertida, haciendo referencia a esta última se invirtió la polaridad de los electrodos previamente colocados (polaridad normal).

El plan de trabajo que se decidió seguir para cada sujeto de experimentación se muestra en el **diagrama 1**, el tiempo aproximado fue de 30 minutos por cada sujeto aplicado una inyección de corriente con polaridad “normal” e “invertida” incluyendo la preparación del sujeto y la valoración después de los experimentos. El tiempo formal del experimentación fue de aproximadamente 5 minutos.

Diagrama 1. Plan de trabajo al cual se someterá a cada uno de los sujetos de experimentación, muestra cada una de las etapas de trabajo. El tiempo de trabajo por sujeto fue de aproximadamente 40 minutos, incluyendo el tiempo para la medición de PA y Fc, el tiempo en el que se llenaba la historia clínica y el consentimiento informado, la colocación del equipo y los electrodos y el tiempo de registro.



Procesamiento de datos

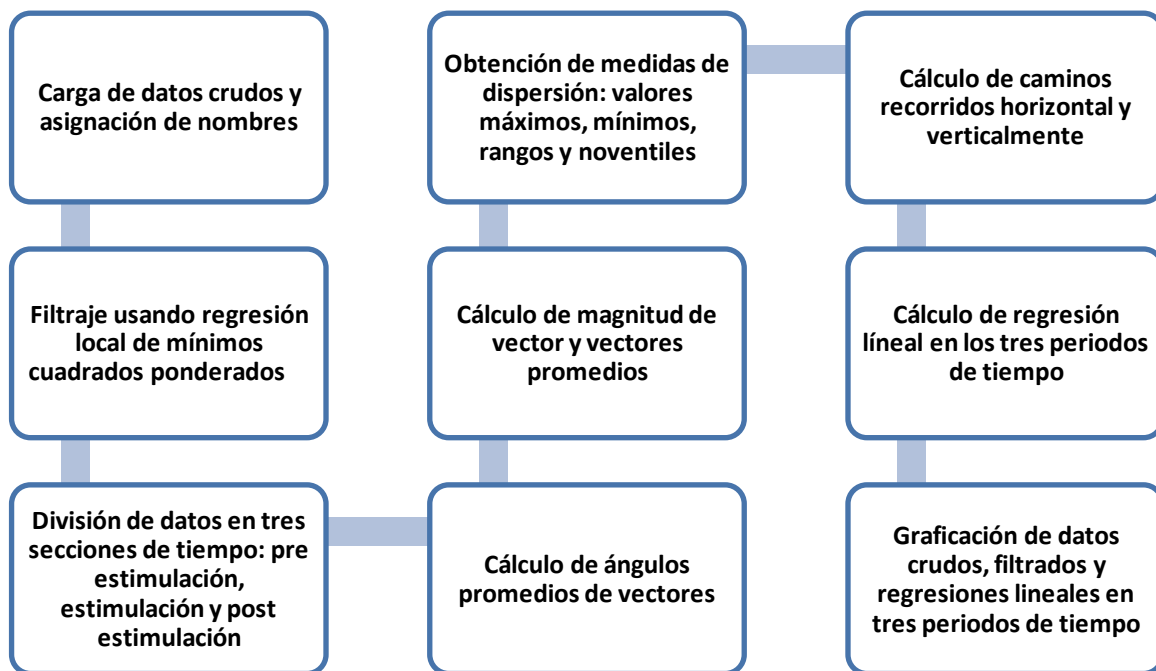
Los datos fueron procesados después de realizar los experimentos. Para el procesamiento de datos nos valimos de la plataforma Matlab (Matlab, 2012, The MathWorks Inc., Natick, MA) en donde diseñamos un código basado en el descrito en la tesis de maestría de Adriana Pliego (Pliego, 2014); se usaron un conjunto de ecuaciones para calcular los parámetros descritos en el **formato 1**. Cada conjunto de ecuaciones se aplicó a los tres registros (desplazamiento del cpc, inclinación de la cabeza y desplazamiento ocular).

Método de registro	Parámetro a medir	Amplitud 0.5-3.5 μ A	Duración 1-5 s	Frecuencia 0.5-10 Hz	1	2	3	4	5
Estabilómetro	CR lateral (cm)								
	CR antero posterior (cm)								
	Magnitud del vector de cpc (cm)								
	Dirección vectorial del cpc (°)								
Nistagmómetro	CR horizontal de ojos (°)								
	CR vertical de ojos (°)								
	Magnitud del vector de mirada (°)								
	Vector direccional de la mirada (°)								
Unidad de medición inercial	Inclinación alabeo de cabeza (°)								
	Inclinación cabeceo de cabeza (°)								
	Inclinación guiñada de cabeza (°)								
	Magnitud del vector de inclinación de la cabeza (°)								
	Vector direccional de la mirada (°)								

Formato 1. Parámetros propuestos a registrar en los experimentos de EGV durante situación control, con estimulación eléctrica y post estimulación. La amplitud de inyección de corriente, frecuencia y duración de estimulación serán establecidos en el dispositivo diseñado y fabricado en el laboratorio como parte de una tesis de licenciatura (Hernández, 2015). Las 5 últimas columnas hacen referencia a sitios de colocación de electrodos. Centro de presión corporal (cpc), camino recorrido (CR).

El código de MATLAB para el análisis de datos siguió una serie de procedimientos que se aplicaban en cada uno de los tres periodos del registro, siendo estos el periodo de pre estimulación (control), estimulación (EGV) y post estimulación (post EGV). El conjunto de pasos seguidos se muestra en el **diagrama 2**, y las ecuaciones usadas se describen a continuación.

Diagrama 2. Algoritmo para análisis matemático de los datos crudos de los registros; los conjuntos de datos generados por los dispositivos de medición siguieron básicamente el mismo procedimiento que se muestra a continuación.



- **Determinación de tres lapsos de tiempo.** Los tres periodos relacionados de tiempo comprendían 20, 10 y 20 segundos, respectivamente. Se planteó para el análisis de datos descartar los primeros y los últimos 10 segundos (de control y de post EGV), de tal forma que se analizaron 10 segundos para la situación control, 10 para la EGV y 10 para post EGV.
- **Filtraje de datos.** Los datos crudos fueron filtrados previamente al análisis, para ello se aplicó un filtro regresión local de mínimos cuadrados ponderados, esto con

una a la función de MATLAB denominada *rloess*, esto nos permitió por ejemplo eliminar parpadeos en señales del video nistagmómetro.

- **Diferencia entre dos puntos.** Se calculó la diferencia entre pares continuos de puntos de la línea temporal de cada registro, un valor del parámetro a analizar menos el valor inmediatamente anterior (**figura 11**). En la ecuación siguiente se ilustra la diferencia entre el valor de desplazamiento del ojo izquierdo horizontal (*LH*) en un tiempo (*t*), y el valor a un tiempo anterior. Este fue el primer paso de los siguientes cálculos.

$$\text{Diferencia entre dos puntos} = LH(t + 1) - LH(t)$$

- **Magnitud del vector.** Para calcular la magnitud del vector primero se determinaron los componentes del mismo, esto mediante la diferencia entre dos puntos, esto en los desplazamientos horizontales y verticales. Se siguió la siguiente fórmula para calcular la hipotenusa de un triángulo.

$$\text{Magnitud de vector} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

- **Camino recorrido.** El cálculo del camino recorrido se realizó mediante la sumatoria de los valores absolutos de las diferencias entre dos puntos.

$$\text{Camino recorrido} = |(x_2 - x_1)|$$

- **Dirección vectorial.** Para calcular la dirección del vector nos valimos de la siguiente ecuación la cual usa los componentes vectoriales previamente descritos.

$$\text{Ángulo de vector} = \tan^{-1} \left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \right)$$

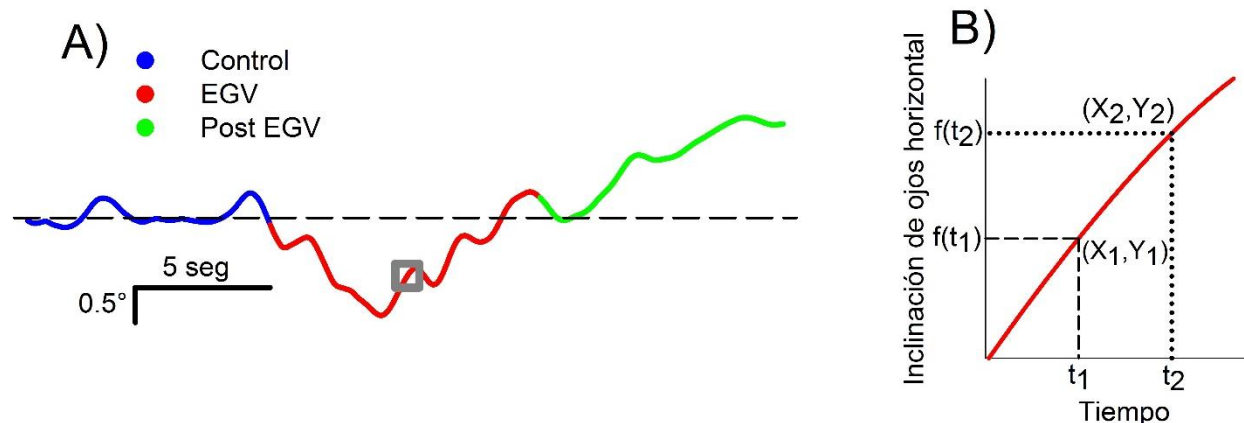


Figura 11. Inclínación de ojos en eje horizontal, en donde se diferencian con colores los periodos de grabación del experimento **(A)**, el análisis de datos se realizó en el mismo número de datos que estuvo en función del tiempo de las tres condiciones del registro. En **B**, ejemplificación de recta perteneciente a un fragmento del registro durante EGV (cuadro en gris) **(A)**, se tomaron un par de puntos para introducir en la ecuación correspondiente (diferencia de entre dos puntos), para esta gráfica la inclinación y el tiempo se consideran con unidades arbitrarias.

Análisis estadístico de los datos

El análisis estadístico se realizó con el programa SigmaPlot 11. Se usó la prueba t pareada para determinar si había diferencias significativas en los parámetros entre las tres condiciones del experimento (control, EGV y post EGV): la condición control (pre estimulación) contra la EGV, la condición control contra la post EGV, y la EGV contra la post EGV. Cuando los datos no siguieron una distribución normal, se aplicó la prueba no paramétrica de Wilcoxon. Se reportan como valores significativos (marcados con un asterisco) aquellos menores a 0.05 ($p < 0.05$).

Resultados experimentales

Experimentos piloto sin EGV

Las mediciones de movimientos oculares sin EGV (**figura 12**) fueron estandarizadas, para ello se reclutaron 13 sujetos experimentales, 3 mujeres y el resto fueron varones, ambos grupos de las edades estipuladas en la sección de materiales y métodos. Se hicieron pruebas clínicas pre diseñadas de seguimiento ocular usando el equipo de *Micromedical Technologies*, las cuales correspondieron al seguimiento de un objetivo generado por una barra con leds rojos, la barra fue colocada a la altura de cada sujeto mientras permanecía sentado y a 1 metro de distancia.

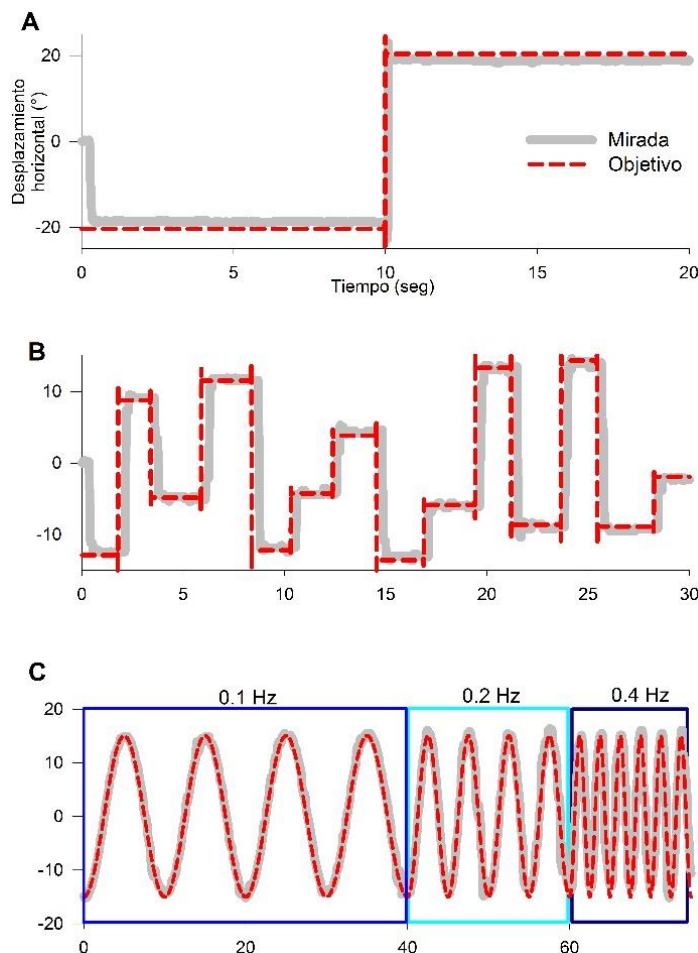


Figura 12. Seguimientos con la mirada de un objetivo horizontalmente, generado por una barra de leds. Las pruebas piloto se realizaron sin aplicar EGV. Registros correspondientes a un sujeto voluntario que siguió el desplazamiento del objetivo mientras se movía de izquierda a derecha (valores positivos y negativos, respectivamente). En **A** el led aparecía en un extremo de la barra y se desplazaba hacia el extremo contrario, el sujeto partió con la mirada al centro (0°). Protocolo de estímulos sacádicos (**B**), el led aparecía en lugares aleatorios a lo largo de la barra de estimulación y el sujeto siguió su desplazamiento. Seguimiento de estímulo sinusoidal horizontal (**C**), de derecha a izquierda, el trazo de la sinusoide se hizo a 0.1, 0.2 y 0.4 Hz respectivamente.

Durante las pruebas para estandarizar los registros con el video nistagmómetro se nos presentó un sujeto con problemas de seguimiento lento (persecución) diagnosticada por

disfunción de los músculos extra oculares. Se aplicaron protocolos clínicos de video nistagmometría como fijación de la mirada vertical y horizontal, estimulación con sacadas y estimulación sinusoidal horizontal. En la **figura 13** se muestra el registro de la inclinación de los ojos izquierdo y derecho del sujeto con problemas para el seguimiento del objetivo visual (**A**), estímulo sinusoidal a 0.4 (t = 0 a 40 seg), 0.2 (t = 40 a 60 seg), y 0.1 (t = 40 a 75 seg) Hz. Mostramos diagramas de Lissajous del seguimiento de un objetivo por dos sujetos voluntarios, el primero con problemas de seguimiento a 0.2 y 0.1 Hz (**B y C**) y el segundo sin problemas para seguir un objetivo a diferentes frecuencias, se muestra seguimiento a 0.2 Hz (**D y E**).

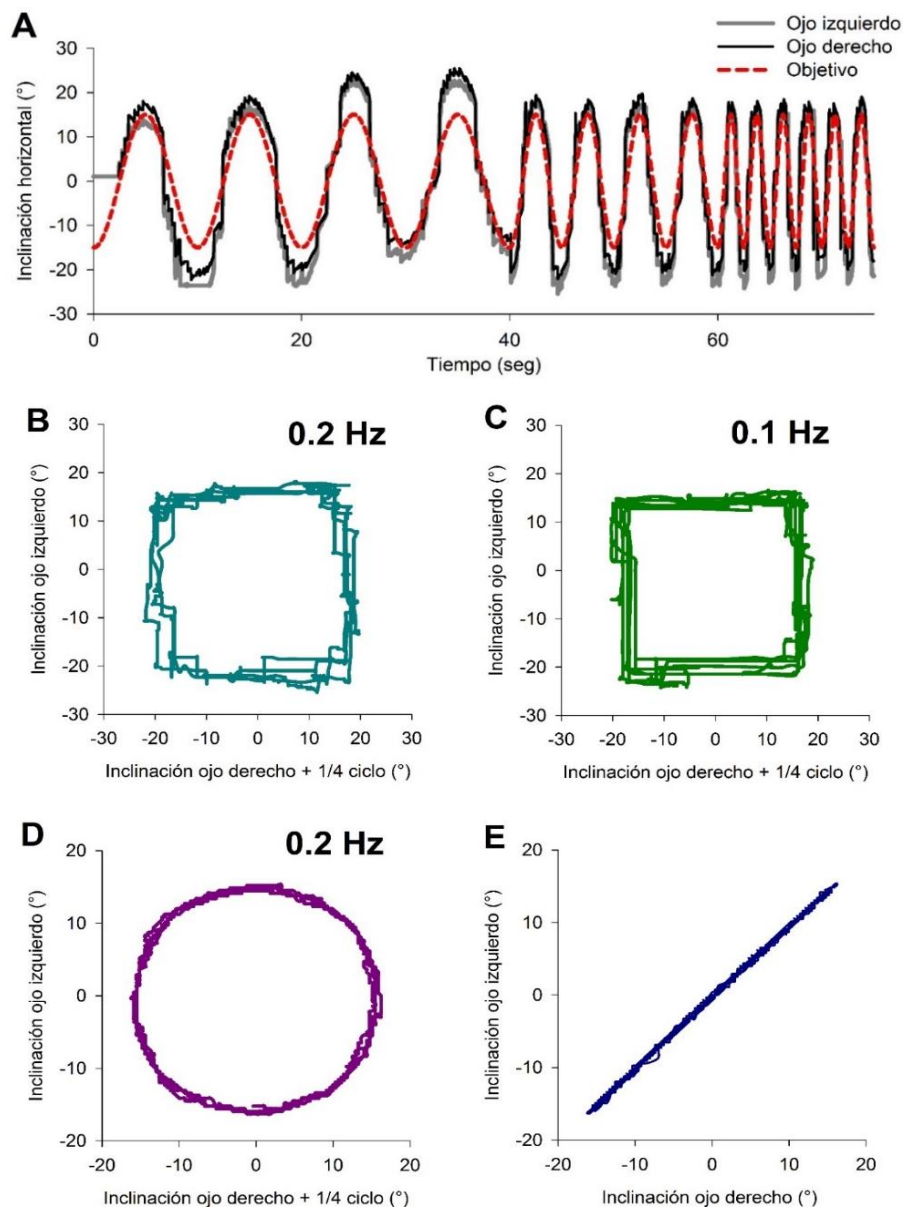


Figura 13. Registro de inclinación horizontal de los ojos y diagramas de Lissajous correspondientes. En **A**, el objetivo visual se desplaza en el plano horizontal de forma sinusoidal a 0.4, 0.2 y 0.1 Hz y el sujeto debe seguirlo con ambos ojos, los datos graficados no están filtrados para que se aprecien los movimientos sacádicos en crestas y valles de sinusoides (dientes de sierra) que se generan cuando el sujeto intenta seguir el estímulo. En **B** y **C** diagramas de Lissajous del desplazamiento con dirección horizontal del ojo derecho contra el izquierdo, en un sujeto con alteración de la mirada conjugada (eje de las abscisas desplazado 1/4 del ciclo sinusoidal). En **D** diagrama de Lissajous de desplazamiento ojo derecho versus izquierdo en un sujeto normal. Diagrama de Lissajous (**E**) sin desplazamiento del ciclo; mediante un ajuste de regresión lineal obtuvimos la intersección con el origen: -0.45 y la pendiente: 0.98, con $r^2 = 0.99$.

Los diagramas de Lissajous, fueron trazados desplazando en el tiempo 1/4 del ciclo sinusoidal en la inclinación del ojo derecho con el fin de empatar el inicio y final de una senoide (ojos derecho e izquierdo). Sin el arreglo antes mencionado, graficaríamos una línea semi recta con una inclinación de aproximadamente 45° , en el caso de que el sujeto pudiese seguir correctamente el desplazamiento del objetivo a lo largo de la barra; es posible trazar dicha línea con pendiente cercana a 1 con los datos de seguimiento de cualquier frecuencia de estimulación sinusoidal; los diagramas de Lissajous nos permiten observar el comportamiento de una señal periódica de manera atemporal (patente US 2014/0180043 A1). Para obtener los datos descriptivos de la línea (intersección con cero, pendiente y valor del ajuste lineal), nos valimos del programa MATLAB, para aplicar un modelo de regresión lineal. Este sujeto antes mencionado fue descartado para los experimentos de EGV ya que teníamos variables que no podíamos controlar.

Dentro de nuestros criterios de exclusión (material y métodos) mencionamos características que los sujetos no podían tener para ser incluidos en los experimentos de EGV. Cabe mencionar que 3 sujetos de los que participaron en las pruebas piloto (estandarización de registro con video nistagmómetro), fueron rechazados para participar en los experimentos de EGV debido a que no cumplían con los criterios antes mencionados. De los 10 sujetos restantes con posibilidad de ser estimulados, 4 participaron en los experimentos de EGV.

Montaje de electrodos para experimentos de EGV

Para los experimentos de EGV usamos 21 sujetos de experimentación de los cuales 6 eran mujeres con edad promedio 24 ± 1.4 años, cuyo umbral de percepción fue en promedio 1.28 ± 0.4 mA. Se reclutaron también 15 hombres con 26.7 ± 1.3 años de edad promedio, el umbral de percepción 2.05 ± 0.4 mA (**figura 14**).

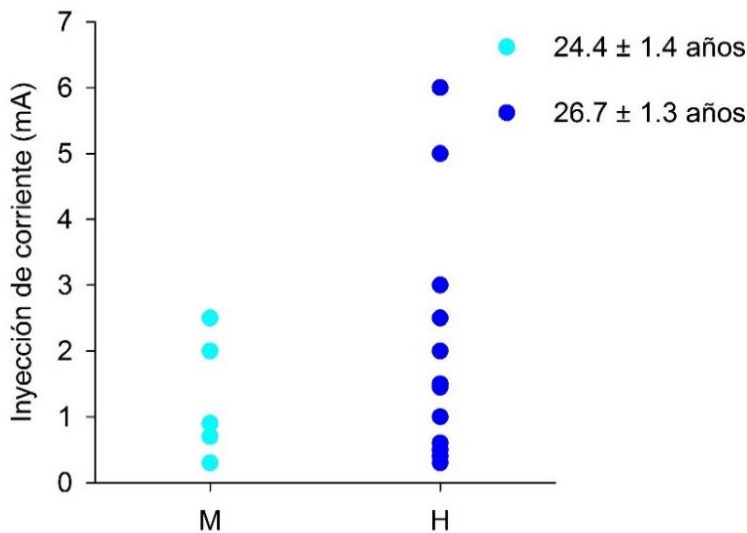


Figura 14. Distribución de umbral de percepción de movimiento en 21 sujetos de voluntarios, divididos en dos grupos (mujeres – M y hombres – H, respectivamente). Cada círculo representa a un sujeto de experimentación. En dos casos, el umbral de percepción se alejó del de la población en general (valores de corriente 5 y 6 mA). Se muestran promedio $\pm$ error estándar de la edad.

Para facilitar la lectura de los resultados en la sección de resultados, usaremos la siguiente terminología para identificar los arreglos de electrodos usados en los experimentos. También se muestra el número de sujetos y la corriente inyectada; la cantidad de corriente estuvo en función de la percepción de desplazamiento subjetivo como se mencionó en material y métodos (**tabla 3**).

Tabla 3. Terminología para identificación de arreglos de electrodos, se usó la letra mayúscula correspondiente al arreglo de estimulación (anterior, posterior y horizontal) y se clasificó con minúscula si fue en la condición a o b. Esta terminología es usada en todas las gráficas de la sección de resultados. Se muestra además el número de sujetos y el promedio de corriente de inyectada más menos su error estándar.

Arreglo de electrodos	Terminología	n	Corriente inyectada mA
Anterior A	Aa	6	1.65 ± 0.4
Anterior B	Ab	6	1.52 ± 0.40
Posterior A	Pa	7	1.2 ± 0.40
Posterior B	Pb	7	1.2 ± 0.40
Horizontal A	Ha	8	2.24 ± 0.8
Horizontal B	Hb	7	2 ± 0.7

Como se mencionó antes, se reclutaron 21 sujetos, cabe mencionar que no todos los sujetos hicieron experimento con el conjunto total de los arreglos. Se clasificaron en tres grupos, referente a los dispositivos usados para las mediciones (**tabla 4**).

Tabla 4. Desglose del número de sujetos en función de los experimentos de EGV en los que participaron. Se muestran los arreglos que usaron los sujetos de experimentación con respecto a los dispositivos usados. Al final de cada columna (en colores) se muestra el número total de sujetos por cada medición.

	Unidad de medición inercial						Estabilómetro						Video nistagmómetro					
Sujeto/ arreglo	Aa	Ab	Pa	Pb	Ha	Hb	Aa	Ab	Pa	Pb	Ha	Hb	Aa	Ab	Pa	Pb	Ha	Hb
S1					x						x						x	
S2	x	x					x	x					x	x				
S3					x	x					x	x					x	x
S4					x						x						x	
S5					x						x						x	
S6						x												x
S7					x	x					x	x					x	x
S8					x	x					x	x					x	x
S9					x	x					x	x					x	x
S10			x	x					x	x					x	x		
S11																		
S12	x	x					x	x					x	x				
S13			x	x					x	x					x	x		
S14	x	x					x	x					x	x				
S15			x	x					x	x					x	x		
S16	x	x	x	x			x	x	x	x			x	x	x	x		
S17	x	x	x	x			x	x	x	x			x	x	x	x		
S18			x	x					x	x					x	x		
S19	x	x	x	x			x	x	x	x			x	x	x	x		
S20					x	x					x	x					x	x
S21						x						x						x
Total	6	6	7	7	8	7	6	6	7	7	8	6	6	6	7	7	8	7

Medición de presión arterial y frecuencia cardiaca

En los experimentos de EGV se hicieron 4 mediciones de la presión arterial y la frecuencia cardiaca con un baumanómetro digital a cada sujeto de experimentación. Esto con el fin de observar si existe alguna modificación en los parámetros previamente mencionados. Las 4 mediciones se distribuyeron de la siguiente manera: la primera mientras el sujeto voluntario firmaba el consentimiento informado (previo), la segunda se realizó a punto de comenzar el experimento (inmediatamente antes del experimento); finalizado el experimento se tomó la tercera medición de PA y Fc (inmediatamente después del experimento) y finalmente 5 minutos después se realizó la última medición.

Encontramos diferencias significativas aplicando una prueba ANOVA de una vía de medidas repetidas y una post prueba de Tukey (SigmaPlot 11). En el caso de las medias de la presión arterial (**figura 14, A**), encontramos diferencias significativas en la presión sistólica previo a iniciar el experimento en comparación con la medición inmediatamente posterior a la EGV ($p = 0.013$); mientras que, para la presión diastólica, la diferencia significativa la encontramos entre la comparación la medición previa a la EGV y la medición después de 5 minutos de haber concluido el experimento ($p = 0.02$).

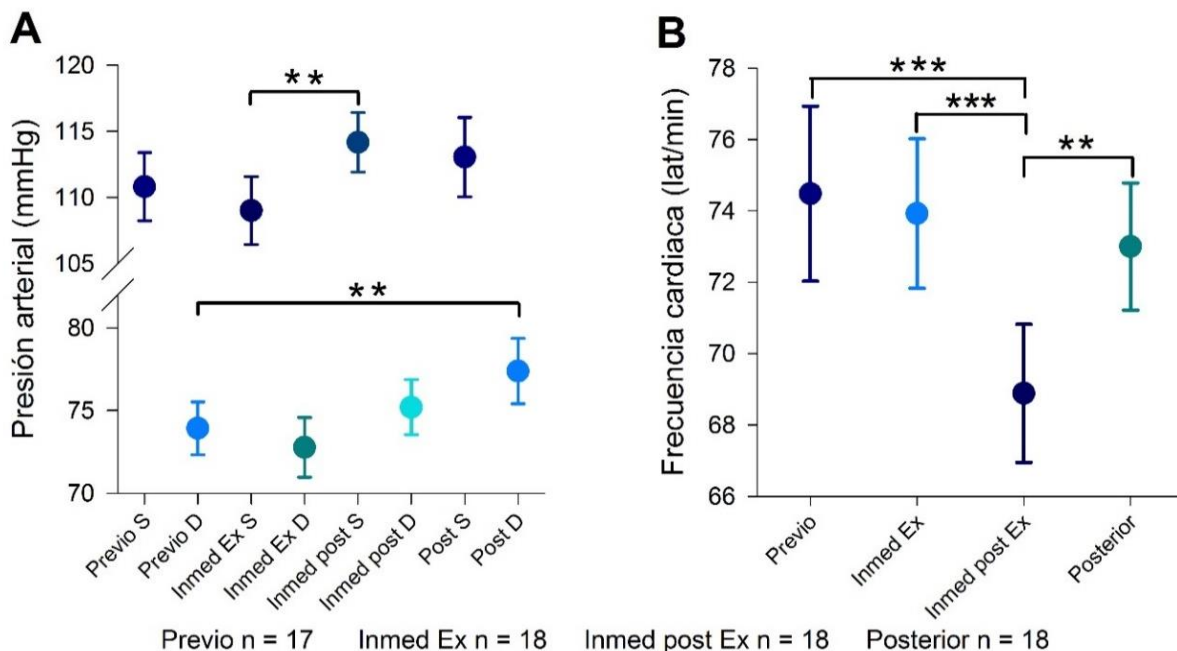


Figura 14. Efecto de la EGV en la PA (**A**) y la Fc (**B**). Promedios con respectivos errores estándar de mediciones de presión arterial (sistólica, S y diastólica, D) y frecuencia cardiaca; se midieron dos veces previo a la EGV y dos después de los experimentos. Encontramos diferencias significativas en las mediciones inmediatamente antes y después de la EGV (presión sistólica), y una diferencia significativa entre la medición inmediatamente previa a la EGV y la medición 5 minutos de haber concluido el experimento (**A**). Para los cambios en la frecuencia cardiaca (**B**), encontramos valores muy significativos entre la medición 5 minutos antes del experimento y la medición inmediatamente después del experimento, también entre las mediciones inmediatas al experimento (antes y después). Finalmente encontramos diferencia significativa entre las dos mediciones posteriores a la EGV. Se muestra el número de sujetos por medición (5 minutos previo al experimento - Previo, inmediatamente antes del experimento - Inmed Ex, inmediatamente después del experimento - Inmed post, y 5 minutos después del experimento – Posterior, respectivamente).

En las mediciones de la frecuencia cardiaca (**figura 14, B**), encontramos una diferencia significativa ($p = 0.003$) entre la medición inmediatamente después de la EGV y la medición tomada 5 minutos después. Reportamos diferencias muy significativas ($p < 0.001$), en las dos mediciones: entre la medición 5 minutos antes del experimento y la realizada inmediatamente después de la EGV, y entre las mediciones realizadas inmediatamente antes y después de la EGV.

Medición de inclinaciones de la cabeza, unidad de medición inercial

Se realizaron mediciones de la inclinación de la cabeza usando una UMI colocada en un casco, para medir el efecto de la EGV en función a los arreglos de electrodos usado en este trabajo. Usamos tres planos de referencia para medir las inclinaciones de la cabeza: alabeo, cabeceo y guiñada, **figura 14**.

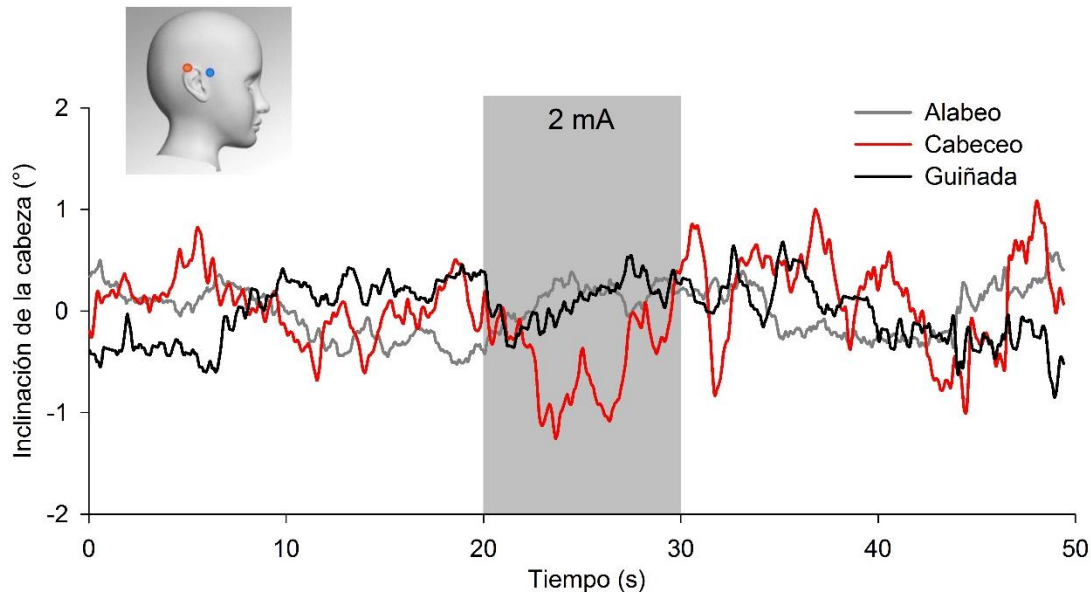


Figura 14. Respuesta de EGV (2mA) con arreglo anterior B, registro con UMI de un solo sujeto durante 50 segundos de registro, se observa una inclinación mayor principalmente en el plano del cabeceo durante la EGV (cortina gris), la inclinación de la cabeza con respecto al movimiento en cabeceo fue con dirección hacia atrás (valores negativos para cabeceo).

El camino recorrido (sumatoria de valores absolutos por cada par de puntos) tiene una mayor dispersión durante la estimulación en el registro del cabeceo, el rango de desplazamiento en este caso fue de 1 a 2.2 grados. El rango de menor magnitud de inclinación fue en el eje z (guiñada), en general se registraron inclinaciones no mayores a 1 grado. Los valores significativos del camino recorrido los encontramos en los registros de alabeo (**figura 15, A**) y cabeceo (**figura 15, B**), en ambos casos las diferencia (valores de p , 0.017 y 0.0104, respectivamente) estuvieron entre condiciones control y estimulación para el arreglo de electrodos posterior A.

A su vez, encontramos un valor significativo en el eje del alabeo (**figura 15, A**) entre las condiciones pre y post EGV ($p = 0.04$) y para el cabeceo (**figura 15, B**) entre EGV y post EGV ($p = 0.03$) para el arreglo horizontal B. En los datos del registro del eje de la guiñada no encontramos diferencias significativas.

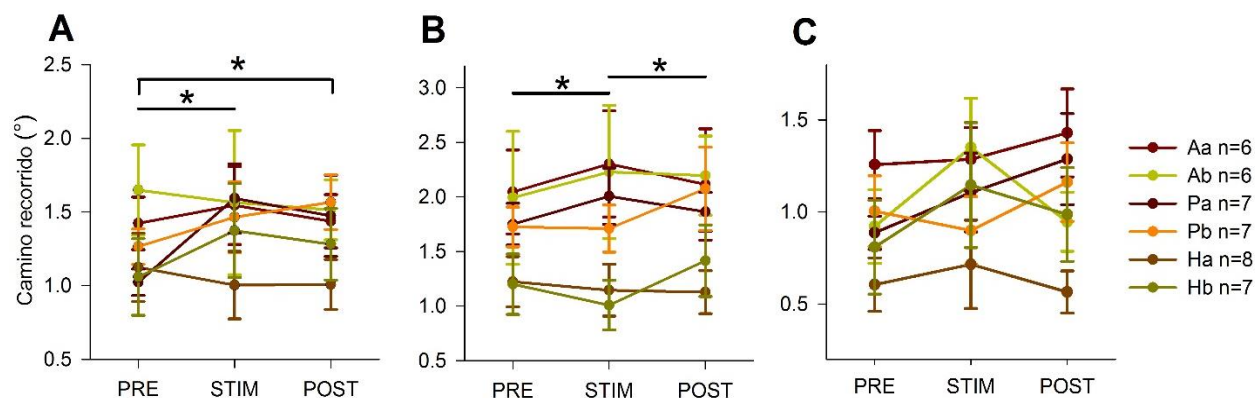


Figura 15. Respuestas de la EGV en el promedio de caminos recorridos de la inclinación de la cabeza en tres planos: alabeo (A), cabeceo (B) y guiñada (C), las barras verticales son errores estándar. Las tres inclinaciones fueron registradas al mismo tiempo con la UMI colocado sobre el casco. Nótese que el eje del camino recorrido de todas las gráficas tiene diferente magnitud; las diferencias significativas se denotan con un asterisco y en la leyenda se muestra número de sujetos por registro.

Comparamos también la respuesta entre condiciones control versus EGV, y EGV versus post EGV. Los datos fueron analizados con la prueba t pareada; al igual que en el análisis de las medias del camino recorrido, no encontramos diferencias significativas en la respuesta relacionada al desplazamiento en el eje de la guiñada (movimiento que simula la inclinación de la nariz con dirección hacia el hombro derecho - izquierdo); reportamos diferencias significativas en el porcentaje de respuesta alabeo ($p = 0.017$) en condiciones de EGV con el arreglo posterior A (figura 16, A) y en el cabeceo ($p = 0.029$) en condiciones de EGV con el arreglo horizontal B (figura 16, B).

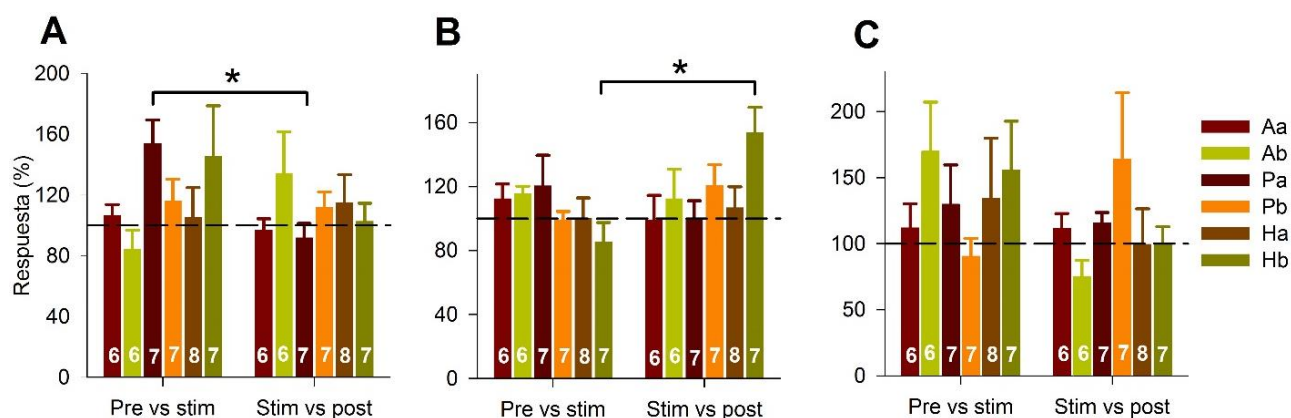


Figura 16. El promedio de la respuesta de camino recorrido de la cabeza en tres planos alabeo (A), cabeceo (B) y guiñada (C). La medición control (pre estimulación) fue asignada como 100% y la

comparamos con la respuesta durante la estimulación (conjunto de barras a la izquierda en cada gráfica **A**, **B** y **C**, respectivamente); a su vez comparamos la medición de CR durante EGV (100%) con la medición post estimulación (conjunto de barras a la derecha en cada gráfica **A**, **B** y **C**, respectivamente) las barras verticales en cada columna representan errores estándar, la línea puntada representa el 100% de la respuesta y los asteriscos denotan diferencias significativas. Nótese que el eje de cada gráfica de porcentaje de repuesta tiene escala. Al pie de cada barra se muestra el número registros usado para el cálculo del promedio de la respuesta.

Para calcular la magnitud del vector usamos los 3 componentes correspondientes al alabeo, cabeceo y guiñada. En general aumentó la magnitud del vector comparando condiciones control versus estimulación con 5 de los 6 arreglos de electrodos (Aa, Ab, Pa, Pb, y Hb). Aumentó dicha respuesta en un rango de 0.11 a 0.67 grados; no encontramos diferencia significativa comparando estas dos condiciones, aunque si, entre la EGV y la post EGV (**figura 17, A**) para el arreglo posterior B ($p = 0.021$). En la respuesta relativa porcentual no encontramos diferencias significativas entre las comparaciones control - EGV y EGV - post estimulación (**Figura 17, B**).

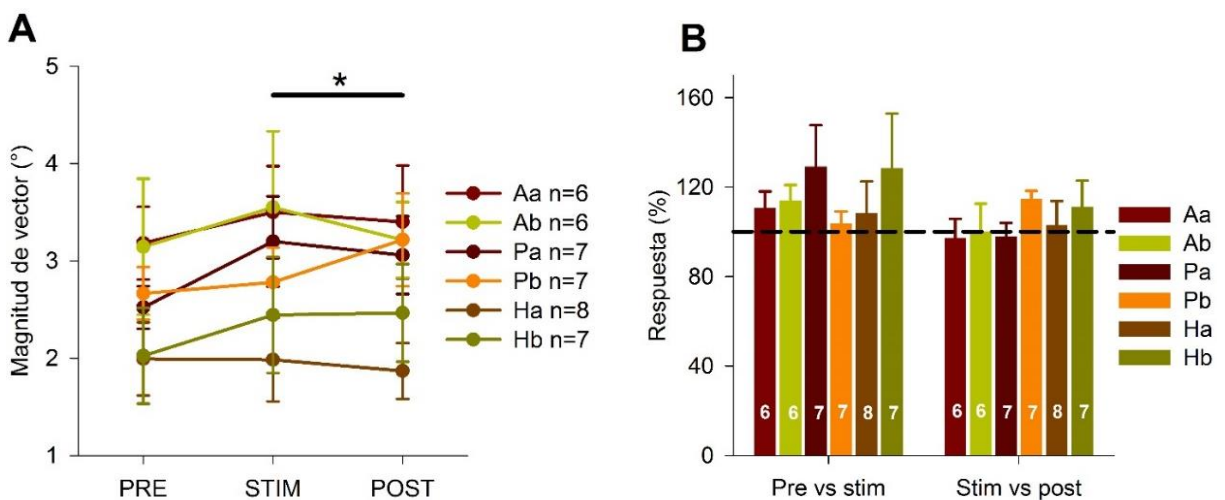


Figura 17. Respuesta de la EGV en la magnitud del vector de inclinación de la cabeza, calculado con tres componentes. Encontramos diferencia significativa en la magnitud del vector en el arreglo posterior B (**A**) entre la EGV y post EGV. También se muestra la respuesta porcentual (**B**) de las comparaciones control versus EGV y EGV versus post EGV, no encontramos diferencias significativas con ningún arreglo de electrodos. En la parte inferior de las barras se muestra el número de sujetos usados por experimento. Las líneas verticales indican errores estándar.

Posterior a la obtención de la magnitud del vector inclinación de la cabeza, calculamos su dirección mediante la tangente de 2 de los 3 componentes (los 3 componentes se muestran en la **figura 14**), de tal forma que obtuvimos 2 ángulos de dirección, cada uno dispuesto en dos planos del espacio; el componente en el plano del alabeo estuvo presente siempre en la ecuación, el segundo componente fue el plano del cabeceo y el plano de la guiñada (**figura 18**).

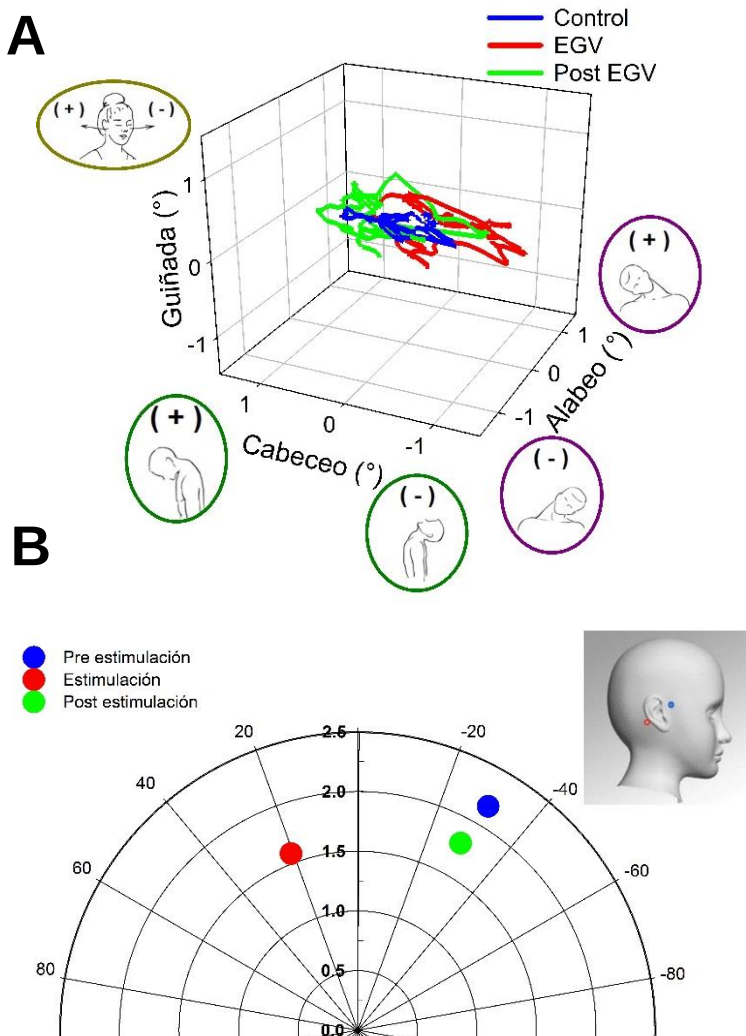


Figura 18. Efecto de la EGV en la dirección de inclinación de la cabeza, calculado con los componentes en alabeo y cabeceo. Registro de un sujeto, EGV = 2.5 mA con arreglo horizontal **A**. La magnitud del vector de inclinación está representada por el radio del medio círculo y la dirección está representada por el arco en la periferia (**B**). Este fue el resultado de un sujeto, con comportamiento esperable, similar a estudios en estabilometría, (Pliego, 2014) que después de haber aplicado la estimulación, el sujeto regresó a condiciones iniciales.

El cálculo del vector nos permitió estudiar el efecto de la EGV en la dirección de la inclinación de la cabeza. Obtuvimos 3 componentes de los vectores formados por el alabeo (plano x), cabeceo (plano y) y guiñada (plano z), con ellos calculamos la inclinación de la cabeza con los datos obtenidos con la UMI, encontrando diferencias significativas en la inclinación relacionada a los planos alabeo-cabeceo (**figura 19, A**).

Los valores significativos se obtuvieron usando el arreglo horizontal, tanto en la configuración A como en la B. Para el arreglo horizontal A, la diferencia significativa estuvo entre la condición control y la post EGV ($p = 0.023$); mientras que para el arreglo horizontal B, la diferencia significativa estuvo entre la EGV y la post EGV ($p = 0.011$). No encontramos diferencias significativas en la inclinación que involucraba los componentes del alabeo y guiñada (**figura 19, B**).

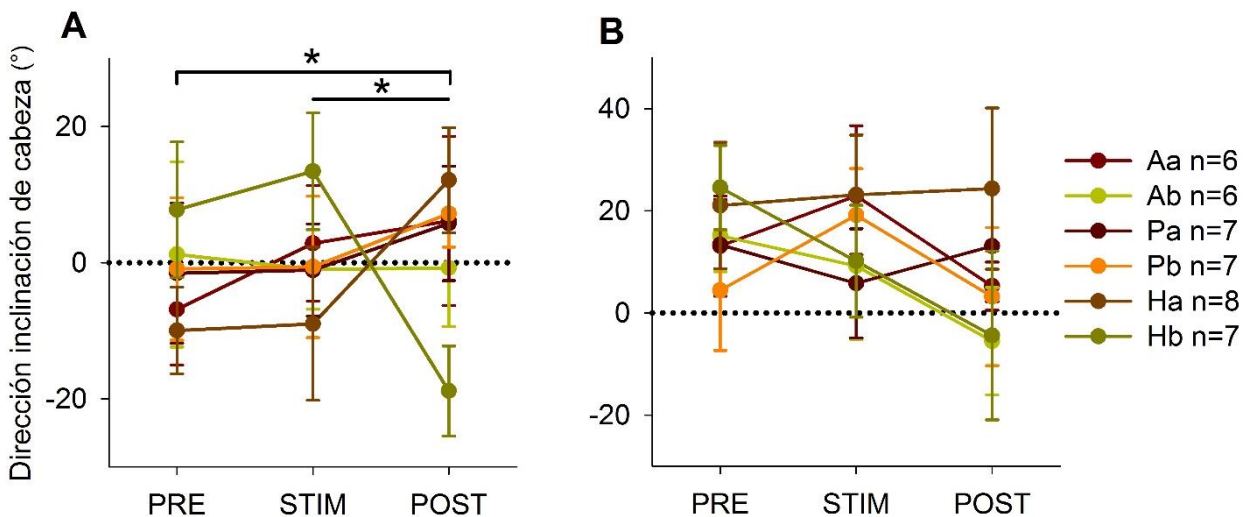


Figura 19. Efecto de la EGV en la dirección de inclinación de la cabeza. El primer ángulo de inclinación (**A**) fue calculado con los componentes del alabeo y cabeceo, mientras que el segundo (**B**) fue calculado con los componentes del alabeo y guiñada. Encontramos diferencias significativas usando el horizontal en A (control vs post EGV) y en B (EGV vs post EGV). Las líneas verticales en cada punto representan errores estándar. La línea punteada hace referencia a los cero grados de inclinación, las líneas verticales representan errores estándar y los asteriscos diferencias significativas. Nótese que el eje de la inclinación de la cabeza tiene distinta magnitud en cada gráfica.

Medición de cambios en la ubicación del centro de presión corporal, estabilometría

Los datos del desplazamiento del centro de presión corporal fueron obtenidos de 4 sensores de presión ubicados en los vértices de una tabla Wii, los datos del desplazamiento lateral y anteroposterior están en centímetros (**figura 20, A**). Con estos datos crudos pudimos estudiar el desplazamiento del cpc (**figura 20, B**) (trazos usando

como coordenadas cartesianas los desplazamientos en x (positivos – izquierda, negativos - derecha) y y (positivos – anterior, negativos - posterior).

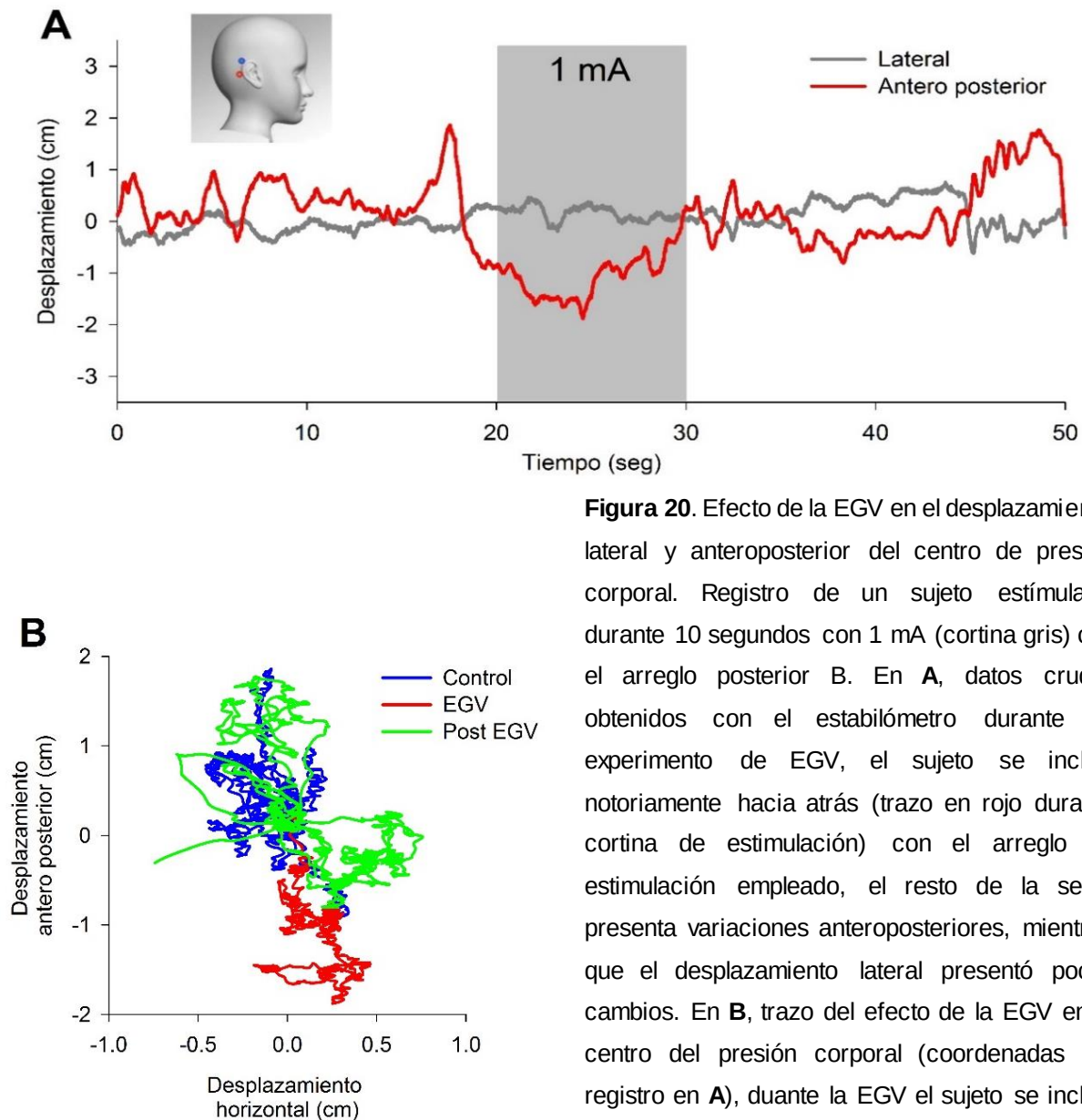


Figura 20. Efecto de la EGV en el desplazamiento lateral y anteroposterior del centro de presión corporal. Registro de un sujeto estimulado durante 10 segundos con 1 mA (cortina gris) con el arreglo posterior B. En **A**, datos crudos obtenidos con el estabilómetro durante un experimento de EGV, el sujeto se inclinó notoriamente hacia atrás (trazo en rojo durante cortina de estimulación) con el arreglo de estimulación empleado, el resto de la señal presenta variaciones anteroposteriores, mientras que el desplazamiento lateral presentó pocos cambios. En **B**, trazo del efecto de la EGV en el centro del presión corporal (coordenadas del registro en **A**), duante la EGV el sujeto se inclinó hacia atrás (valores negativos en absisas) y después de EGV los desplazamientos fueron laterales (línea verde).

En general el promedio de los caminos recorridos promedio tanto lateral (**Figura 21, A**) como antero posterior (**Figura 21, B**) tuvo una tendencia a aumentar con la EGV con casi todos los arreglos usados (exceptuando el arreglo posterior B). A pesar de esta

tendencia al aumento, encontramos diferencias significativas en el camino recorrido promedio antero posterior entre las condiciones control versus post EGV en el arreglo posterior A, $p = 0.032$ (figura 21, B asterísco).

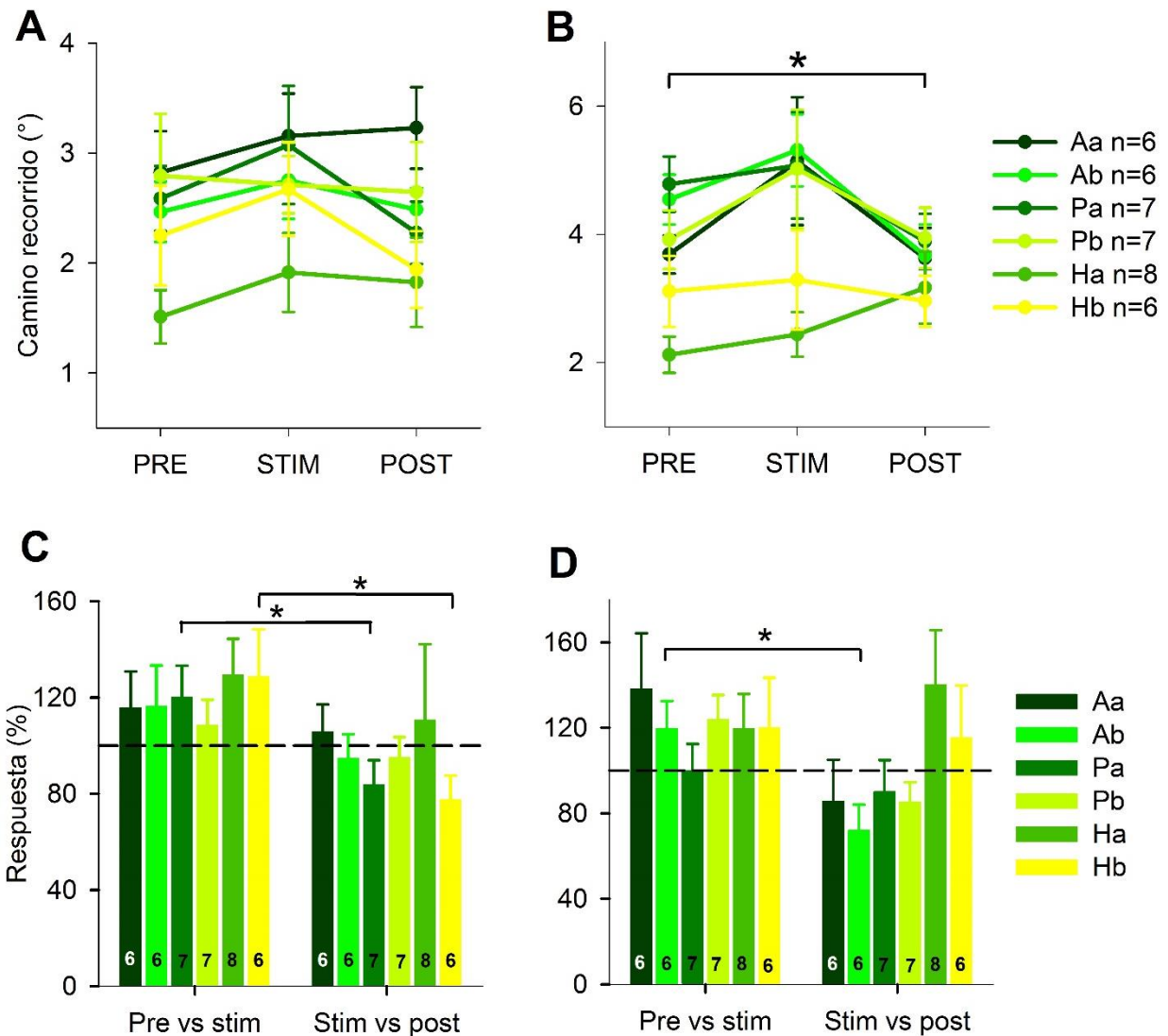


Figura 21. Camino recorrido en control, durante EGV y post EGV, así como respuestas porcentuales de CR tanto lateralmente, paneles A y C, como antero posterior, paneles B y D. Encontramos respuesta significativa con el uso del arreglo posterior A ($p = 0.032$) en el CR antero posterior. Respuesta porcentual de los CRs entre el control y la EGV, y entre EGV y post estimulación. Las diferencias significativas para la respuesta porcentual lateral se encontró con los arreglos: posterior A y horizontal B. También encontramos diferencia significativa en el porcentaje de la respuesta con el arreglo anterior B para inclinación antero

posterior. Nótese que el eje de la respuesta de las gráficas tiene distinta magnitud. Las líneas verticales representan errores estándar. Al pie de las barras se muestra el número de sujetos por experimento.

En el caso de las respuestas comparativas porcentuales del CR (control versus EGV y EGV versus post EGV), encontramos más diferencias significativas. Para CR lateral (**Figura 21, C**), las diferencias significativas estuvieron en los arreglos: posterior A ($p = 0.024$) y horizontal B ($p = 0.022$); mientras que para CR antero posterior (**Figura 21, D**) la diferencia la encontramos en el arreglo anterior B ($p = 0.04$).

La magnitud de los vectores trazados con la distancia lateral y antero posterior aumentó en todos los arreglos usados para estimular (**figura 22, A**), las diferencias significativas las encontramos entre la EGV y post EGV para el arreglo anterior B ($p = 0.044$), y control versus post EGV para el arreglo posterior A ($p = 0.041$).

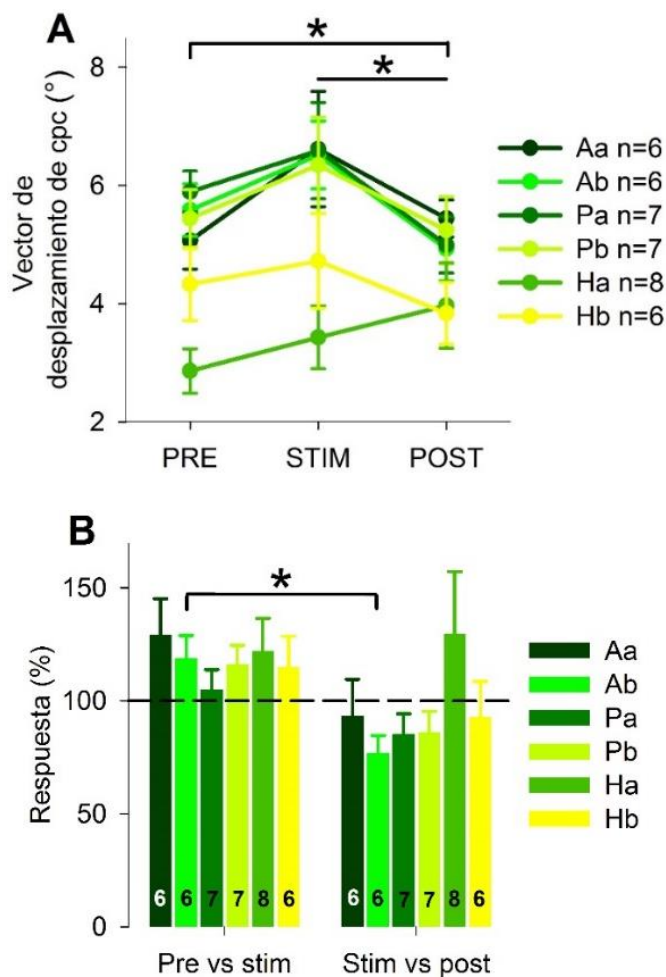


Figura 22. Magnitud del vector de movimiento y cambio en el valor de dicho vector respecto al control y a la EGV. El promedio de la magnitud de los vectores se muestra en las tres condiciones de registro (**A**). La comparación de la respuesta (**B**) se hace con respecto a la medición hecha con valores control como usado como 100% para el conjunto de columnas a la izquierda, mientras que para el conjunto a la derecha, el 100% de la respuesta se consideró como la magnitud del vector debida a la EGV. Al pie de las barras el número de sujetos para cada experimento.

Este aumento se puede apreciar también en el porcentaje de la respuesta con respecto a la pre estimulación. En cambio la comparación de la respuesta post estimulación se mantuvo alrededor del 100%, relativo a la magnitud del vector en condiciones control (**figura 22, B**). La diferencia significativa entre las comparaciones de las respuestas la encontramos con el arreglo anterior B ($p = 0.018$).

Se calculó la dirección de inclinación del centro de presión corporal mediante los componentes del vector: lateral y antero posterior. Encontramos diferencias significativas en el registro con el arreglo posterior B durante la condición control comparada con la post EGV ($p = 0.037$) (**figura 23**).

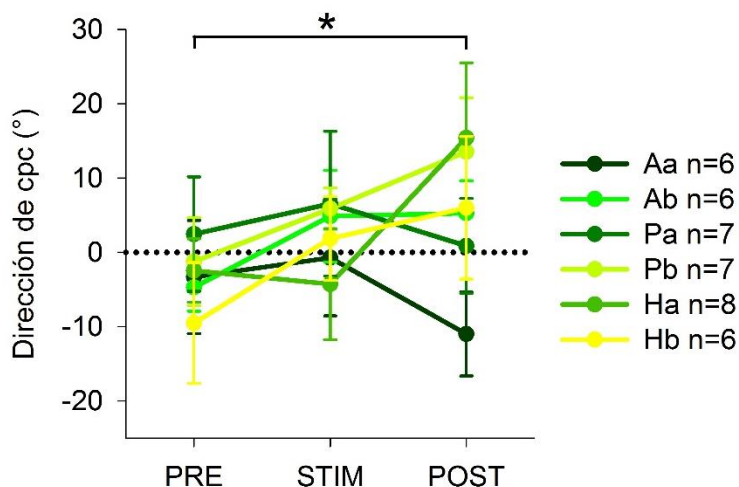


Figura 23. Inclinación del centro de presión en función a la EGV. Los valores positivos indicarían que la mirada se inclinó hacia la izquierda y hacia arriba (primer cuadrante en un plano cartesiano), mientras que los ángulos negativos indican una inclinación hacia la izquierda, pero negativos (cuarto cuadrante en un plano cartesiano). Las líneas verticales representan errores estándar. La línea punteada hace referencia a los cero grados de inclinación.

Movimientos oculares, video nistagmometría

Se presentan resultados de movimientos oculares en 19 sujetos experimentales, los datos arrojados por el video nistagmómetro estuvieron relacionados a la inclinación horizontal y vertical de los ojos (**figura 24, A**), con estos datos se pudo calcular la posición relativa de la mirada (**figura 24, B**). En los movimientos oculares se midió el camino recorrido, la magnitud del vector de dirección de la mirada y el ángulo de dicho vector.

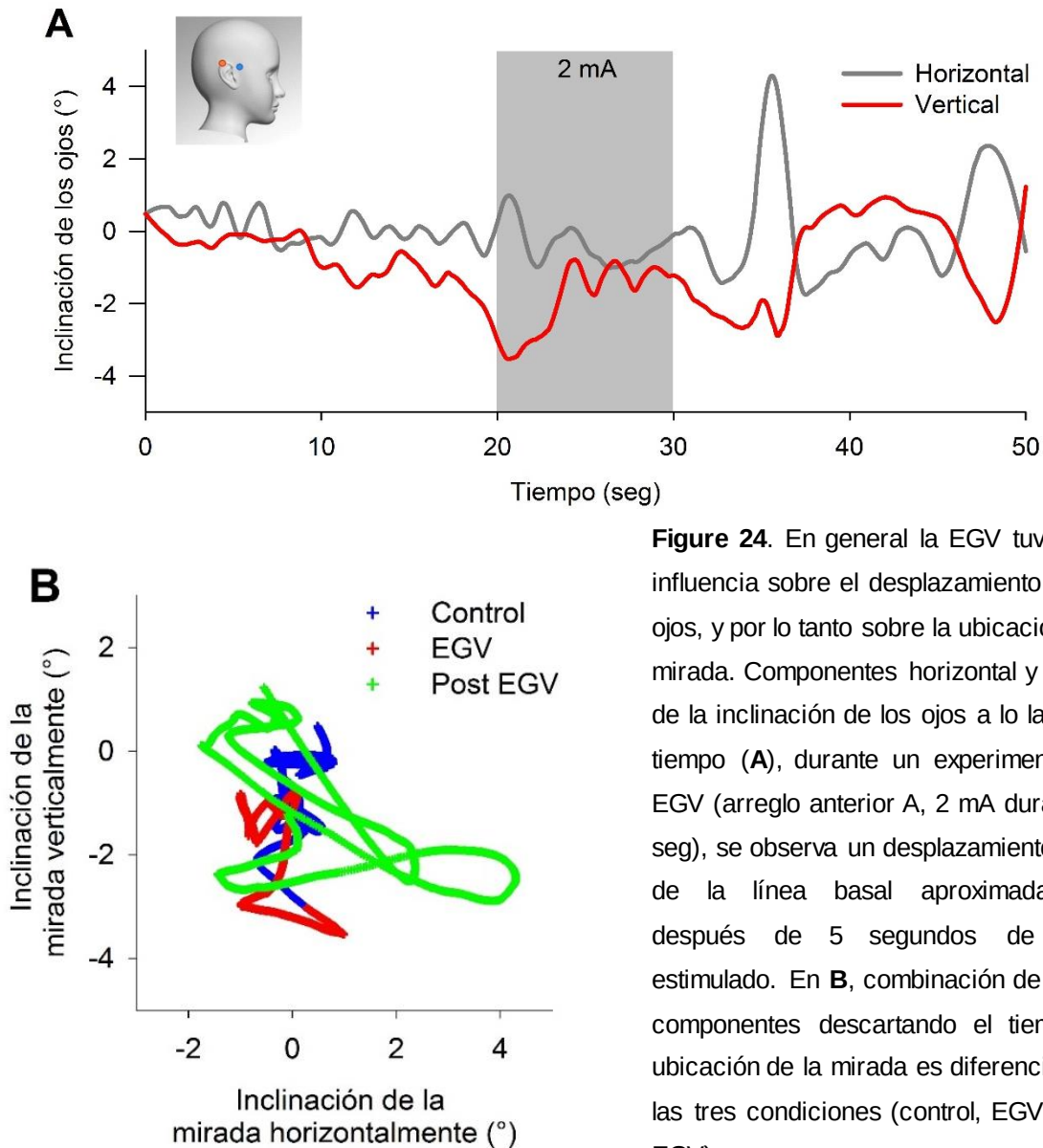


Figure 24. En general la EGV tuvo poca influencia sobre el desplazamiento de los ojos, y por lo tanto sobre la ubicación de la mirada. Componentes horizontal y vertical de la inclinación de los ojos a lo largo del tiempo (**A**), durante un experimento con EGV (arreglo anterior A, 2 mA durante 10 seg), se observa un desplazamiento fuera de la línea basal aproximadamente después de 5 segundos de haber estimulado. En **B**, combinación de ambos componentes descartando el tiempo; la ubicación de la mirada es diferenciada en las tres condiciones (control, EGV y post EGV).

En relación al camino recorrido de la mirada (horizontal y vertical), encontramos que la EGV independientemente de su amplitud y del arreglo de electrodos usado se mantuvo sin cambios significativos entre el control, con la EGV y en el pos estímulo. Encontramos diferencias significativas en el CR horizontal (**figura 25, A**) entre el arreglo anterior A comparando las condiciones EGV vs post EGV ($p = 0.022$). En el caso del CR vertical (**Figura 25, B**), las diferencias significativas las encontramos en el arreglo horizontal A comparando los valores obtenidos en condiciones control versus post EGV ($p = 0.048$).

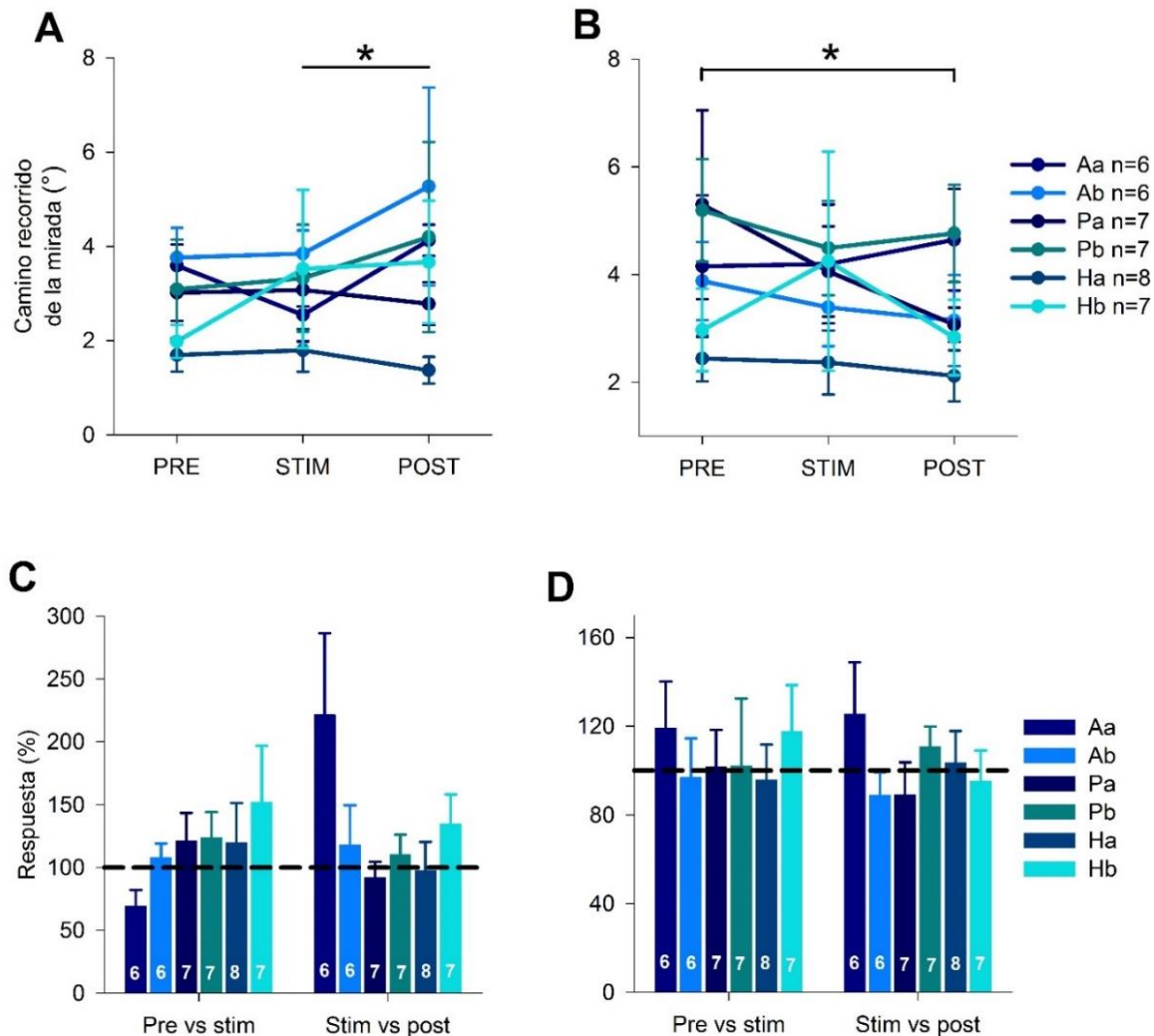


Figura 25. Graficas de las medias del camino recorrido en función de la condición experimental (pre, durante y después de la EGV) para diferentes arreglos de los electrodos de estimulación. En **A**, para el desplazamiento de los ojos horizontal, diferencia significativa EGV versus post EGV en arreglo Aa. En **B**, para el desplazamiento vertical, se encontraron diferencias significativas entre control y post EGV en el arreglo Ha. Se muestra la media $\pm$ error estándar. En el bloque inferior, variación porcentual del camino recorrido para los diferentes arreglos de electrodos. Porcentaje de cambios para el camino recorrido horizontal (**B**). En B, para el camino recorrido en dirección vertical. No se encontró diferencias significativas entre las respuestas porcentuales para los distintos arreglos de electrodos. Al pie de cada columna se muestra el número de sujetos usado por experimento.

La respuesta porcentual del camino recorrido horizontalmente (**figura 25, C**) comparando control y EGV, aumentó cerca de un 30% en la mayoría de los registros con diferentes arreglos de electrodos para la EGV (Ab, Pa, Pb, Ha, Hb), aunque en el caso de los

electrodos en Aa disminuyó alrededor del 30%, en ningún caso el resultado fue significativo. Para el camino recorrido en la dirección vertical el cambio fue menor (**figura 25, D**). En general no se encontraron diferencias significativas relacionadas a estos valores.

Usamos los componentes (horizontal y vertical) para calcular el vector de ubicación de la mirada en condiciones control, EGV y post EGV. Observamos tanto aumentos como disminuciones en las magnitudes de los vectores (mayor magnitud comparando control versus EGV: para Ha y Hb (**figura 26, A**), mientras que una menor magnitud para el resto de arreglos), sin embargo no encontramos diferencias significativas, al igual que en la comparación entre las respuestas (**figura 26, B**).

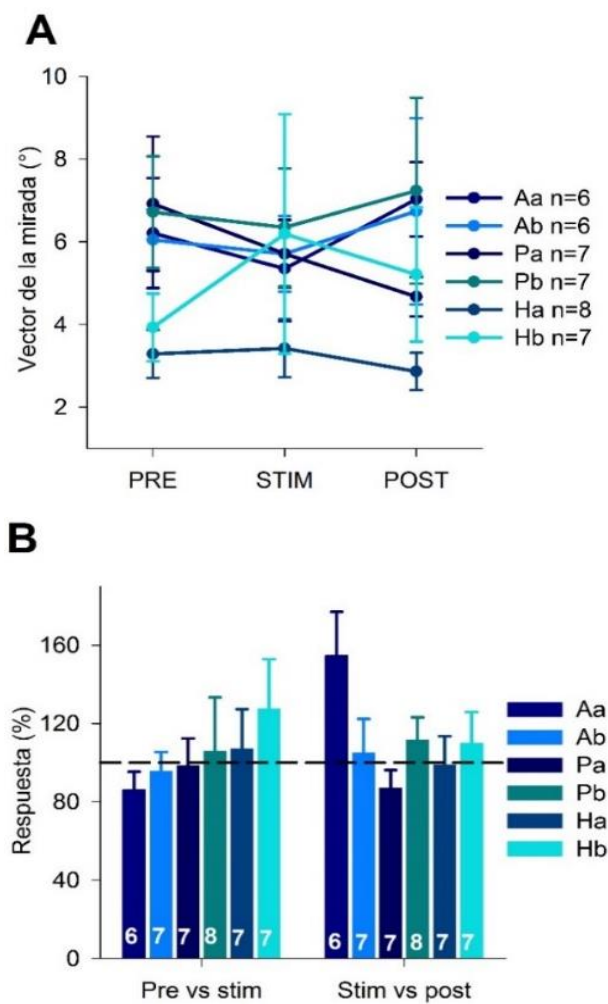


Figura 26. Respuesta de la EGV en la magnitud del vector de la mirada (**A**), para el cálculo se usaron los componentes: horizontal y vertical de la mirada. No encontramos diferencias significativas en las magnitudes vectoriales de la mirada. Se grafica la respuesta en porcentaje, de condiciones control versus EGV y EGV versus post EGV, no encontramos diferencias significativas en estos valores. Las líneas verticales en ambas gráficas representan el error estándar. Al pie de cada columna se muestra el número de sujetos usado por experimento.

Después de calcular la magnitud del vector de la mirada (**figura 27**), calculamos la dirección de dicho vector, mediante la tangente de sus componentes, usando la prueba t pareada encontramos diferencias significativas entre las condiciones control y la post EGV en el arreglo anterior B ($p = 0.023$). Cabe mencionar que hay una tendencia de la dirección del vector de regresar a condiciones control, usando los arreglos de estimulación en paralelo al canal semicircular horizontal (condiciones control y post EGV).

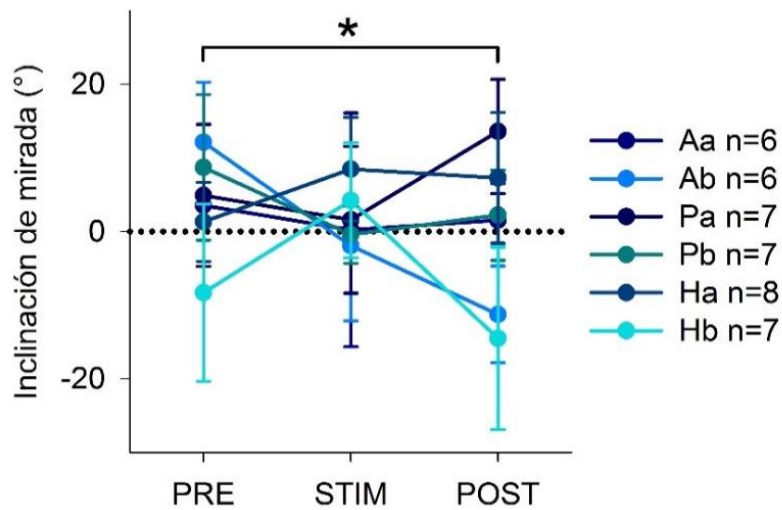


Figura 27. Inclínación del vector generado con desplazamientos horizontales y verticales de los ojos en condiciones control, EGV y post EGV. Encontramos diferencias significativas entre el control y la post EGV en el arreglo anterior B. Las líneas verticales son errores estándar. La línea punteada hace referencia a la posición sin inclinación.

Síntesis de resultados

En general obtuvimos respuestas de la EGV en todos los arreglos, aunque hubiésemos esperado que por lo menos usando las polaridades normales e invertidas (A y B para cada arreglo de electrodos) encontramos respuestas similares entre los arreglos dispuestos para estimular un canal (**figura 28**).

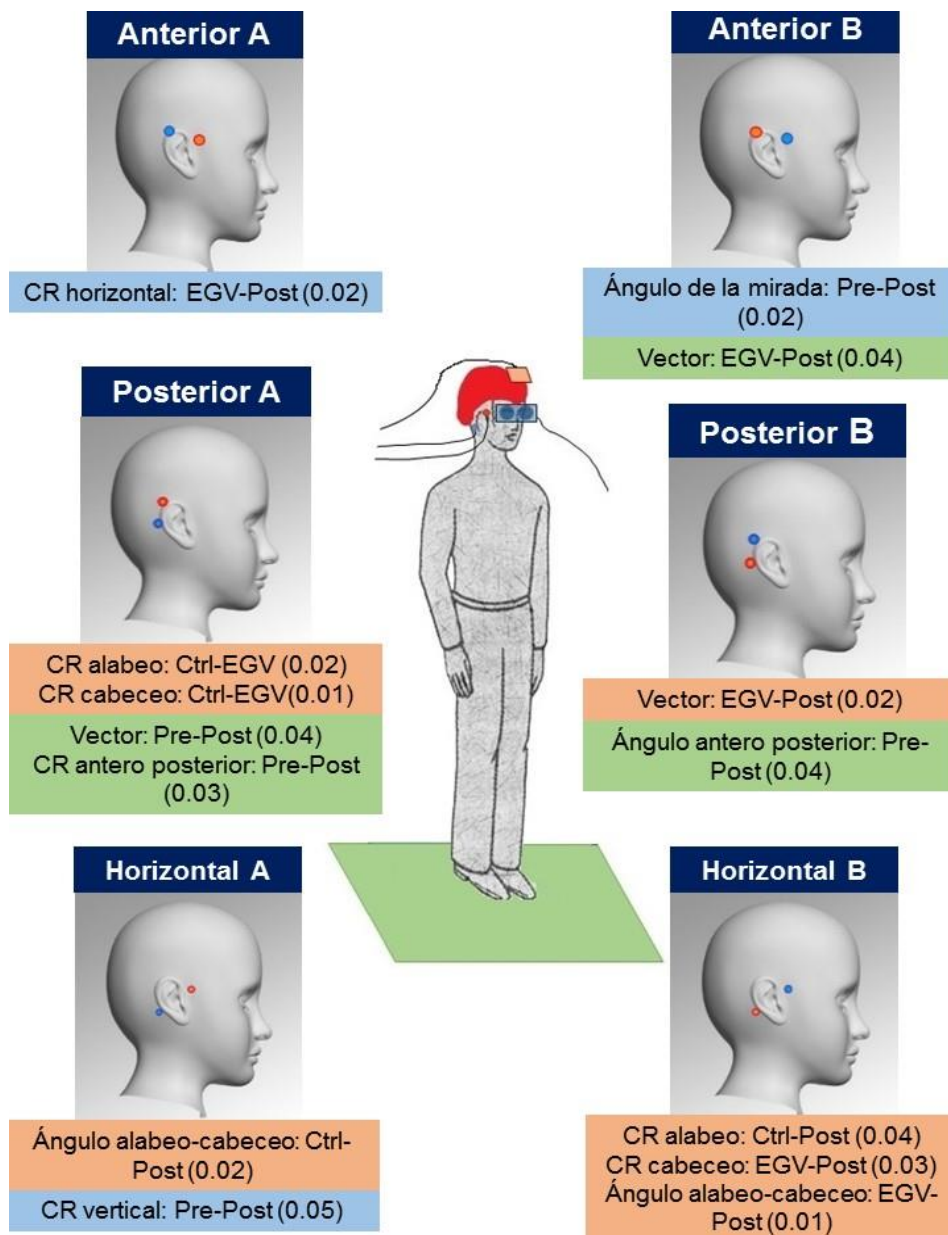


Figura 28. Valores significativos en resumen de las respuestas de EGV usando los 6 arreglos de electrodos con los 3 registros experimentales (UMI, estabilómetro y video nistagmómetro). Los códigos de colores indican: naranja – UMI, verde – estabilómetro y azul – video nistagmómetro; entre paréntesis se indican valores de p significativos con respecto a las condiciones comparadas. Al centro, ilustración del sujeto experimental con el equipo montado.

Discusión de resultados

Las variaciones en los valores de presión arterial y frecuencia cardiaca pueden deberse a que la EGV module indirectamente la actividad de las células localizadas en los núcleos vestibulares a nivel de tallo cerebral, estos núcleos cuentan con vías que envían información a través de tractos descendentes que se encargan de controlar respuestas autonómicas (variaciones de PA y Fc). Por ejemplo, se ha reportado el control de vías descendentes relacionadas con la saciedad, esto de hecho ha llevado a la propuesta de una patente otorgada a Mc Geoch en el 2015, en su trabajo proponen el uso de un dispositivo de estimulación galvánica vestibular con el objetivo de formar parte del tratamiento de personas con obesidad (Mc Geoch et al., 2015).

Con el uso de estimulación galvánica vestibular se han reportado modificaciones en la presión arterial mediante la inyección de corriente eléctrica en el rango de 1 a 3 mA. Otra característica que tiene la estimulación galvánica es la forma de onda, en la literatura se reporta una disminución de las frecuencias cardiaca y respiratoria en sujetos sanos debido a la inyección de corriente de forma de onda sinusoidal, esta forma de onda hace referencia a la intercalación entre la polaridad de los electrodos de estimulación.

Aoyama y colaboradores reportaron, con la inyección de corriente a través de diferentes arreglos bipolares bilaterales, la inclinación de la cabeza en grados en tres planos: alabeo, cabeceo y guiñada (*roll*, *pitch* y *yaw*) recopilados con una unidad de medición inercial, así como la percepción subjetiva de la inclinación de la cabeza (Aoyama et al., 2015). El contraste con nuestros resultados está en que nosotros buscábamos que la estimulación eléctrica fuera más localizada hacia los canales semicirculares, para ello decidimos inyectar corriente con arreglos perpendiculares a los canales semicirculares y lo más cercano posible en la periferia auricular, con lo cual obtuvimos respuesta a la EGV, para el camino recorrido para el alabeo y cabeceo con los arreglos para estimular los canales semicirculares posterior y horizontal (A y B respectivamente).

Se ha descrito para los experimentos con EGV y estabilometría, que existen diferencias significativas en la dirección de inclinación de las personas, usando arreglos de

estimulación transcraneal. La dirección de inclinación está dada principalmente por la polaridad de los electrodos, de tal suerte, que hay una inclinación del centro de presión en dirección al cátodo. Los trabajos previos en el laboratorio con EGV se realizaron con estabilometría, por ejemplo, en la tesis de maestría de Pliego, se usó una estimulación bilateral monopolar, con la cual encontró una mayor respuesta (magnitud del vector del cpc) cuando colocó los electrodos más cercanamente a las estructuras vestibulares, (cercanía de las apófisis mastoides) (Pliego, 2014). Con los arreglos bilaterales bipolares enfocados en estimular el canal semicircular horizontal y posterior, uno de los dos electrodos (cátodo) estuvo sobre la apófisis mastoides (con respecto a línea de Reid). En estos experimentos encontramos diferencias significativas con la aplicación de EGV con los arreglos anterior B y posterior A, con esto podemos especular que el efecto se puede obtener tanto con los electrodos colocados en la cercanía de la apófisis mastoides (posterior A), como con electrodos colocados lejos de las estructuras vestibulares (anterior B).

Otros trabajos con EGV reportan movimientos oculares específicos (torsionales) propiciados en parte por las condiciones de obscuridad (Dieterich et al. 1999, Schneider et al., 2000) en las que se hicieron los experimentos; en contraste con nuestros experimentos, además de que analizamos desplazamientos horizontales y verticales, las condiciones fueron bajo luz ambiental. Otra característica ligada a las condiciones experimentales del trabajo de Schneider y colaboradores, es que usaron una inyección de corriente con forma sinusoidal, en comparación del estímulo que usamos: pulso cuadrado de 10 segundos de duración.

En general las diferencias significativas entre las condiciones control y la EGV en los registros de video oculometría para las tres mediciones realizadas, (diferencias significativas solamente en CR y el ángulo del vector). A pesar de ello me gustaría recalcar la respuesta que se puede observar en las gráficas de inclinación del vector usando el arreglo horizontal B con el que parece que la media del ángulo regresa a las condiciones iniciales (promedios de inclinación durante las condiciones control, EGV y post EGV en: -8.3, 4.2 y -14.5 grados respectivamente, sin diferencias significativas), esto nos indicaría que la inclinación del vector de la mirada se encontraba en condiciones

control hacia abajo y a la derecha, con la EGV la inclinación del vector fue hacia arriba e igualmente a la derecha y finalmente, post EGV regreso a una dirección similar al control.

Cabe recalcar que los centros de control voluntario de la mirada en la corteza juegan un papel de gran relevancia en el control de la ubicación de los ojos, buscando mantener un objetivo de interés en el centro de la pupila; estos centros de control podrían ser capaces de suprimir movimientos oculares ligados con la EGV, de forma similar a como ocurre con la supresión del RVO. En experimentos reportados en la literatura se usa un mayor amperaje para estimular (Stolbkov et al., 2014), nosotros estimulamos con un valor en función a la sensación de desplazamiento del sujeto, además de que se modifican otros parámetros ligados con la inyección de corriente como un mayor tiempo de estimulación y diferente forma de onda, como una inyección con forma triangular con valor máximo de 5 mA y un tiempo de 5 min de EGV (Zink et al., 1997). El análisis estadístico usado en los experimentos de EGV nos muestra que en general los parámetros relacionados al movimiento ocular (camino recorrido horizontal y vertical, la magnitud del vector de la mirada) no fueron significativo en su mayoría exceptuando en los arreglos: anterior A y B (EGV versus post estimulación camino recorrido horizontal y en inclinación de la mirada en situaciones control versus post estimulación, respectivamente) y en el arreglo horizontal B (camino recorrido de la mirada verticalmente comparando las condiciones control y la post EGV), lo que nosotros hubiésemos esperado es que con la EGV encontráramos diferencias significativas mayoritariamente con los arreglos horizontales.

En este trabajo usamos electrodos desechables de la marca 3M (*Red Dot*) con cubierta de plata clorurada de aproximadamente 1 cm de diámetro, en general estos electrodos son para registro electrocardiográfico, sin embargo, hay trabajos que reportan su uso para EGV (Della-Santina et al., 2014). En otro trabajo se menciona que en parte la respuesta está en función del material de los electrodos de estimulación Dieterich y colaboradores usaron electrodos de oro de 5 milímetros de diámetro para generar torsión ocular en pacientes con falla vestibular (Dieterich et al., 1999).

En el trabajo anterior en el laboratorio se usaron electrodos de cobre clorurados de 1.5 cm de diámetro, usando gel conductor para disminuir la resistencia del flujo de corriente

hacia la piel. Nos planteamos usar los electrodos 3M debido al diámetro de contacto entre la superficie y la piel ya que buscábamos que la corriente se concentrara en las estructuras de interés; tuvimos la ventaja también de que contaban con una capa de gel conductor, además para disminuir errores experimentales, los electrodos eran desechados después de cada experimento. Además, cabe mencionar que los electrodos que usamos fueron acoplados un cable para equipo de electroencefalogramas, de tal suerte que la resistencia del cable fue similar la de los electrodos usados por Pliego (resistencia aproximada de 0.7 ohms) (Pliego, 2014).

Los registros de diferentes parámetros fisiológicos relacionados con el funcionamiento vestibular, nos permiten corroborar que, bajo nuestras condiciones de experimentación, la EGV aplicada con los arreglos propuesto, tuvo efecto en los diferentes parámetros estudiados como el camino recorrido por la mirada, el centro de presión corporal y la inclinación de la cabeza, la magnitud y dirección del vector de desplazamiento en los tres registros. En el mejor de los casos, mediante el cambio de polaridad en un solo arreglo, por ejemplo: anterior A versus B, hubiésemos esperado cambios notorios de la dirección del vector de dichos parámetros, esta especulación se ejemplifica con trabajos que reportan inclinación con EGV hacia el electrodo de estimulación en el caso de estabilometría (Cathers et al., 2005).

A pesar de que obtuvimos pocos resultados significativos entre las condiciones control y EGV, pudimos observar tendencias hacia valores significativas con valores de p cercanos a 0.05 (**Tabla 4**). Especulamos que aumentando el número de sujetos experimentales podríamos, tanto recalcar las diferencias significativas encontradas, como favorecer las tendencias significativas mencionadas (valores de p no significativos) hacia valores esperados.

Tabla 4. Relación del efecto porcentual de la respuesta en los diferentes registros. Se hicieron dos comparaciones porcentuales: condiciones control (respuesta 100%) versus EGV, y EGV (como 100%) versus post estimulación. Observamos tanto aumentos como decrementos porcentuales en las diferentes comparaciones. Las relaciones significativas ($p < 0.05$) se remarcen con azul. En los recuadros verdes remarcamos tendencias significativas ($0.05 < p < 0.09$). CR – camino recorrido, Ctrl – control.

	<i>Anterio A</i>		<i>Anterior B</i>		<i>Posterior A</i>		<i>Posterior B</i>		<i>Horizontal A</i>		<i>Horizontal B</i>	
<i>Parámetro medido</i>	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post	Ctrl vs EGV	Ctrl vs post
UMI												
<i>Magnitud vector</i>	111 ± 7	97 ± 9	114 ± 7	100 ± 12	129 ± 2	98 ± 6	103 ± 6	115 ± 4	108 ± 14	103 ± 11	128 ± 25	111 ± 12
<i>CR alabeo</i>	107 ± 7	97 ± 7	84 ± 12	134 ± 27	154 ± 15	92 ± 9	116 ± 14	112 ± 10	106 ± 19	115 ± 18	145 ± 33	103 ± 18
<i>CR cabeceo</i>	113 ± 9	99 ± 16	116 ± 5	113 ± 18	121 ± 19	99 ± 12	99 ± 5	121 ± 13	100 ± 13	107 ± 13	85 ± 12	154 ± 16
<i>CR guiñada</i>	112 ± 18	111 ± 11	170 ± 37	75 ± 13	130 ± 30	116 ± 8	91 ± 14	164 ± 50	134 ± 5	99 ± 27	156 ± 37	100 ± 13
Estabilómetro												
<i>Magnitud vector</i>	129 ± 16	93 ± 16	119 ± 10	77 ± 8	105 ± 9	85 ± 9	116 ± 9	86 ± 9	122 ± 14	130 ± 28	115 ± 14	93 ± 16
<i>CR lateral</i>	116 ± 15	106 ± 11	116 ± 7	95 ± 0	120 ± 3	84 ± 0	109 ± 10	95 ± 8	130 ± 15	111 ± 31	129 ± 20	78 ± 10
<i>CR antero posterior</i>	138 ± 26	86 ± 9	120 ± 3	72 ± 2	100 ± 2	90 ± 5	124 ± 11	85 ± 9	120 ± 16	140 ± 26	120 ± 23	115 ± 24
Nistagmómetro												
<i>Magnitud vector</i>	86 ± 9	155 ± 22	96 ± 10	105 ± 17	99 ± 14	87 ± 9	106 ± 27	112 ± 12	107 ± 20	99 ± 4	128 ± 25	110 ± 16
<i>CR horizontal</i>	69 ± 3	222 ± 65	108 ± 1	118 ± 31	121 ± 2	92 ± 2	124 ± 20	110 ± 16	120 ± 31	98 ± 2	152 ± 45	135 ± 23
<i>CR vertical</i>	119 ± 21	126 ± 23	97 ± 18	89 ± 0	101 ± 6	89 ± 5	102 ± 30	111 ± 9	96 ± 6	104 ± 14	118 ± 21	95 ± 14

En nuestro diseño experimental, con respecto a la cantidad de corriente inyectada, nos planteamos usar el umbral de sensación de movimiento (percepción subjetiva de desplazamiento con dos referencias: sensación de movimiento propio o sensación de desplazamiento de entorno) e inyectar el 120% de dicho valor. En la literatura hay trabajos en los que se usan dos vertientes para plantear el valor de inyección de EGV, aquellos que usan un valor fijo de corriente en el rango de 0.5 a 2 mA y otros donde se basan en

la percepción subjetiva para determinar la cantidad de corriente a inyectar (Suzuki et al., 2017).

Colocamos los arreglos de electrodos en función de la distribución espacial de las estructuras vestibulares, de tal forma que la corriente eléctrica fluyera de forma cuasi paralela a los canales semicirculares. Se ha reportado anteriormente el uso de distintas configuraciones de ubicación de electrodos, en general se usan los arreglos bilateral unipolar (cátodo y ánodo en cada apófisis mastoides) y monolateral unipolar (el sitio donde está colocado uno de los electrodos es en la región posterior de cuello a la altura de la base del cráneo o en la frente) (Fitzpatrick 2004); en otros trabajos se propone colocar los arreglos de electrodos de tal manera que exista la menor resistencia posible para el flujo de corriente; la menor resistencia se midió entre distintos sitios en el cráneo (Aoyama et al., 2015, Aoyama et al., 2016).

Cabe mencionar que si bien, obtuvimos diferencias significativas en algunos parámetros relacionados al registro de video nistagmometría, en nuestras condiciones experimentales, se le pidió al sujeto que mantuvieran los ojos centrados en el objetivo de interés y sin mover la cabeza; con otros abordajes de análisis matemático, se debería estudiar si existe una relación indirecta entre las mediciones de la UMI y del video nistagmómetro debido a componentes elásticos del cuello y a los grados de libertad con los que cuenta. Se propone continuar usando diversos dispositivos de medición, montados a la vez, e incluso adicionar otros, como respuestas miográficas, de frecuencia respiratoria, entre otros (Brandt & Strupp, 2005, Rossi, 2007).

Perspectivas del proyecto

Proponemos como condiciones control, estimulaciones visuales (véase gráficas de experimentos piloto en la sección anterior) como persecución de un punto o seguimiento de un objetivo con movimientos sacádicos (ICS impulse, Optometrics) y comparar condiciones control, EGV y post EGV.

Los datos clínicos que se entregan por el software OTOsuite v4.0 son las amplitudes de desplazamiento, velocidades en los planos horizontal y vertical y precisión de seguimiento del objetivo; se puede estudiar el efecto de la EGV en dichos parámetros clínicos, ya sea modificando características de la EGV como cantidad de corriente, tiempo de estimulación, forma de onda de inyección de corriente, y sitio de colocación de electrodos de estimulación. Todo para desembocar en la adquisición de conocimiento y datos experimentales para respaldar la propuesta de prótesis vestibular.

En otro experimento, proponemos a futuro realizar estudios del efecto de la EGV y la ganancia del VOR (maniobra de impulso cefálico). Para ello, se proponen registros de canales anterior y posterior opuestos (izquierdo y derecho), así como los canales horizontales de cada oído y desplazamiento de los ojos, uso de protocolos de Impulsos cefálicos (protocolo para análisis clínico de VOR, para obtener entre otros datos, la ganancia del VOR); se requiere para la maniobra de impulso cefálico, que sean inclinaciones con un ángulo de 10° aproximadamente con respecto a la dirección de la nariz, el sujeto debe girar la cabeza en plano de guiñada 30° aproximadamente y que observe un objetivo. La maniobra requiere alcanzar una velocidad de entre 180 a 200 $^\circ/\text{seg}$, y el número de repeticiones es variable. Parámetros de la EGV a definir: arreglo de electrodos, cantidad de corriente a inyectar, tiempo, forma de onda, etc.

Se analizaría la ganancia bajo dos situaciones:

- a) EGV des compensatorio: durante todo el experimento se haría maniobra de impulso cefálico; en control número de repeticiones de maniobra, en estimulación EGV y maniobra, y para post EGV: sin inyección de corriente + estimulación mecánica.
- b) EGV compensatorio: situación control = maniobra de impulso cefálico con velocidad recomienda (aprox. $200^\circ/\text{s}$), con estimulación: EGV + estimulación mecánica (velocidad de impulso cefálico $< 200^\circ/\text{s}$) y post EGV + estimulación mecánica con velocidades recomendadas.

Se especula obtener resultados de tal manera que: la EGV module (aumente o disminuya) el valor de ganancia comparada con la registrada en condiciones control. Y por otra parte que la EGV module la ganancia de tal forma que aproxime estos valores a los registrados en condiciones control. En la primera situación, podríamos proponer que la EGV estaría desorientando a los sujetos de tal forma que la ganancia del sistema no cuenta con valores cercanos a 1. Mientras que en la segunda situación, la EGV estaría mejorando de cierta manera el reflejo vestibulo ocular de forma tal que los valores de ganancia se aproximen valores esperados (ganancia = 1).

ANEXOS

HISTORIA CLÍNICA. LABORATORIO DE NEUROFISIOLOGÍA SENSORIAL

Entrevistador: Octavio González Petlascalco

Expediente:

Fecha de la prueba:

Hora de la prueba:

Notas relacionadas:

Ficha de identificación del sujeto

Nombre:

Edad:

Peso:

Estatura:

Lugar y fecha de nacimiento:

Nacionalidad:

Lugar de residencia:

Número telefónico y/o correo electrónico:

Presión arterial y frecuencia cardíaca antes de la prueba	Presión arterial y frecuencia cardíaca después de la prueba

Marcar con una (X) aquellas patologías que padezcan familiares cercanos como padres, tíos, abuelos, etc., para el cuadro AHF y aquellas que padezca el mismo sujeto voluntario, para el cuadro APP.

Antecedentes Heredofamiliares (AHF)

Diabetes Mellitus	
Hipertensión	
Carcinomas	
Cardiopatías	
Hepatopatías	
Nefropatías	
Enf. Endocrinas (Hipotiroidismo /Hipertiroidismo)	
Enf. Mentales (Demencia /Alzheimer)	
Enf. Hematológicas	
Colagenopatías: Artritis Reumatoide	
Enf. Neurológicas: (Epilepsia)	
Asma	

HISTORIA CLÍNICA. NEUROFISIOLOGÍA SENSORIAL

Antecedentes personales patológicos (APP)

Enf. Infecciosas de la infancia (Sarampión, Varicela, Parotiditis, Escarlatina, Rubeola)	
Pad. Respiratorios (Tb, Neumonías)	
Hepatitis	
Parasitosis	
Enf. Alérgicas (Rinitis alérgica, Alergia a sustancias o animales)	
Enf. Neurológicas: (Epilepsia, Migraña, Cefalea Tensional, Crisis Epilépticas)	
Prob. Motrices (Alteración en la Coordinación)	
Parestesias/Paresias/Astenia/Hiperestesia	
Pad. Articulares (Colagenopatías Artritis Reumatoide)	
Pad. Vestibulares (vértigo/mareo/temblores/Micropsia/Macropsia/Tinnitus)	
Alteraciones en la Audición	
Fobias (miedo a las alturas /agorafobia)	
Problemas Ópticos	
Intervenciones Quirúrgicas	
Hospitalizaciones /Traumatismos (accidentes)	
Perdida del conocimiento	
Intolerancia a medicamentos (alergias a medicamentos)	
Transfusiones	

Medicamentos actuales	Padecimientos actuales

Problemas relacionados a la visión (uso de lentes para corrección visual, graduación diagnosticada, operaciones relacionadas, etc.)

Sensaciones adversas después de la prueba

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LOS ESTUDIOS DE ESTIMULACIÓN GALVÁNICA VESTIBULAR

El propósito de este estudio es recopilar datos experimentales para el proyecto de tesis titulado “Efecto de la Estimulación Galvánica Vestibular (EGV) en parámetros fisiológicos para el diseño de un auxiliar vestibular”.

Consiento en que el licenciado en Biomedicina Octavio González y el doctor Enrique Soto Eguibar me realicen el Expediente Clínico; para conocer mis Antecedentes Heredo Familiares y Antecedentes Personales Patológicos especialmente de índole vestibular.

Entiendo que me someteré a protocolos de investigación ligados con EGV (electrodos de estimulación en la apófisis mastoides), bajo esta condición se medirán parámetros fisiológicos, desplazamiento de la pupila detectado con un video nistagmómetro, cambios del centro de presión corporal detectado por un estabilómetro e inclinaciones de la cabeza con una unidad de medición inercial colocada en un casco.

Los posibles efectos adversos que podré percibir durante la prueba son: mareo, vértigo, sensación de pérdida de equilibrio, enrojecimiento de la piel, picazón entre otros.

Se me ha informado el propósito, descripción, procedimientos y riesgos previstos sobre los cuales he aclarado dudas. Estoy enterado de que puedo retirarme del estudio en cualquier momento. Los datos de mi participación permanecerán confidencialmente en el laboratorio. Sin embargo, estoy de acuerdo en que sean examinados y utilizados por las personas relacionadas con el proyecto. Si se publica la información obtenida de este estudio, el reporte será redactado de modo tal que nadie pueda identificar mis datos personales e identidad.

Nombre del sujeto voluntario

No. de expediente

Fecha y hora del experimento de EGV

Firma del sujeto el día del experimento

Código para análisis de datos del desplazamiento de ojos (MATLAB)

```
% __Código maestro NISTAGMÓMETRO__

%Asignación de nombre de lectura para análisis de
datos
clc;clear all;close all
name = input('Introduzca nombre del archivo a
analizar (NISTAGMOMETRÍA) " ', 's'); %Nombre
archivo a analizar
Signalname = [name, '.txt'];
disp(Signalname);
signal = load(Signalname); %Se muestran datos
de archivo real, DATOS CRUDOS SIN MODIFICACION

%CARGA DE DATOS Y ASIGNAR NOMBRES
ndata = signal(:,1);
signalLH = (signal(:,2).*-1);
signalLV = (signal(:,3).*-1);
signalRH = (signal(:,4).*-1);
signalRV = (signal(:,5).*-1);
%LPDiamet = signal(:,6); %Modificable
%RPDiamet = signal(:,7); %Modificable
%target = signal(:,8); %Modificable

%SMOOTHING DATA
LH=smooth((ndata), (signalLH), 0.05,'rloess');
%(sLH)asignación de nombre previa, cuando se
adiciona SETTING OFF
LV=smooth((ndata), (signalLV), 0.05,'rloess');
RH=smooth((ndata), (signalRH), 0.05,'rloess');
RV=smooth((ndata), (signalRV), 0.05,'rloess');

%SETTING OFF
%LH = ((abs(sLH))-(abs((mean(sLH))))); %Setting
off
%LV = ((abs(sLV))-(abs((mean(sLV)))));
%RH = ((abs(sRH))-(abs((mean(sRH)))));
%RV = ((abs(sRV))-(abs((mean(sRV)))));

fs = 100; %Modificar valor dependiendo de
frecuencia
n = length(signal);
t = 0:1/fs:(n-1)/fs;
tcolumn = (t)';

figure(32) %Graficación de datos crudos (SIN
PROMEDIAR)
subplot(2,1,1)
plot(ndata,signalLH,'c',ndata,signalLV,'b',ndata,si
gnalRH,'r',ndata,signalRV,'g')
title('Datos crudos')
axis ([ 500 2000 -5 5 ])
legend('señalLH','señalLV','señalRH','señalRV');
subplot(2,1,2)
plot(ndata,LH,'c',ndata,LV,'b',ndata,RH,'r',ndata,R
V,'g')
axis ([ 500 2000 -5 5 ])
legend('LH','LV','RH','RV');
title('Señal Smoothing data')

%Medidas de dispersión
NISTAGMÓMETRO
ValmaxLH = max(LH);
ValmaxLV = max(LV);
ValmaxRH = max(RH);
ValmaxRV = max(RV);

ValminLH = min(LH);
ValminLV = min(LV);
ValminRH = min(RH);
ValminRV = min(RV);

RangoLH = range (LH);
RangoLV = range (LV);
RangoRH = range (RH);
RangoRV = range (RV);

noventilLH = prctile(LH,90);
noventilLV = prctile (LV,90);
noventilRH = prctile (RH,90);
noventilRV = prctile (RV,90);

%Plot de general registros FILTRADOS Y LLEVADOS A
CERO
figure(201);
subplot(5,1,1);
plot(t,LH,'g',t,LV,'c',t,RH,'r',t,RV,'m');
legend('LH','LV','RH','RV');
title('Nistagmómetro visualización registro')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación de ojos (grados)')
subplot(5,1,2);
plot(t,LH,'g')
legend('LH')
subplot(5,1,3);
plot(t,LV,'c')
legend('LV')
subplot(5,1,4);
plot(t,RH,'r')
legend('RH')
subplot(5,1,5);
plot(t,RV,'m')
legend('RV')

%División de datos en 3 secciones de tiempo
(pre,estim,post)
duracion = n;
time_2 = round (duracion*(0.2)); %Inicio de
preestim
time_4 = round (duracion*(0.4));%Fin de preestim e
inicio de estim
time_6 = round (duracion*(0.6));%Fin de estimu e
inicio de postestim
time_8 = round (duracion*(0.8));%Fin de postestim

%PROMEDIO DESPLAZAMIENTO DE OJOS X2
%PROMEDIOS de desplazamientos con
respecto al tiempo
gH = [LH RH];
mGH = mean(gH,2);
gV = [LV RV];
mGV = mean(gV,2);

figure(203); %Plot de general registros
PROMEDIOS
subplot(3,1,1);
plot(ndata,LH,'g',ndata,LV,'c',ndata,RH,'r',ndata,R
V,'m');
legend('LH','LV','RH','RV');
title('Nistagmómetro registro general')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
subplot(3,1,2);
plot((time_2:time_4),mGH(time_2:time_4),'b',
(time_4:time_6), mGH(time_4:time_6),'r',
(time_6:time_8), mGH(time_6:time_8), 'g')
legend('Desplaz horizon')
title('Promedio desplazamiento ANALIZADOS
horizontal ambos ojos')
title('Desplazamiento promedio con smooth
HORIZONTAL')
subplot(3,1,3);
plot((time_2:time_4),mGV(time_2:time_4),'b',
(time_4:time_6), mGV (time_4:time_6), 'r',
(time_6:time_8), mGV(time_6:time_8), 'g')
legend('Desplaz vertical')
```

```

title(' Promedio desplazamiento ANALIZADOS vertical
ambos ojos ')
title('Desplazamiento promedio con smooth
VERTICAL')

```

```

for h=time_2:time_4
    LHmpre(h) = ((LH(h+1))-(LH(h)));
    LVmpre(h) = ((LV(h+1))-(LV(h)));
    RHmpre(h) = ((RH(h+1))-(RH(h)));
    RVmpre(h) = ((RV(h+1))-(RV(h)));
    LdesplazMpre(h) =
        sqrt(((LHmpre(h))^2)+((LVmpre(h))^2));
    LHdistLpre(h) = abs(LHmpre(h));
    LVdistLpre(h) = abs(LVmpre(h));
    RdesplazMpre(h) =
        sqrt(((RHmpre(h))^2)+((RVmpre(h))^2));
    RHdistRpre(h) = abs(RHmpre(h));
    RVdistRpre(h) = abs(RVmpre(h));

```

```

averHmpre(h)=((mGH(h+1))-(mGH(h))); %PROMEDIO
horizontal
averVmpre(h)=((mGV(h+1))-(mGV(h))); %PROMEDIO
vertical
averTdesplazMpre(h)=
    sqrt(((averHmpre(h))^2)+((averVmpre(h))^2));
%VECTOR PROMEDIO
averHdistpre(h)=abs(averHmpre(h)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO horizontal
averVdistpre(h)=abs(averVmpre(h)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO vertical
averAngdesplazMpre(h) =
    rad2deg(atan(averVmpre(h)/averHmpre(h))); %ANGULO
DE PENDIENTE
end

```

```

for j=time_4:time_6
    LHmstim(j) = ((LH(j+1))-(LH(j)));
    LVmstim(j) = ((LV(j+1))-(LV(j)));
    RHmstim(j) = ((RH(j+1))-(RH(j)));
    RVmstim(j) = ((RV(j+1))-(RV(j)));
    LdesplazMstim(j) = sqrt(((LHmstim(j))^2)+((LVmstim(j))^2));
    LHdistLstim(j) = abs(LHmstim(j));
    LVdistLstim(j) = abs(LVmstim(j));
    RdesplazMstim(j) = sqrt(((RHmstim(j))^2)+((RVmstim(j))^2));
    RHdistRstim(j) = abs(RHmstim(j));
    RVdistRstim(j) = abs(RVmstim(j));

```

```

averHmstim(j)=((mGH(j+1))-(mGH(j))); %PROMEDIO
averVmstim(j)=((mGV(j+1))-(mGV(j))); %PROMEDIO
averTdesplazMstim(j)=
    sqrt(((averHmstim(j))^2)+((averVmstim(j))^2));
%VECTOR PROMEDIO
averHdiststim(j)=abs(averHmstim(j)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO
averVdiststim(j)=abs(averVmstim(j)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO
averAngdesplazMstim(j) =
    rad2deg(atan(averVmstim(j)/averHmstim(j)));
end

```

```

for k=time_6:time_8
    LHmpost(k) = ((LH(k+1))-(LH(k)));
    LVmpost(k) = ((LV(k+1))-(LV(k)));
    RHmpost(k) = ((RH(k+1))-(RH(k)));
    RVmpost(k) = ((RV(k+1))-(RV(k)));
    LdesplazMpost(k) = sqrt(((LHmpost(k))^2)+((LVmpost(k))^2));
    LHdistLpost(k) = abs(LHmpost(k));
    LVdistLpost(k) = abs(LVmpost(k));
    RdesplazMpost(k) = sqrt(((RHmpost(k))^2)+((RVmpost(k))^2));
    RHdistRpost(k) = abs(RHmpost(k));
    RVdistRpost(k) = abs(RVmpost(k));

```

```

averHmpost(k)=((mGH(k+1))-(mGH(k))); %PROMEDIO
averVmpost(k)=((mGV(k+1))-(mGV(k))); %PROMEDIO

```

```

averTdesplazMpost(k)=
    sqrt(((averHmpost(k))^2)+((averVmpost(k))^2));
%VECTOR PROMEDIO
averHdistpost(k)=abs(averHmpost(k)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO
averVdistpost(k)=abs(averVmpost(k)); %CAMINO
RECORRIDO PROMEDIO
averAngdesplazMpost(k) =
    rad2deg(atan(averVmpost(k)/averHmpost(k)));
end

```

```

figure (204) %Desplazamiento horizontal vs
vertical
subplot(2,3,1)
plot(signalLH(time_2:time_4),signalLV(time_2:time_4),
'*b',signalRH(time_2:time_4),signalRV(time_2:time_4),
'*b', signalLH(time_4:time_6),
signalLV(time_4:time_6), '*r',
signalRH(time_4:time_6),
signalRV(time_4:time_6), '*r',
signalLH(time_6:time_8),
signalLV(time_6:time_8), '*g',
signalRH(time_6:time_8),
signalRV(time_6:time_8), '*g')
title('Datos originales')
xlabel('Desplaz horizontal')
ylabel('Desplaz vertical')
subplot(2,3,3)
plot(LH(time_2:time_4), LV(time_2:time_4), '*b',
RH(time_2:time_4), RV(time_2:time_4), '*b',
LH(time_4:time_6), LV(time_4:time_6), '*r',
RH(time_4:time_6), RV(time_4:time_6), '*r',
LH(time_6:time_8), LV(time_6:time_8), '*g',
RH(time_6:time_8), RV(time_6:time_8), '*g')
title('Datos con Smooth')
xlabel('Desplaz horizontal')
ylabel('Desplaz vertical')
subplot(2,3,5)
plot(mGH(time_2:time_4), mGV(time_2:time_4), '*b',
mGH(time_4:time_6), mGV(time_4:time_6), '*r',
mGH(time_6:time_8), mGV(time_6:time_8), '*g')
title('Datos promediados')
xlabel('Desplaz horizontal')
ylabel('Desplaz vertical')

```

```

%Medias/SD/SE izquierdo y derecho (VECTOR) por cada
lapso de tiempo
mediadesplazpreLm =
    mean(LdesplazMpre(time_2:time_4));
desplazstdevpreLm =
    std(LdesplazMpre(time_2:time_4));
serdesplazpreLm =
    (desplazstdevpreLm/sqrt(length(LdesplazMpre(time_2:
time_4))));
mediadesplazpreRm =
    mean(RdesplazMpre(time_2:time_4));
desplazstdevpreRm =
    std(RdesplazMpre(time_2:time_4));
serdesplazpreRm =
    (desplazstdevpreRm/sqrt(length(RdesplazMpre(time_2:
time_4))));

```

```

mediadesplazstimLm =
    mean(LdesplazMstim(time_4:time_6));
desplazstdevstimLm =
    std(LdesplazMstim(time_4:time_6));
serdesplazstimLm =
    (desplazstdevstimLm/sqrt(length(LdesplazMstim(time_4:
time_6))));

```

```

mediadesplazstimRm =
    mean(RdesplazMstim(time_4:time_6));
desplazstdevstimRm =
    std(RdesplazMstim(time_4:time_6));

```

```
serdesplazstimRm =
(desplazstdevstimRm/sqrt(length(RdesplazMstim(time_
4:time_6))));
```

```
mediadesplazposLm =
mean(LdesplazMpost(time_6:time_8));
desplazstdevposLm =
std(LdesplazMpost(time_6:time_8));
serdesplazposLm =
(desplazstdevposLm/sqrt(length(LdesplazMpost(time_6
:time_8))));
```

```
mediadesplazposRm =
mean(RdesplazMpost(time_6:time_8));
desplazstdevposRm =
std(RdesplazMpost(time_6:time_8));
serdesplazposRm =
(desplazstdevposRm/sqrt(length(RdesplazMpost(time_6
:time_8))));
```

```
%MEDIA, SD Y SE de VECTOR _PROMEDIO_ en tres
tiempos
avermediadesplazpreT=mean(averTdesplazMpre(time_2:t
ime_4));
averdesplazstdevpreT =
std(averTdesplazMpre(time_2:time_4));
averserdesplazpreT = (averdesplazstdevpreT
/sqrt(length(averTdesplazMpre(time_2:time_4))));
avermediadesplazstimT=mean(averTdesplazMstim(time_4
:time_6));
averdesplazstdevstimT =
std(averTdesplazMstim(time_4:time_6));
averserdesplazstimT = (averdesplazstdevstimT
/sqrt(length(averTdesplazMstim(time_4:time_6))));
avermediadesplazpostT=mean(averTdesplazMpost(time_6
:time_8));
averdesplazstdevpostT =
std(averTdesplazMpost(time_6:time_8));
averserdesplazpostT = (averdesplazstdevpostT
/sqrt(length(averTdesplazMpost(time_6:time_8))));
```

```
%Coeficiente de Variabilidad de VECTORES de ambos
ojos
cvdesppreLm =
desplazstdevpreLm/mediadesplazpreLm*100;
cvdesppreRm =
desplazstdevpreRm/mediadesplazpreRm*100;

cvdespstilm =
desplazstdevstimLm/mediadesplazstimLm*100;
cvdespstirm =
desplazstdevstimRm/mediadesplazstimRm*100;

cvdespposLm =
desplazstdevposLm/mediadesplazposLm*100;
cvdespposRm =
desplazstdevposRm/mediadesplazposRm*100;
```

```
%CV DE VECTOR EN TRES TIEMPOS (Promedios)
avercvdesppreT =
averdesplazstdevpreT/avermediadesplazpreT*100;
avercvdespstimT =
averdesplazstdevstimT/avermediadesplazstimT*100;
avercvdesppostT =
averdesplazstdevpostT/avermediadesplazpostT*100;
```

```
%Áreas de ubicación DE LA MIRADA
for h=time_2:time_4
AoPreL(h)=(abs(LH(h))*abs(LV(h)))/2;
end
for h=time_2:time_4
AoPreR(h)=(abs(RH(h))*abs(RV(h)))/2;
end
for j=time_4:time_6
```

```
AoStimL(j)=(abs(LH(j))*abs(LV(j)))/2;
end
for j=time_4:time_6
AoStimR(j)=(abs(RH(j))*abs(RV(j)))/2;
end
```

```
for k=time_6:time_8
AoPosL(k)=(abs(LH(k))*abs(LV(k)))/2;
end
for k=time_6:time_8
AoPosR(k)=(abs(RH(k))*abs(RV(k)))/2;
end
```

```
AreaPreL = sum(AoPreL(time_2:time_4));
AreaPreR = sum(AoPreR(time_2:time_4));
```

```
AreaStimL = sum(AoStimL(time_4:time_6));
AreaStimR = sum(AoStimR(time_4:time_6));
```

```
AreaPosL = sum(AoPosL(time_6:time_8));
AreaPosR = sum(AoPosR(time_6:time_8));
```

```
%Suma de HIPOTENUSAS XvsY en 3 tiempos: MAGNITUD DE
VECTOR
sumamPreL=sum(LdesplazMpre(time_2:time_4));
sumamPreR=sum(RdesplazMpre(time_2:time_4));
sumamStimL=sum(LdesplazMstim(time_4:time_6));
sumamStimR=sum(RdesplazMstim(time_4:time_6));
sumamPosL=sum(LdesplazMpost(time_6:time_8));
sumamPosR=sum(RdesplazMpost(time_6:time_8));
```

```
%__ÁNGULOS PROMEDIO__MEDIA, suma, SD y SE de tres
tiempos
averAngMeanPre =
mean(averAngdesplazMpre(time_2:time_4));
averAngSumPre =
sum(averAngdesplazMpre(time_2:time_4));
averAngSDPre =
std(averAngdesplazMpre(time_2:time_4));
averAngSEPre = averAngSDPre/(sqrt(length
(averAngdesplazMpre(time_2:time_4))));
```

```
averAngMeanStim =
mean(averAngdesplazMstim(time_4:time_6));
averAngSumStim =
sum(averAngdesplazMstim(time_4:time_6));
averAngSDStim =
std(averAngdesplazMstim(time_4:time_6));
averAngSEStim = averAngSDStim/(sqrt(length
(averAngdesplazMstim(time_4:time_6))));
```

```
averAngMeanPost =
mean(averAngdesplazMpost(time_6:time_8));
averAngSumPost =
sum(averAngdesplazMpost(time_6:time_8));
averAngSDPost =
std(averAngdesplazMpost(time_6:time_8));
averAngSEPost = averAngSDPost/(sqrt(length
(averAngdesplazMpost(time_6:time_8))));
```

```
aversumamPreT=sum(averTdesplazMpre(time_2:time_4));
%VECTOR RESULTANTE PRE
aversumamStimT=sum(averTdesplazMstim(time_4:time_6
)); %VECTOR RESULTANTE STIM
aversumamPostT=sum(averTdesplazMpost(time_6:time_8
)); %VECTOR RESULTANTE POST
```

```
%Ejes
%X
%Promedios y SD de CAMINO RECORRIDO, HORIZONTAL
distPreLHm = mean(LHdistLpre(time_2:time_4));
distPreLHmdes = std(LHdistLpre(time_2:time_4));
distPreLHmser =
(distPreLHmdes/sqrt(length(LHdistLpre(time_2:time_4
))));
```

```

distPreRHm = mean(RHdistRpre(time_2:time_4));
distPreRHmdes = std(RHdistRpre(time_2:time_4));
distPreRHmser =
(distPreRHmdes/sqrt(length(RHdistRpre(time_2:time_4)
)));

```

```

distStimLHm = mean(LHdistLstim(time_4:time_6));
distStimLHmdes = std(LHdistLstim(time_4:time_6));
distStimLHmser =
(distStimLHmdes/sqrt(length(LHdistLstim(time_4:time_6)
)));

```

```

distStimRHm = mean(RHdistRstim(time_4:time_6));
distStimRHmdes = std(RHdistRstim(time_4:time_6));
distStimRHmser =
(distStimRHmdes/sqrt(length(RHdistRstim(time_4:time_6)
)));

```

```

distPosLHm = mean(LHdistLpost(time_6:time_8));
distPosLHmdes = std(LHdistLpost(time_6:time_8));
distPosLHmser =
(distPosLHmdes/sqrt(length(LHdistLpost(time_6:time_8)
)));

```

```

distPosRHm = mean(RHdistRpost(time_6:time_8));
distPosRHmdes = std(RHdistRpost(time_6:time_8));
distPosRHmser =
(distPosRHmdes/sqrt(length(RHdistRpost(time_6:time_8)
)));

```

```

averdistPreH = mean(averHdistpre (time_2:time_4));
%PROMEDIO CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL PRE
averdistPreHdes = std(averHdistpre(time_2:time_4));
%SD CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL PRE
averdistPreHser =
(averdistPreHdes)/sqrt(length(averHdistpre(time_2:t
ime_4)));
averdistStimH = mean(averHdiststim
(time_4:time_6)); %PROMEDIO CAMINO RECORRIDO
HORIZONTAL STIM
averdistStimHdes = std(averHdiststim
(time_4:time_6)); %SD CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL
STIM
averdistStimHser =
(averdistStimHdes)/sqrt(length(averHdiststim(time_4
:time_6)));
averdistPostH = mean(averHdistpost(time_6:time_8));
%PROMEDIO CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL POST
averdistPostHdes =
std(averHdistpost(time_6:time_8)); %SD CAMINO
RECORRIDO HORIZONTAL POST
averdistPostHser =
(averdistPostHdes)/sqrt(length(averHdistpost(time_6
:time_8)));

```

```

%CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL
sumLHPre = sum(LHdistLpre(time_2:time_4));
sumLHStim = sum(LHdistLstim(time_4:time_6));
sumLHPos = sum(LHdistLpost(time_6:time_8));
sumLH = sumLHPre+ sumLHStim+ sumLHPos;

```

```

sumRHPre = sum(RHdistRpre(time_2:time_4));
sumRHStim = sum(RHdistRstim(time_4:time_6 ));
sumRHPos = sum(RHdistRpost(time_6:time_8));
sumRH = sumRHPre+ sumRHStim+ sumRHPos;

```

```

aversumHPre = sum(averHdistpre(time_2:time_4));
%SUMA DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL PRE
aversumHStim = sum(averHdiststim(time_4:time_6));
%SUMA DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL STIM
aversumHPost = sum(averHdistpost(time_6:time_8));
%SUMA DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL POST
aversumH = aversumHPre + aversumHStim +
aversumHPost; %SUMA DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL
TOTAL

```

```

%Coeficiente de Variabilidad horizontal en CAMINO
RECORRIDO

```

```

cvdistPreLH = (distPreLHmdes/distPreLHm)*100;
cvdistStimLH = (distStimLHmdes/distStimLHm)*100;
cvdistPosLH = (distPosLHmdes/distPosLHm)*100;

```

```

cvdistPreRH = (distPreRHmdes/distPreRHm)*100;
cvdistStimRH = (distStimRHmdes/distStimRHm)*100;
cvdistPosRH = (distPosRHmdes/distPosRHm)*100;

```

```

avercvdistPreH = (averdistPreHdes/ averdistPreH)
*100; %CV DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL PRE
avercvdistStimH = (averdistStimHdes/ averdistStimH)
*100; %CV DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL STIM
avercvdistPostH = (averdistPostHdes/ averdistPostH)
*100; %CV DE CAMINO RECORRIDO HORIZONTAL POST

```

```

%Y
%Promedios y SD de CAMINO RECORRIDO VERTICAL
distPreLVm = mean(LVdistLpre(time_2:time_4));
distPreLVmdes = std(LVdistLpre(time_2:time_4));
distPreLVmser =
(distPreLVmdes/sqrt(length(LVdistLpre(time_2:time_4)
)));
distPreRVm = mean(RVdistRpre(time_2:time_4));
distPreRVmdes = std(RVdistRpre(time_2:time_4));
distPreRVmser =
(distPreRVmdes/sqrt(length(RVdistRpre(time_2:time_4)
)));

```

```

distStimLVm = mean(LVdistLstim(time_4:time_6));
distStimLVmdes = std(LVdistLstim(time_4:time_6));
distStimLVmser =
(distStimLVmdes/sqrt(length(LVdistLstim(time_4:tim
e_6)));
distStimRVm = mean(RVdistRstim(time_4:time_6));
distStimRVmdes = std(RVdistRstim(time_4:time_6));
distStimRVmser =
(distStimRVmdes/sqrt(length(RVdistRstim(time_4:time_6)
)));

```

```

distPosLVm = mean(LVdistLpost(time_6:time_8));
distPosLVmdes = std(LVdistLpost(time_6:time_8));
distPosLVmser =
(distPosLVmdes/sqrt(length(LVdistLpost(time_6:time_8)
)));
distPosRVm = mean(RVdistRpost(time_6:time_8));
distPosRVmdes = std(RVdistRpost(time_6:time_8));
distPosRVmser =
(distPosRVmdes/sqrt(length(RVdistRpost(time_6:time_8)
)));

```

```

averdistPreV = mean(averVdistpre (time_2:time_4));
%PROMEDIO CAMINO RECORRIDO VERTICAL PRE
averdistPreVdes = std(averVdistpre(time_2:time_4));
%SD CAMINO RECORRIDO VERTICAL PRE
averdistPreVser =
(averdistPreVdes/sqrt(length(averVdistpre
(time_2:time_4))));
averdistStimV = mean(averVdiststim
(time_4:time_6)); %PROMEDIO CAMINO RECORRIDO
VERTICAL STIM
averdistStimVdes = std(averVdiststim
(time_4:time_6)); %SD CAMINO RECORRIDO VERTICAL
STIM
averdistStimVser =
(averdistStimVdes/sqrt(length(averVdiststim
(time_4:time_6))));
averdistPostV = mean(averVdistpost(time_6:time_8));
%PROMEDIO CAMINO RECORRIDO VERTICAL POST
averdistPostVdes =
std(averVdistpost(time_6:time_8)); %SD CAMINO
RECORRIDO VERTICAL POST
averdistPostVser =
(averdistPostVdes/sqrt(length(averVdistpost
(time_6:time_8))));

```

```

    %CAMINO RECORRIDO VERTICAL
    sumLVPre = sum(LVdistLpre(time_2:time_4));
    sumLVStim = sum(LVdistLstim(time_4:time_6));
    sumLVPos = sum(LVdistLpost(time_6:time_8));
    sumLV = sumLVPre+ sumLVStim + sumLVPos;

    sumRVPre = sum(RVdistRpre(time_2:time_4));
    sumRVStim = sum(RVdistRstim(time_4:time_6));
    sumRVPos = sum(RVdistRpost(time_6:time_8));
    sumRV = sumRVPre+ sumRVStim + sumRVPos;

    aversumVPre = sum(averVdistpre(time_2:time_4));
    %SUMA DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL PRE
    aversumVStim = sum(averVdiststim(time_4:time_6));
    %SUMA DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL STIM
    aversumVPost = sum(averVdistpost(time_6:time_8));
    %SUMA DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL POST
    aversumV = aversumVPre + aversumVStim +
    aversumVPost; %SUMA DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL
    TOTAL

    %Coeficiente de Variabilidad de CAMINO RECORRIDO
    VERTICAL
    cvdistPreLV = (distPreLVmdes/distPreLVm)*100;
    cvdistStimLV = (distStimLVmdes/distStimLVm)*100;
    cvdistPosLV = (distPosLVmdes/distPosLVm)*100;

    cvdistPreRV = (distPreRVmdes/distPreRVm)*100;
    cvdistStimRV = (distStimRVmdes/distStimRVm)*100;
    cvdistPosRV = (distPosRVmdes/distPosRVm)*100;

    avercvdistPreV = (averdistPreVdes/ averdistPreV)
    *100; %CV DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL PRE
    avercvdistStimV = (averdistStimVdes/ averdistStimV)
    *100; %CV DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL STIM
    avercvdistPostV = (averdistPostVdes/ averdistPostV)
    *100; %CV DE CAMINO RECORRIDO VERTICAL POST

```

%Medidas de dispersión

```

NISTAGMOMETRO
LHpremax=max(LH(time_2: time_4));
LVpremax=max(LV(time_2: time_4));
RHpremax=max(RH(time_2: time_4));
RVpremax=max(RV(time_2: time_4));

```

```

LHstimmax=max(LH(time_4: time_6));
LVstimmax=max(LV(time_4: time_6));
RHstimmax=max(RH(time_4: time_6));
RVstimmax=max(RV(time_4: time_6));

```

```

LHpostmax=max(LH(time_6: time_8));
LVpostmax=max(LV(time_6: time_8));
RHpostmax=max(RH(time_6: time_8));
RVpostmax=max(RV(time_6: time_8));

```

```

LHpremin=min (LH(time_2: time_4));
LVpremin=min (LV(time_2: time_4));
RHpremin=min (RH(time_2: time_4));
RVpremin=min (RV(time_2: time_4));

```

```

LHstimmin=min (LH(time_4: time_6));
LVstimmin=min (LV(time_4: time_6));
RHstimmin=min (RH(time_4: time_6));
RVstimmin=min (RV(time_4: time_6));

```

```

LHpostmin=min (LH(time_6: time_8));
LVpostmin=min (LV(time_6: time_8));
RHpostmin=min (RH(time_6: time_8));
RVpostmin=min (RV(time_6: time_8));

```

```

LHRangopre = range(LH(time_2: time_4));
LVRangopre = range(LV(time_2: time_4));
RHRangopre = range(RH(time_2: time_4));
RVRangopre = range(RV(time_2: time_4));

```

```

LHRangostim = range(LH(time_4: time_6));
LVRangostim=range(LV(time_4: time_6));
RHRangostim=range(RH(time_4: time_6));
RVRangostim=range(RV(time_4: time_6));

```

```

LHRangopost = range(LH(time_6: time_8));
LVRangopost = range(LV(time_6: time_8));
RHRangopost = range(RH(time_6: time_8));
RVRangopost = range(RV(time_6: time_8));

```

```

LHprenoventil=prctile(LH(time_2: time_4),90);
LVprenoventil= prctile (LV(time_2: time_4),90);
RHprenoventil= prctile (RH(time_2: time_4),90);
RVprenoventil= prctile (RV(time_2: time_4),90);

```

```

LHstimnoventil= prctile (LH(time_4: time_6),90);
LVstimnoventil= prctile (LV(time_4: time_6),90);
RHstimnoventil= prctile (RH(time_4: time_6),90);
RVstimnoventil= prctile (RV(time_4: time_6),90);

```

```

LHpostnoventil= prctile (LH(time_6: time_8),90);
LVpostnoventil= prctile (LV(time_6: time_8),90);
RHpostnoventil= prctile (RH(time_6: time_8),90);
RVpostnoventil= prctile (RV(time_6: time_8),90);

```

%Medidas de dispersión

NISTAGMOMETRO PROMEDIO

```

mGHpremax=max(mGH(time_2:time_4));
mGVpremax=max(mGV(time_2:time_4));
mGHstimmax=max(mGH(time_4:time_6));
mGVstimmax=max(mGV(time_4:time_6));
mGHpostmax=max(mGH(time_6:time_8));
mGVpostmax=max(mGV(time_6:time_8));

```

```

mGHpremin=min (mGH(time_2:time_4));
mGVpremin=min (mGV(time_2:time_4));
mGHstimmin=min(mGH(time_4:time_6));
mGVstimmin=min(mGV(time_4:time_6));
mGHpostmin=min(mGH(time_6:time_8));
mGVpostmin=min(mGV(time_6:time_8));

```

```

mGHRangopre=range(mGH(time_2: time_4));
mGVRangopre=range(mGV(time_2: time_4));
mGHRangostim=range(mGH(time_4: time_6));
mGVRangostim=range(mGV(time_4: time_6));
mGHRangopost=range(mGH(time_6: time_8));
mGVRangopost=range(mGV(time_6: time_8));

```

```

mGHPrenoventil=prctile(mGH(time_2: time_4),90);
mGVprenoventil= prctile (mGV(time_2: time_4),90);

```

```

mGHstimnoventil=prctile(mGH(time_4: time_6),90);
mGVstimnoventil=prctile(mGV(time_4: time_6),90);

```

```

mGHpostnoventil= prctile (mGH(time_6: time_8),90);
mGVpostnoventil= prctile (mGV(time_6: time_8),90);

```

%ANALISIS DE REGRESION LINEAL EN PRE, STIM, POST EN TRES PERIODOS

%Regresion lineal PRE

```

mdlpremgH =
LinearModel.fit((time_2:time_4),mGH(time_2:time_4))
;
mdlpremgV =
LinearModel.fit((time_2:time_4),mGV(time_2:time_4))
;

```

```

figure(601) %Gráficas de Ajuste
PRE
subplot(4,1,1);
plot((time_2:time_4),signalLH(time_2:time_4),'g',
(time_2:time_4),
signalLV(time_2:time_4),'c',(time_2:time_4),signalRH
(time_2:time_4),'r',(time_2:time_4),signalRV
(time_2:time_4),'m');
title('Registro sin Smooth PRE, SEÑAL ORIGINAL')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('originalLH','originalLV','originalRH','orig
inalRV');
subplot(4,1,2);

```

```

plot((time_2:time_4),mGH(time_2:time_4),'r',
(time_2:time_4),mGV (time_2:time_4),'k');
title('Registro PROMEDIO PRE')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('mGH', 'mGV');
subplot(4,1,3);
plotAdded(mdlpremgH)
title('Ajuste Prestim mGH')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
subplot(4,1,4);
plotAdded(mdlpremgV)
title('Ajuste Prestim MGv')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')

%Regresion lineal STIM
mdlstimmGH =
LinearModel.fit((time_4:time_6),mGH(time_4:time_6))
;
mdlstimmGV =
LinearModel.fit((time_4:time_6),mGV(time_4:time_6))
;

figure(602) %Gráficas de Ajuste
STIM
subplot(4,1,1);
plot((time_4:time_6),signalLH(time_4:time_6),'g',
(time_4:time_6),
signalLV(time_4:time_6),'c',(time_4:time_6),signalR
H (time_4:time_6),'r',(time_4:time_6),signalRV
(time_4:time_6),'m');
title('Registro sin Smooth STIM, SEÑAL ORIGINAL')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('originalLH','originalLV','originalRH','orig
inalRV');
subplot(4,1,2);
plot((time_4:time_6),mGH(time_4:time_6),'r',
(time_4:time_6),mGV (time_4:time_6),'k');
title('Registro PROMEDIO STIM')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('mGH', 'mGV');
subplot(4,1,3);
plotAdded(mdlstimmGH)
title('Ajuste STIM mGH')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
subplot(4,1,4);
plotAdded(mdlstimmGV)
title('Ajuste STIM MGv')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')

%Regresion lineal POST
mdlpostmgH =
LinearModel.fit((time_6:time_8),mGH(time_6:time_8))
;
mdlpostmgV =
LinearModel.fit((time_6:time_8),mGV(time_6:time_8))
;

figure(603) %Gráficas de Ajuste
POST
subplot(4,1,1);
plot((time_6:time_8),signalLH(time_6:time_8),'g',
(time_6:time_8),
signalLV(time_6:time_8),'c',(time_6:time_8),signalR
H (time_6:time_8),'r',(time_6:time_8),signalRV
(time_6:time_8),'m');
title('Registro sin Smooth POST, SEÑAL ORIGINAL')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('originalLH','originalLV','originalRH','orig
inalRV');
subplot(4,1,2);
plot((time_6:time_8),mGH(time_6:time_8),'r',
(time_6:time_8),mGV (time_6:time_8),'k');
title('Registro PROMEDIO POST')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
legend('mGH', 'mGV');
subplot(4,1,3);
plotAdded(mdlpostmgH)
title('Ajuste POST mGH')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')
subplot(4,1,4);
plotAdded(mdlpostmgV)
title('Ajuste POST MGv')
xlabel('Tiempo')
ylabel('Inclinación (grados)')

%RESULTADOS finales completos
format shortG;
disp('MEDIADAS DE DISPERSIÓN: LH, LV, RH, RV. De
registro completo (smooth); Por renglón:
max,min,rango,noventil');
Dispersiongeneral_smooth = [ValmaxLH ValmaxLV
ValmaxRH ValmaxRV; ValminLH ValminLV ValminRH
ValminRV; RangoLH RangoLV RangoRH RangoRV;
noventilLH noventilLV noventilRH noventilRV]

disp('VECTORES MEDIOS: Media y SD y SE de Ojo
izquierdo / Media y SD y SE de Ojo derecho; por
renglón PRE, STIM, POST');
Media_Sd_Se_VECTORES_unitarios = [mediadesplazpreLm
desplazstdevpreLm serdesplazpreLm mediadesplazpreRm
desplazstdevpreRm serdesplazpreRm;
mediadesplazstimLm desplazstdevstimLm
serdesplazstimLm mediadesplazstimRm
desplazstdevstimRm serdesplazstimRm;
mediadesplazposLm desplazstdevposLm serdesplazposLm
mediadesplazposRm desplazstdevposRm
serdesplazposRm]
%Promedios (VECTORES MEDIOS) y SD de
desplazamientos en 3 tiempos

disp('CVs:(VECTOR). Columna: Izquierdo y derecho;
por renglón PRE, STIM, POST');
CVs = [cvdesppreLm cvdesppreRm; cvdespstLm
cvdespstRm; cvdespposLm cvdespposRm;]

disp(' VECTOR RESULTANTE: Izquierdo y derecho; por
renglón PRE, ESTIM, POST ');
VECTOR_resultante= [sumamPreL sumamPreR; sumamStimL
sumamStimR; sumamPosL sumamPosR] %SUMATORIA DE
VECTORES EN 3 TIEMPOS

disp('Areas por renglón PRE, STIM, POST');
Areas_de_desplazamientos = [AreaPreL AreaPreR;
AreaStimL AreaStimR;
AreaPosL AreaPosR]

disp('CVs. Renglón: horizontal y vertical /
columna: preL-R, stimL-R, postL-R');
CVs = [cvdistPreLH cvdistPreRH cvdistStimLH
cvdistStimRH cvdistPosLH cvdistPosRH; ;cvdistPreLV
cvdistPreRV cvdistStimLV cvdistStimRV cvdistPosLV
cvdistPosRV]

disp('CAMINO RECORRIDO HORIZONTALMENTE (Valores
absoltos): promedio, SD y SE de Izquierdo y
promedio, SD y SE de derecho; por renglón pre,
stim, post');
CAMINORECORRIDO_xmedia = [distPreLHm distPreLHmdes
distPreLHmser distPreRHm distPreRHmdes
distPreRHmser; distStimLHm distStimLHmdes
distStimLHmser distStimRHm distStimRHmdes
distStimRHmser; distPosLHm distPosLHmdes
distPosLHmser distPosRHm distPosRHmdes
distPosRHmser] %Promedios (DESPLAZAMIENTOS MEDIOS)
y desv de desplazamientos en 3 tiempos en X

disp('CAMINO RECORRIDO VERTICALMENTE (Valores
absoltos): promedio, SD y SE Izquierdo / promedio,
SD y SE derecho; por renglón pre, stim, post');

```

```

CAMINORECORRIDO_ymedia = [distPreLVm distPreLVmdes
distPreLVmser distPreRVm distPreRVmdes
distPreRVmser; distStimLVm distStimLVmdes
distStimLVmser distStimRVm distStimRVmdes
distStimRVmser; distPosLVm distPosLVmdes
distPosLVmser distPosRVm distPosRVmdes
distPosRVmser] %Promedios (DESPLAZAMIENTOS MEDIOS)
y desv de desplazamientos en 3 tiempos en Y

```

```

disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS
HORIZONTALMENTE(valores absolutos):LH y RH; por
renglón, por columna: pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_x = [sumLHPre sumLHStim sumLHPos
sumLH; sumRHPre sumRHStim sumRHPos sumRH] %CAMINO
RECORRIDO EN 3 TIEMPO SOLAMENTE DE X

```

```

disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS
VERTICALENTE(valores absolutos):LH y RH; por
renglón, por columna: pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_y = [sumLVPre sumLVStim sumLVPos
sumLV; sumRVPre sumRVStim sumRVPos sumRV] %CAMINO
RECORRIDO EN 3 TIEMPO SOLAMENTE DE Y

```

```

disp('Medidas de dispersión');
disp('Medidas de dispersión: VALORES MAXIMOS POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna: LH,
LV, RH, RV ');
VALORES_MAXIMOS_TIEMPOS = [LHpremax LVpremax
RHpremax RVpremax; LHstimmax LVstimmax RHstimmax
RVstimmax; LHpostmax LVpostmax RHpostmax RVpostmax]
disp('Medidas de dispersión: VALORES MINIMOS POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna: LH,
LV, RH, RV ');
VALORES_MINIMOS_TIEMPOS = [LHpremin LVpremin
RHpremin RVpremin; LHstimmin LVstimmin RHstimmin
RVstimmin; LHpostmin LVpostmin RHpostmin RVpostmin]
disp('Medidas de dispersión: RANGOS POR TIEMPOS;
Por renglón: Pre, stim, post. Columna: LH, LV, RH,
RV ');
RANGOS_PORTIEMPO = [LHRangopre LVRangopre
RHRangopre RVRangopre; LHRangostim LVRangostim
RHRangostim RVRangostim; LHRangopost LVRangopost
RHRangopost RVRangopost]
disp('Medidas de dispersión: NOVENTILES POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna: LH,
LV, RH, RV ');
NOVENTILES_PORTIEMPO = [LHprenoventil LVprenoventil
RHprenoventil RVprenoventil; LHstimnoventil
LVstimnoventil RHstimnoventil RVstimnoventil;
LHpostnoventil LVpostnoventil RHpostnoventil
RVpostnoventil]

```

```

% _____RESULTADOS finales completos_____
format shortG;
disp('_____RESULTADOS de promedios horizontal y
vertical_____');
disp('VECTORES MEDIOS: Media y SD por columna; por
renglón PRE, STIM, POST');
MediaySd_VECTORES_promedios = [avermediadesplazpreT
averdesplazstdevpreT averdesdesplazpreT;
avermediadesplazstimT averdesplazstdevstimT
averdesdesplazstimT; avermediadesplazpostT
averdesplazstdevpostT averdesdesplazpostT]
%Promedios (VECTORES MEDIOS) y SD de
desplazamientos en 3 tiempos

```

```

disp('MAGNITUD DE VECTORES por renglón PRE, STIM,
POST');
Magnitud_VECTORIAL_promedios = [aversumamPreT
aversumamStimT aversumamPostT] %SUMATORIA DE
VECTORES EN 3 TIEMPOS

```

```

disp('CVs:(VECTOR) por columna: pre, stim, post');
CVs_promedios = [avercvdesppreT avercvdespstimT
avercvdesppostT]

```

```

disp('CVs. Columna: horizontal y vertical; Renglón:
pre, stim, post');
CVs_promedios = [avercvdistPreH avercvdistPreV;
avercvdistStimH avercvdistStimV; avercvdistPostH
avercvdistPostV]

```

```

disp('CAMINO RECORRIDO HORIZONTALMENTE(Valores
absoltos): promedio y SD; por renglón pre, stim,
post');
CAMINORECORRIDO_xmedia_promedios = [averdistPreH
averdistPreHdes averdistPreHser; averdistStimH
averdistStimHdes averdistStimHser; averdistPostH
averdistPostHdes averdistPostHser] %Promedios
(DESPLAZAMIENTOS MEDIOS) y desv de desplazamientos
en 3 tiempos en X

```

```

disp('CAMINO RECORRIDO VERTICALMENTE(Valores
absoltos): promedio y SD; por renglón pre, stim,
post');
CAMINORECORRIDO_ymedia_promedios = [averdistPreV
averdistPreVdes averdistPreVser; averdistStimV
averdistStimVdes averdistStimVser; averdistPostV
averdistPostVdes averdistPostVser] %Promedios
(DESPLAZAMIENTOS MEDIOS) y desv de desplazamientos
en 3 tiempos en Y

```

```

disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS
HORIZONTALMENTE(valores absolutos) por columna:
pre, stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_x_promedios = [aversumHPre
aversumHStim aversumHPost aversumH] %CAMINO
RECORRIDO EN 3 TIEMPO SOLAMENTE DE X

```

```

disp('SUMATORIAS de CAMINOS RECORRIDOS
VERTICALENTE(valores absolutos) por columna: pre,
stim, post y suma');
CAMINORECORRIDO_y_promedios = [aversumVPre
aversumVStim aversumVPost aversumV] %CAMINO
RECORRIDO EN 3 TIEMPO SOLAMENTE DE Y

```

```

disp('Promedio y sumatoria de ángulos PROMEDIOS.
Renglón: Pre, stim, post, Columna:
media/suma/SD/SE')
RESULTADOS_ANGULOS= [averAngMeanPre averAngSumPre
averAngSDPre averAngSEPre ; averAngMeanStim
averAngSumStim averAngSDStim averAngSEStim ;
averAngMeanPost averAngSumPost averAngSDPost
averAngSEPost ] %PROMEDIO Y SUMATORIA DE ÁNGULOS EN
3 TIEMPOS

```

```

disp('Medidas de dispersión DE PROMEDIOS
(horizontal y vertical)');
disp('Medidas de dispersión: VALORES MAXIMOS POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna:
horizontal y vertical ');
VALORES_MAXIMOS_TIEMPOS_promedios = [mGHpremax
mGVpremax; mGHstimmax mGVstimmax; mGHpostmax
mGVpostmax]
disp('Medidas de dispersión: VALORES MINIMOS POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna:
horizontal y vertical ');
VALORES_MINIMOS_TIEMPOS_promedios = [mGHpremin
mGVpremin; mGHstimmin mGVstimmin; mGHpostmin
mGVpostmin]
disp('Medidas de dispersión: RANGOS POR TIEMPOS;
Por renglón: Pre, stim, post. Columna: horizontal y
vertical ');
RANGOS_PORTIEMPO_promedios = [mGHRangopre
mGVRangopre; mGHRangostim mGVRangostim ;
mGHRangopost mGVRangopost]
disp('Medidas de dispersión: NOVENTILES POR
TIEMPOS; Por renglón: Pre, stim, post. Columna:
horizontal y vertical ');
NOVENTILES_PORTIEMPO_promedios = [mGHprenoventil
mGVprenoventil ; mGHstimnoventil mGVstimnoventil;
mGHpostnoventil mGVpostnoventil]

```

```

disp('LINEAR REGRESSION MODEL')
mdlpremmGH
mdlpremmGV

```

```

mdlstimmmGH
mdlstimmmGV

```

```

mdlpostmmGH
mdlpostmmGV

```



REPORTE DE INVENCION

INFORMACIÓN GENERAL DEL INVENTO

Título: Sistema de estimulación galvánica vestibular transcraneal (EGVt)

Palabras clave (máximo 5):

Estimulación eléctrica transcraneal, estimulación eléctrica vestibular, neuroprótesis, neurobiología, oído interno

Inventor(es): Rosario Vega y Saenz de Miera, Ángel Hernández Hernández, Octavio González Petlactalco, Enrique Soto Eguibar.

INFORMACIÓN TÉCNICA

a. Introducción (máximo dos cuartillas):

Aunque la estimulación Galvánica comenzó a utilizarse hace cerca de 100 años, hace apenas 15 años adquirió relevancia en el área de investigación vestibular, ya que permite extraer una respuesta de este sistema sin excitar otras entradas (Day, 1999); es decir, aísla la entrada sensorial, lo cual es imposible si se estimula de manera natural (Cathers y cols., 2005). El método consiste en aplicar una corriente constante de alrededor de 1 mA, a través de dos electrodos colocados sobre ambas apófisis mastoides (Britton y cols., 1993). El estímulo provoca la inclinación del sujeto hacia el electrodo de mayor potencial, y después de un segundo del inicio del estímulo induce una sensación de aceleración (Hlavacka y cols., 1996).

Cuando se aplica una corriente alterna a baja frecuencia, tiene influencia en la estabilización de la mirada, y el desplazamiento de los ojos depende de la amplitud de la corriente aplicada.

En cambio, cuando se aplica corriente directa, lo que se obtiene es una sensación de desplazamiento con inclinación del cuerpo (Hlvacka y cols., 1996).

Se ha propuesto que la estimulación galvánica modula la descarga tónica de las aferentes, actuando directamente en aquellas que se encuentran cercanas al sitio de disparo post sináptico. La corriente catódica aumenta la frecuencia de descarga de las neuronas, mientras que la anódica la disminuye (Britton y cols. 2003, Wardman y cols., 2003). Otra posibilidad es que la EGV module el potencial de membrana de las células ciliadas del neuroepitelio vestibular, interactuando directamente con el mecanismo de transducción o con el potencial receptor de las células ciliadas. La EGV catódica o anódica afectan la descarga de las aferentes de los canales semicirculares de la misma manera que lo haría una aceleración angular ipsilateral y contralateral (Fernandez y Goldberg, 1976). La EGV con electrodos bilaterales altera el patrón de descarga de las aferentes de una forma que no tiene equivalente natural (Fitzpatrick y Day, 2004). Como resultado, la EGV provoca patrones de descarga que corresponden a viraje y giro simultáneamente.

Se ha propuesto que hay vías facilitadas de propagación de la corriente eléctrica en la cabeza, particularmente entre regiones frontales y la mastoides por lo cual el uso de cuatro electrodos (región fronto ocular y mastoideos) induce un movimiento direccional de la cabeza alrededor de tres ejes perpendiculares virtuales. El método de aplicación con estos electrodos produce la sensación subjetiva -virtual- de rotación de la cabeza en el plano de la guiñada y evocó una rotación de guiñada del cuerpo. Estos resultados apoyan la existencia de tres vías preferenciales para la corriente situadas entre los mastoides, y entre la mastoides izquierda y derecha y la frente (Aoyama y cols., 2015).

En estudios con EGV y electromiografía se observaron dos respuestas: unas de latencia corta (60-70 ms) y otras de latencia media (120 ms) (Britton y cols.1993). Los autores proponen que las señales que se originan de los canales semicirculares son de latencia corta, y las señales otolíticas de latencia mediana, y que tienen implicaciones diferentes en el movimiento del cuerpo, lo que muy probablemente se relaciona con que son procesadas y transmitidas por distintas vías (Balter y cols., 2004). Los cambios en la musculatura del cuello, cabeza y tronco sugieren el paso de la actividad en respuesta a la EGV a través del tracto

vestíbuloespinal medial, el cual proyecta predominantemente a los segmentos lumbosacros. Esto concuerda con trabajos posteriores en los que aplicaron el estímulo galvánico durante la marcha y encontraron que la respuesta a la EGV comienza en los miembros superiores y finaliza en los inferiores (Balter y cols., 2004).

La respuesta a la EGV sucede de la siguiente manera: la cabeza gira el tronco y el tronco inclina la pelvis con respecto a la horizontal. Cuando el estímulo finaliza, la respuesta en la electromiografía (EMG) presenta la misma magnitud pero la dirección opuesta. Los músculos se reacomodan y adoptan la postura erguida natural. Mientras mayor sea la corriente de estimulación, mayor será la inclinación virtual. La polaridad del estímulo determinará la dirección de la respuesta (Fitzpatrick y Day, 2004).

La EGV es diferente a una perturbación sorpresiva del equilibrio, como un empujón, ya que la respuesta a la EGV es idéntica cuando el estímulo no se espera que cuando se aplica por el mismo sujeto. Esta estimulación es capaz de perturbar los procesos motores que involucran el cambio de posición de todos los segmentos corporales, desde la cabeza hasta los pies (Day, 1999).

Cabe destacar que si bien se ha estudiado la EGV en diversos trabajos, no existen estudios multifactoriales y adecuadamente parametrizados que permitan determinar su potencialidad para activar de manera selectiva uno u otro canal semicircular, o las aferentes provenientes del sáculo y el utrículo. Hasta donde conocemos no se han publicado estudios sistemáticos del efecto de la posición de los electrodos, las posibles combinaciones entre polaridades y modalidades (bipolar vs unipolar) y el efecto de la forma de onda y de los niveles de ruido de la EGV en condiciones experimentales uniformes.

El grupo de Fitzpatrick y Day (2004) describe tres modalidades para la estimulación galvánica de acuerdo a su modelo:

- 1) EGV Bipolar - Se producirá típicamente una inclinación hacia el ánodo.
- 2) EGV Unilateral – Provoca una inclinación que tiene una trayectoria oblicua al eje interaural. La respuesta es hacia el ánodo o lejos del cátodo. El componente sagital del

desplazamiento es hacia el frente cuando se aplica corriente catódica, y hacia atrás cuando la corriente es anódica.

3) EGV Bilateral unipolar – Los sujetos se inclinan hacia el frente con EGV catódica a ambos lados, y hacia atrás con EGV anódica en ambos lados.

Otros autores han reportado que no hay diferencia entre estimulación monolateral y bilateral. La respuesta a la EGV bilateral resulta de la suma de dos respuestas que parecen sumarse linealmente; una es la excitación catódica y la otra es la inhibición anódica (Cauquil y cols., 1997).

b. Descripción Técnica (Metodología, resultados, conclusiones y bibliografía):

Incluir gráficas y figuras en un archivo aparte. No hay límite de cuartillas.

Para la programación se escogió usar el software LabView. El motivo por el que se escogió el software de LabVIEW como plataforma de desarrollo para el proyecto, fueron sus beneficios en términos de rendimiento, ya que LabVIEW incluye un compilador que genera código nativo para la plataforma de CPU. Así como su sintaxis, que se hace cumplir estrictamente durante el proceso de edición y compilado en el código de máquina ejecutable, cuando se le solicite para ejecutar o en el momento de guardar. En este último caso el ejecutable y el código fuente se fusionan en un solo archivo. El archivo ejecutable contiene código precompilado para realizar tareas comunes que son definidas por el lenguaje G. Esto reduce el tiempo de compilación y también proporciona una interfaz consistente para varios sistemas operativos, sistemas gráficos, y componentes de hardware. La versión de LabVIEW que se utilizó para realizar el proyecto fue NI LabVIEW 2014 para 64 bits.

Para el control se escogió un Arduino que es una plataforma de electrónica abierta (open Hardware), desarrollada en el año 2006 en el Instituto IVREA, en Ivrea (Italia), para la creación de prototipos basada en software y hardware flexibles y fáciles de usar. La tarjeta Arduino R3 que se eligió fue la tarjeta Arduino uno R3, está basado en el microcontrolador ATmega328, cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 pueden utilizarse para salidas PWM), 6 entradas analógicas, un resonador cerámico 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio (Arduino, 2016).

Los proyectos desarrollados con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectar a una computadora, si bien tienen la posibilidad de hacerlo y comunicar con diferentes tipos de software. También cuenta con su propio software lo que hace más fácil la carga de códigos desde la computadora. Un programa de Arduino se denomina sketch o proyecto y tiene la extensión .ino. Una tendencia tecnológica es utilizar Arduino como tarjeta de

adquisición de datos desarrollando interfaces en software como JAVA, Visual Basic y LabVIEW (Arduino, 2015).

Entre sus beneficios se encuentra el poder conectarse una gran variedad de placas que se insertan sobre el Arduino. En este trabajo se desarrolló una placa específica para las necesidades del dispositivo. Uno de los motivos por lo que se eligió utilizar la tarjeta Arduino fue debido a que esta puede ser convertida a una tarjeta de adquisición mediante la interfaz de LabVIEW para Arduino (LIFA), permitiendo aprovechar la potencia del entorno de programación gráfica de LabVIEW para interactuar con Arduino en una nueva dimensión.

Los electrodos son materiales conductores usados comúnmente para hacer estímulos o registros de algún comportamiento fisiológico, existen de diferentes materiales como oro, plata, platino, etc. Los electrodos se colocan en la piel, y son adheridos con algún material no conductor; para la obtención de un mejor contacto eléctrico se les adiciona alguna pasta o gel conductora.

En el proyecto se utilizaron 2 pares de electrodos de cobre, de 1 centímetro de diámetro, para realizar un circuito cerrado con ayuda del sujeto, quien forma parte del mismo circuito, esto para permitir que la corriente fluyera a través de los electrodos y la cabeza del sujeto y así poder estimularlo con EGVt.

DESARROLLO

Se generaron varios procesos para facilitar su desarrollo, en cada uno de estos procesos se realizaba consultas periódicas a los usuarios, por lo que se fueron agregando nuevos elementos continuamente, para solucionar problemas adicionales, de manera que el diseño y la construcción del proyecto cumplieran las necesidades de los usuarios, sin olvidar la seguridad de los sujetos.

Lo primero que se planteó realizar fue el protocolo de comunicación de la plataforma de programación, LabVIEW a Arduino. En un principio se contempló que se tuviera un solo protocolo con conexión el puerto USB, para todas las comunicaciones de envío y recepción de datos de los diferentes dispositivos, tuvieran la menor cantidad de cables conectadas

entre el sujeto y la computadora, ya que se requiere que el sujeto no esté restringido en sus movimientos, a causa de esto se pudo implementar una comunicación Bluetooth.

Se denomina Bluetooth al protocolo de comunicaciones diseñado especialmente para dispositivos de bajo consumo, el cual es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que utilizan el estándar IEEE 802.15.1 y que requieren corto alcance de emisión y basados en transceptores de bajo costo. Esta tecnología opera mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz. Tiene la capacidad de atravesar paredes, por lo que es ideal para el trabajo móvil.

Los dispositivos que incorporan este protocolo pueden comunicarse entre ellos cuando se encuentran dentro de su alcance. Las comunicaciones se realizan por radiofrecuencia, de forma que los dispositivos no tienen que estar alineados y pueden incluso estar en habitaciones separadas, si la potencia de transmisión es suficiente.

El dispositivo utilizado para la transferencia de datos entre Arduino y LabVIEW fue el JY-MCU Bluetooth, el cual es de tipo clase 2, versión 2.0 + EDR de ancho de banda de 3Mbps. La razón por la que se eligió fue por la gran compatibilidad que presentaba con la plataforma Arduino, así como también por su gran demanda, facilitando su reemplazo si se daña.

Transferencia de datos Arduino - LabVIEW

La primera transferencia de datos que se aplicó fue entre LabVIEW y la plataforma Arduino por medio de la comunicación bluetooth. La transferencia de datos se inicia con la sincronización de los dispositivos Arduino-LabVIEW, es necesario para que se pueda realizar el envío y recepción de datos.

Los paquetes de datos que se envían permiten adquirir datos del microcontrolador Arduino y procesarlos en el entorno de programación gráfica de LabVIEW. Cada paquete es de 15 Bytes por defecto y contiene un byte encabezado (byte 0), un byte de comando en (byte 1), 13 bytes de datos (bytes 2-13) y un byte de comprobación (byte 14).

El firmware LIFA en el Arduino procesa los paquetes, asegurando que los datos no se han dañados durante la transmisión. Una vez leído el paquete comprueba el byte de comando y ejecuta las instrucciones con los bytes de datos proporcionados, basándose en el byte de comando.

El siguiente diagrama de flujo describe el funcionamiento de la rutina de sincronización entre LabVIEW - Arduino (Figura 1).

Una vez que se realiza 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 que se utilizaron para la señal de estimulación del sujeto.

Una vez que se logró sincronizar Arduino y LabVIEW se utilizaron diagramas de rutina para la escritura y la lectura, los cuales tienen una estructura similar.

El diagrama de rutina de la interacción *escritura digital*, aunque gran parte del diagrama puede utilizarse también para la lectura de la tarjeta Arduino. En la primera parte se define el pin de salida (el cual depende del modelo de Arduino y el tipo de interacción con que se esté trabajando) y el valor lógico. Después se asegura de que el pin seleccionado exista en el modelo Arduino, que se eligió. Posteriormente se utilizan los datos para generar un comando de un byte, en este caso 0x03. Por último se envía el comando anterior al Arduino en donde las librerías de la interfaz Arduino-LabVIEW lo convierten en una rutina para la escritura del pin seleccionado y devuelve paquete con el valor del pin ya modificado.

En la Figura 2 se muestra el diagrama de flujo del funcionamiento de la rutina de la interacción escritura digital. En la interacción de la lectura, Arduino da la posibilidad de tener de dos tipos, lectura digital y lectura analógica.

Generador de señal

El módulo de “Generación de señal” se desarrolló, pensando en la necesidad de conocer los efectos que se tienen al inyectar diferentes tipos de corriente (senoidal, triangular y cuadrada), en un sujeto.

La *Señal seno*, fue diseñada con la función de LabVIEW “Sine Wave PtByPt” el cual genera una señal punto por punto. Donde el tiempo es una variable independiente siendo su formula

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

Los datos de amplitud, frecuencia y fase pueden cambiarse antes de cada prueba en el panel principal.

En la rutina se utilizó un bucle de tiempo que ejecuta secuencialmente cada iteración en un periodo específico (determinado por el usuario en el inicio del programa). Se desarrolló una estructura de caso la cual al ser activada permite al usuario visualizar valores para generar una señal ruido que se sumara a la señal de salida (la explicación de la señal ruido se ahondara posteriormente). Se creó una estructura de tiempo que permite al usuario determinar un tiempo de espera antes de que se ejecute el programa, una vez ejecutado el programa, se genera 2 datos de referencia, Datos y polaridad, que corresponden al valor y polaridad de la señal seno, respectivamente, que serán almacenados en un archivo .tdms y enviados a la tarjeta Arduino. El panel frontal se muestra en la [figura 3](#).

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

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

Donde

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

Y

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

Los datos de frecuencia, amplitud y fase pueden ser modificados antes de cada prueba desde el panel principal que es similar al de la señal senoidal (Figura 3).

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

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

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

Donde

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

Los datos de frecuencia, amplitud, fase y ciclo útil pueden ser modificados antes de cada prueba desde el panel principal. La **Error! Reference source not found.** muestra el diagrama de rutina de la señal cuadrada.

Al igual que en los dos diagramas de rutina anteriores se repite el uso del bucle de tiempo para ejecutar secuencialmente y sincronizar los módulos del programa así como las diferentes iteraciones que se utilizaron en los diagramas de bloques de la rutina de la señal seno y triangular. La función de LabVIEW “Square Wave PtByPt”, tiene las variables frecuencia, amplitud, phase, ciclo útil, que el usuario puede modificar en el panel frontal (Figura 4).

- Ruido

El módulo de ruido se desarrolló para conocer los efectos que tiene el ruido blanco sobre sujetos de prueba. Se diseñaron 2 tipos de señales de ruido, ruido gaussiano uniforme y ruido blanco uniforme, los cuales son generadas desde el programa de LabVIEW.

La señal de **ruido gaussiano uniforme**, obtenida por la función de “Uniform White Noise PtByPt” de LabVIEW genera una secuencia Gaussiana pseudoaleatoria distribuida, a base de datos punto por punto para que la forma de la señal sea continua, utilizando una versión modificada del método de Box-Muller utilizando 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 (numero inicial) y de desviación estándar pueden ser modificados antes de cada prueba.

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

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

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{2a} & \text{if } -a \leq x < a \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases},$$

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:

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

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

La secuencia produce aproximadamente 2^{90} muestras antes de que el patrón se repita.

Dentro del diagrama de rutina se trabajó con una estructura de bloque de tiempo para sincronizar con los diferentes módulos del programa. El diagrama de rutina trabaja con un temporizador con el que el usuario determina el tiempo de activación del módulo así como la duración de estimulación y el tipo de señal que desea enviar, ruido blanco uniforme (con las variables de semilla o desviación estándar) o ruido gaussiano uniforme (con las variables de semilla o Amplitud). La interfaz de usuario del módulo se muestra en la **Figura 5**.

- Secuencia de instrucciones

El módulo de secuencia de instrucciones se diseñó con la intención de enviar corriente de estimulación eléctrica a sujetos de prueba, con secuencias creadas por el usuario y que no dependa de otros módulos. La aplicación cuenta una tabla, ubicada en el panel principal, que contiene dos columnas que corresponden al tiempo (seg.) y la cantidad de estimulación (mA) que se desee enviar al sujeto. Esta secuencia de instrucciones es cíclica por lo que se detendrá solo hasta que el temporizador del programa, el usuario o el sujeto lo finalice.

El programa funciona separando cada columna en los valores de tiempo y de estimulación con la función de "Index array" de LabVIEW para poder enviar la señal de estimulación definiendo el tiempo que se mantendrá la señal.

La rutina trabaja con una estructura de bloque de tiempo para sincronizar con los módulos del programa. También posee características similares a otros módulos como los segundos de estimulación y espera. Se agregó una tabla donde el usuario puede seleccionar el tiempo y la magnitud de estimulación, respectivamente, los datos son almacenados en un archivo temporal (.txt), de la misma forma puede adquirir los datos para la tabla desde un archivo de texto tipo (.txt) externo, aunque los datos deben tener la misma estructura de que

la tabla, para después ser enviados secuencialmente a la tarjeta Arduino, con la información de la polaridad, la magnitud, y el tiempo de la señal de estimulación.

Cálculo de impedancia

El módulo de cálculo de impedancia se desarrolló a causa de la necesidad de conocer la impedancia de cada sujeto, cada persona tiene una diferente impedancia debido a las características físicas de la piel. En comparación de los otros módulos este fue esencial, pues de no implementarlo los demás módulos enviarían una señal de estimulación errónea al sujeto de pruebas lo que podría ocasionarle daño físico.

El modulo se ejecuta antes de realizar cualquier experimento de estimulación. Se envía una señal de corriente directa, ya conocida, a través de sus apófisis mastoides, con ayuda de electrodos, para después obtener la lectura de la corriente que pasa a través del cuerpo del sujeto, que generalmente es diferente de la corriente inyectada, a causa de impedancia de la piel de cada persona.

Se desarrollaron 2 formas de calcular la impedancia del cuerpo humano, la primera, *manual*, que consiste en que el propio examinador varié de forma manual la cantidad de impedancia que se le suministra al sujeto, hasta que coincida con la señal de entrada con la salida. Una función extra, es que se puede conocer el umbral de dolor del sujeto de prueba al enviar en inicio una corriente de estimulación pequeña, e ir subiendo la intensidad hasta que el paciente advierta la sensación de estimulación.

La segunda forma de calcular la impedancia es de forma *automática*, la cual funciona con ayuda de una resistencia variable (X9C103P), se envía una señal de corriente, ya conocida, posteriormente la resistencia variable automáticamente corrige la señal de forma que la corriente que se envía sea la cantidad exacta de corriente que pase a través de la piel sin importar la impedancia del sujeto.

DISEÑO DE HARDWARE

El hardware se refiere a todas las partes físicas tangibles de un sistema informático; sus componentes eléctricos, electrónicos, electromecánicos, mecánicos. Cables, gabinetes o

cajas, periféricos de todo tipo y cualquier otro elemento físico involucrado componen el hardware.

El Hardware se divide en 2 tipos, Hardware Básico y Hardware Complementario; el Hardware Básico, son las piezas fundamentales e imprescindibles para que la computadora funcione como son: Placa base, monitor, teclado y ratón; el Hardware Complementario, son todos aquellos dispositivos adicionales no esenciales como pueden ser: impresora, escáner, cámara de vídeo digital, webcam, etc.

Análisis y desarrollo del circuito

El circuito se desarrolló en varias etapas con el fin de poder enviar estimulación eléctrica a los sujetos de prueba por medio de las señales provenientes del programa “SEEH” de la computadora.

- Etapa de alimentación

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. El circuito se conoce como “Divisor de tensión ajustable”, en donde la tensión de entrada se divide en 2, obteniendo una fuente simétrica (teniendo a R_1 y R_2 con la misma resistencia), donde la corriente de salida depende de la capacidad de los transistores, en el circuito se utilizaron los transistores tipo Darlington (El transistor Darlington es un dispositivo semiconductor que combina dos transistores bipolares en uno solo) (Tip 122 y Tip 127) que de acuerdo con sus hojas de datos permiten que fluya hasta 5 Amperes a través de los transistores. Así como los diodos (1N4001) los cuales impiden la entrada de corriente en sentido contrario (Figura 6).

El motivo por el que se eligió este diseño de circuito sobre otros fue debido a su sencillez, y por la cantidad de corriente que puede pasar a través por el circuito.

- Etapa de filtrado

Arduino utiliza una señal de salida tipo pwm para simular una señal analógica de tensión, que no es una señal analógica de tensión como tal, sino una señal pulsada a una frecuencia determinada cuyo valor promedio es el valor analógico deseado. A causa de esto se incorporó

un filtro pasa baja de primer orden para obtener una señal que se aproxime a una señal analógica autentica (Figura 7)

- Etapa de polarización

En esta etapa se le agrego polaridad a la señal de salida del filtro pasa bajas, debido a que es una señal adquirida por Arduino tiene polaridad solo positiva. Es por ello que se utilizó un amplificador inversor con ganancia 1, para invertir la señal, y con el circuito integrado DG211 se elige la polaridad que se desea inyectar al sujeto de pruebas (por medio de una señal proveniente de Arduino dada por el programa SEEH) (Figura 8).

- Etapa de amplificación

En la etapa de amplificación se amplifica la señal con un amplificador operación con una ganancia que es directamente proporcional de la impedancia del sujeto de pruebas (Figura 8)

- Etapa de conversión de voltaje a corriente

Por último la señal de voltaje es convertida en corriente de estimulación, mediante un amplificador de transductancia con carga flotante utilizando un amplificador operacional, siendo el sujeto de pruebas la resistencia de la carga, R_s , que permitirá cerrar el circuito y donde pasara la corriente de estimulación.

Los amplificadores de transductancia se basan la corriente de salida en función de la tensión de entada pero es independiente de la resistencia de carga. El esquema eléctrico es el siguiente:

R_L es la resistencia de carga.

$$I_1 = I_2 \quad I_1 = \frac{V_e}{R_1} \quad I_L = \frac{-V_y}{R_L}$$

$$I_L = \frac{V_e}{R_1} \Rightarrow I_L = V_e \frac{1}{R_1} \Rightarrow I_L = V_e \cdot K$$

Siendo K la constante de traducción. RL no podrá tomar cualquier valor y estará limitada por la tensión de saturación (V_{cc}).

Si:

$$V_{RL} = I_L \cdot R_L \Rightarrow R_L = \frac{V_{RL}}{I_L} = \frac{V_{cc}}{I_L}$$

por consiguiente RL podrá tomar valores:

$$\text{desde } 0\Omega \text{ a } \frac{+V_{cc}}{I_L} \Omega$$

- Etapa de cálculo de impedancia

Como se mencionó en capítulos anteriores existen 2 formas de realizar el cálculo de impedancia, de forma manual o automática.

La forma automática de cálculo de impedancia utiliza una resistencia digital (x9c103), el valor de resistencia inicia desde un valor mínimo (0 Volt), eh incrementa de acuerdo a la lectura de Arduino, con respecto a la señal de salida, de forma que la impedancia de salida sea la misma que la señal de que provee Arduino para la estimulación.

Por el contrario el cálculo de impedancia de forma manual se debe realizar con ayuda de un multímetro u osciloscopio con la que el examinador determinara el umbral de dolor del sujeto pudiendo corregir el valor de impedancia, mientras lo indique en el programa “SEEH” o en su defecto hasta corregir la señal con respecto a la señal que se envía. El diagrama de esta etapa se muestra en la **Figura 9**.

Manual de usuario

El programa se encuentra en el archivo winrar “Application”, al descomprimirlo se mostraran el archivo exe y los complementos y una carpeta donde se ingresarán los archivos de las pruebas.

Para iniciar el programa se tiene que ejecutar el archivo Application.exe como administrador, al hacerlo se abrirá una nueva ventana con el programa.

La primera parte consiste en la información del sujeto y caracterización del hardware que se utilizará. El examinador debe completarlo para que las pruebas de estimulación se realicen de manera adecuada.

A continuación se muestra una impresión de pantalla de la primera parte del programa, así como la descripción de cada uno de sus componentes (Figura 10)

Datos del sujeto

El examinador debe rellenar la información personal del sujeto Nombre, edad, sexo, estatura peso, así como también patologías vestibulares y medicamentos que pueda estar consumiendo para un posterior registro y análisis de los resultados.

Datos del examinador

Este campo es importante pues el programa será utilizado por diferentes usuarios, de esta manera se podrá diferenciar los registros de cada uno.

Guardar datos

Esta parte es significativa para el registro y almacenamiento de datos en la computadora del examinador. Al terminar el registro se guardaran 3 archivos con extensión .txt, .tdms, y .tdms_index. Si el nombre del archivo con el cual se desea guardar esta repite más de un vez, se usará un nombre disponible agregándole enumeración superior para guardarse.

El archivo .tdms contendrá los datos adquiridos del sujeto y podrán ser abiertos con el programa Excel. Contendrá 2 hojas de cálculo, la primera con información del sujeto así como datos sobre el programa y los valores de estimulación que se le hayan suministrado al sujeto.

Caracterización de dispositivos

En esta se elige el tipo de Arduino que se utilizará (uno, duemilanove, mega), el tipo de conexión (USB/Serial, Bluetooth) que se utilice en la prueba y la tarjeta de adquisición de datos, Arduino (estos podrán conocerse al revisar el administrador de dispositivos).

Calculo de resistencia humana

Esta sección es muy importante ya que determina la resistencia del sujeto y ajusta la resistencia variable para poder obtener la corriente deseada sin influencia de la resistencia del mismo. La sección se conforma por 2 botones y un visualizador.

- Envío de señal de 1 mA.- Se le estimulara al sujeto con 1mA. de corriente durante 5 segundos.
- Resistencia del sujeto.- Se muestra en la pantalla la resistencia (en Ohms) del sujeto obtenida por un convertidor corriente-voltaje y adquirida por la tarjeta Arduino.
- Ajustar valores.- Se ajusta la resistencia, de la resistencia variable, para poder ajustar los valores del circuito y obtener la corriente de estimulación correcta sin importar la resistencia humana.

Adquirir datos

EL botón adquirir datos cambia de ventana de trabajo e inicia la adquisición de datos por parte del sensor inercial.

En esta segunda parte del programa, la ventana consta de una imagen 3d representativa a la estimulación que se le aplica al sujeto y una lista desplegable donde se podrá elegir el tipo de estimulación que se desee aplicar al sujeto. Los tipos de estimulación con las que cuenta el programa son: Auxiliar vestibular, Generador de señal, Ruido e Instrucciones.

Imagen 3D

En la parte central izquierda se encuentra una imagen 3D de una persona la cual representara la estimulación eléctrica que se le suministra al sujeto, mostrando un cambio de matiz en la parte donde se estimula y en la cantidad estimulada. Esta imagen es representativa para el

mejor manejo del examinador, en la pruebas de estimulación que se realice al sujeto y no está necesariamente relacionado a la estimulación que realmente se aplica. Es decir si el examinador cambia la posición de los electrodos del sujeto, del vestíbulo hacia otro punto en específico la imagen 3D no cambiara la representación de la estimulación.

Lista desplegable

La lista desplegable muestra los tipos de estimulación que se podrán realizar al sujeto para activar cualquiera de ellos, se debe presionar el botón “Activar” y se abrirá una ventana emergente en la parte inferior del programa con el programa de estimulación que se desee.

Los tipos de estimulación son: Auxiliar vestibular, Generador de señales, Ruido e Instrucciones

Generador de señal

Al activar Generador de señal se abrirá una ventana emergente en la parte inferior del programa.

En la ventana se mostrara 3 opciones y una lista desplegable para su funcionamiento junto con un indicador que mostrara la hora.

1. Tipo de señal. Al seleccionar la lista desplegable se podrá elegir entre 3 tipos de señal de estimulación con el que se desee estimular al sujeto entre ellas esta; señal senoidal, señal cuadrada y señal triangular.
2. Iniciar. Esta opción abre y activa una nueva ventana emergente dependiendo al tipo de señal que se haya seleccionado donde se mostrara una gráfica de estimulación e ingreso de variables que podrá modificar la señal.
3. Cerrar. La opción “Cerrar” es necesario para el cambio, de un tipo de señal a otro, la opción detiene y esconde el programa de estimulación que se esté ejecutando sin importar si está enviando datos o no, en el caso de que estuviese enviando datos al activarlo se dejaran de enviar y no mantendrán la estimulación.
4. Stop. Cierra la ventana emergente “Generador de señal”.

Cada tipo de señal de estimulación tiene sus propias variables parecidas que tienen como finalidad el mejor control de las señales de estimulación.

Señal Sinusoidal (Seno)

La señal seno cuenta con las variables “frecuencia (Hz)”, “phase” y “amplitud p.p. (pico-pico) mAmp”. Para el control de la señal seno que se desea inyectar al sujeto. Además cuenta con dos temporizadores el primero de espera “Seg. Espera” para el inicio de la activación y el segundo “Seg. de estimulación” para el tiempo de ejecución de la señal.

Señal triangular

La señal triangular tiene las variables “Frecuencia (Hz)”, “Amplitud mAmp” y “phase”. Cuenta con 2 temporizadores el primero de espera “Seg. Espera” y el segundo “Seg. de estimulación” para determinar el tiempo de ejecución de la señal.

Señal cuadrada

La señal cuadrada posee las variables de “frecuencia (Hz)”, “Amp. p.p. mAmp” (Amplitud pico-pico miliamper) y “ciclo duty (%)”. También cuenta con dos temporizadores, el primero de espera “seg. espera” para dar inicio a la estimulación y el segundo (Seg. estimulación) para el tiempo de ejecución de la señal.

Ruido

Al seleccionar ruido de la lista desplegable del programa principal se abrirá la siguiente ventana emergente. En la ventana se muestran 2 botones para su funcionamiento, Activar/desactivar para activar el ruido uniforme y desactivarlo y “stop” para cerrar la ventana emergente Ruido además de cuatro variables de control dependiendo del tipo de ruido que se elija.

Se podrán elegir 2 tipos de señal de ruido, Ruido blanco Gaussiano y ruido blanco uniforme. Al elegir el tipo de estimulación solo se quedaran las variables de control necesarias para el funcionamiento del tipo de señal.

Ruido blanco Gaussiano:

En la **Figura 11** se muestra un ejemplo del funcionamiento de la señal de ruido blanco Gaussiano.

El ruido blanco Gaussiano genera una secuencia pseudoaleatoria Gaussiano-distribuida utilizando una versión modificada del método de Box-Muller (referencia) para transformar números aleatorios distribuidos uniformemente en números aleatorios Gaussianos distribuidos. EL programa utiliza un algoritmo serie de triple semilla de generación de congruencia lineal (LCG) para generar los números pseudoaleatorios uniformes.

Instrucciones

La última elección de estimulación es la de instrucciones, en esta opción el examinador tendrá mayor nivel de control de estimulación ya que su funcionamiento dependerá de los valores que se agreguen a la Tabla donde se separa los valores en mA de estimulación y el tiempo que se desee que se mantenga. Las instrucciones se van activando de forma descendente es decir una vez que se completa esta instrucción se va al siguiente. También es cíclica por lo que al terminar la última instrucción volverá a empezar.

Prueba del sistema en un sujeto voluntario

Se realizó una prueba inyectado corriente de estimulación a un sujeto utilizando el programa y el circuito SEEH, y se comparó con otra prueba realizada con un dispositivo comercial Stimulus isolator de la compañía WPI que es realmente un aislador de estímulo que simplemente convierte las señales de voltaje de un generados en señales de corriente.

Se inyectó en las mastoides del sujeto una corriente de 0.5 mA, y se midió la respuesta de movimiento de cabeza a la inyección de corriente. Al comparar las gráficas se (**Figura 12**) observa que en la dirección de movimiento de alabeo se produce una clara respuesta en una dirección al inicio del estímulo, luego regresa a la posición inicial y posteriormente al término del estímulo se produce un desplazamiento notable de la cabeza que es mayor para el estímulo aplicado con el sistema SEEH (azul) que con el estimulador WPI (Rojizo).

TIPO DE DESARROLLO				
☐ Proceso o metodología	☒ Equipo o dispositivo		☐ Otro (especificar)	

MADUREZ DEL DESARROLLO TECNOLÓGICO		
Indique el grado de madurez actual del desarrollo o innovación		
☐ Metodología	☐ Diseño	☒ Prototipo de laboratorio
☐ Diseño industrial o para escalamiento	☐ Modelo escala real	☐ Otro _____

DIVULGACIÓN				
a. Indique si algún aspecto de la invención ha sido publicado en alguno(s) de los siguientes rubros, si así fuese <i>anexe documento comprobatorio</i> :				
☐ Publicado en artículo científico	☐ Exposición en Congreso	☒ Tesis	☐ Otro	☐ Ninguna
Un dispositivo muy elemental fue incluido en nuestra propuesta de patente americana y se menciona en la tesis de la estudiante Adriana Pliego. Se anexa.				
b. ¿Existe algún plan para publicar la invención en el futuro?				
☒ Sí (<i>Especificar</i>) Tesis de licenciatura			☐ No	

INFORMACIÓN DE POTENCIAL COMERCIAL
VENTAJAS POTENCIALES

Este es realmente el primer dispositivo existente para la utilización de la EGVt de forma que sea accesible para un amplio rango de usuarios. Desde los médicos que podrán usarlo en diagnóstico y rehabilitación vestibular, hasta el uso de la EGVt en dispositivos de prótesis vestibulares.

En consecuencia el potencial comercial es muy grande y puede alcanzar un alto nivel de negocios sobre todo en su aplicación para diagnóstico médico y rehabilitación vestibular.

COMPARACIÓN CON OTROS DESARROLLOS TECNOLÓGICOS

O INNOVACIONES RELACIONADAS

La EGV se ha utilizado en diversos tipos de experimentos, pero se utilizan sistemas que típicamente usan corriente directa y que no se comunican con sistemas de detección y control automatizado, sino que se trata de dispositivos experimentales en que el experimentador debe activar el dispositivo, definiendo así la duración y la intensidad del estímulo.

El dispositivo que hemos desarrollado tiene un programa de control autónomo y la inyección de corriente se puede realizar en varias modalidades: corriente directa, estimulación sinusoidal, pulsos, dientes de sierra, y se le puede añadir ruido al sistema para aprovechar el fenómeno de resonancia estocástica que se ha descrito se puede producir en neuronas aferentes en diversos sistema sensoriales.

Adicionalmente el sistema que hemos propuesto cuenta con un sistema que permite compensar la impedancia del sistema (electrodos-piel-sujeto) a fin de tener inyecciones de corriente independientes de esta variable y por tanto estandarizadas, comparables y controlables independientemente de la calidad del contacto de los electrodos con la piel.

Hasta donde conocemos es el primer dispositivo que se desarrolla para un uso amplio y con el rango de posibilidades que ofrece el sistema propuesto.

NECESIDADES DEL MERCADO QUE CUBRE LA TECNOLOGÍA O INNOVACIÓN

Las perspectivas comerciales son amplias. Según datos de la OMS, se estima que de cada 500 nacimientos 1 tiene daño en el oído interno y este aumenta a cerca del 10% de la población total luego de los 70 años. El dispositivo de estimulación galvánica vestibular puede tener una amplia difusión si se logra un dispositivo miniaturizado y eficaz.

Adicionalmente nuestro dispositivo auxiliar puede ser usado en el entrenamiento de pilotos complementando la simulación de vuelo realizada usualmente mediante plataformas de Stewart que tienen importantes limitaciones.

ANÁLISIS DE COMPETENCIA

(Información sobre competidores, así como de productos y/o tecnologías competitivas)

Hasta donde sabemos no existe ningún dispositivo similar. Existen diferentes tipos de estimuladores eléctricos, pero orientados a la estimulación muscular, o estimulación transcraneal parietal, pero ninguno orientado específicamente al uso en EGVt, y con aplicaciones potenciales en diagnóstico médico, rehabilitación de pacientes con daño vestibular o enfermedades que cursan con vértigo como el síndrome de Meniere y como dispositivo auxiliar para el mantenimiento del equilibrio en sujetos con daño vestibular y en un sistema de prótesis vestibular.

En esta última aplicación se emparenta con nuestra patente americana (Patent No. 8,855,774 B2 "Vestibular prosthesis" Authors E Soto, R Vega, T Alexandrova, V Alexandrov, M Reyes, A, Pliego, WF Guerrero. Issued by the Patent Office of the United States. October 7, 2014.) en la cual se menciona un dispositivo muy simple pero no se describe ningún aspecto sobre el mismo. El dispositivo que proponemos estaría relacionado con ello.

Comparación con otros dispositivos

Existen diversos dispositivos para la estimulación galvánica que han sido diseñados tanto por empresas públicas como por instituciones de educación, para fines de investigación o dirigidos para el público en general. Cabe resaltar que el Instituto de Fisiología de la Benemérita Universidad Autónoma, antes del proyecto "Sistema para el estudio del equilibrio en humanos", diseño un circuito, capaz de inyectar corriente galvánica en sujetos de prueba (Pliego, 2013), la placa fue diseñada por Adriana C. Pliego para obtener el grado de maestro en ciencias fisiológicas.

La principal diferencia entre los dispositivos es que a pesar de que la placa antes presentada cumple con el requerimiento de inyectar con corriente eléctrica a sujetos de prueba, tiene las limitaciones de que se desconoce si se inyecta los valores de estimulación correctamente, debido a que el cuerpo humano presenta constantemente cambios en sus propiedades eléctricas (Prausnitz, 1996), lo que influye directamente en la inyección de corriente. Además se tiene un mayor control de inyección de corriente con el dispositivo SEEH, en comparación con la placa antes presentada, requiriendo una menor intervención humana.

Un dispositivo similar al desarrollado por Adriana Pliego es el dispositivo “1x1 tDCS Model 1300A Low-Intensity Stimulator”, desarrollado por la empresa Soterix Medical. El dispositivo fue desarrollado con fines de investigación, proporcionando todos los protocolos clínicos estándar tDCS . Es capaz de suministrar una señal de corriente directa con intensidad de 0,5 mA. a 2 mA. de duración de 5 a 40 minutos. El dispositivo posee un panel de control, donde, con los controles se configura la estimulación. Además tiene varios accesorios, diseñados por la misma empresa, que pueden ser acoplados, para un funcionamiento más específico. La comparación evidentes entre el dispositivo desarrollado por la empresa Soterix Medical y el dispositivo que proponemos radica en que si bien el dispositivo cuenta los protocolos clínicos estándar para la estimulación tDCS, no puede establecerse otro tipo de protocolos de estimulación diseñados por el propio usuario, lo que hace al dispositivo poco flexible, en comparación con el dispositivo propuesto.

Uno los proyectos que se asemejan al dispositivo que proponemos SEEH es el desarrollado por Joel Hanson, de la facultad de Ingeniería de la Universidad Politécnica Estatal de California, quien desarrollo un programa para controlar la inyección de corriente en función a los datos de una prueba de simulación de vuelo de un avión. Para controlar la inyección de corriente se utilizó el dispositivo “The Vestibulator”, diseñado y construido por la empresa

Good Vibrations Engineering de Toronto, Canada, que tiene 4 fuentes independientes de corriente y una conexión serial RS-232 para la comunicación entre la computadora y el dispositivo (Hanson, 2009). El programa el cual adquiere los datos del programa X-Plane y en función de estos datos inyecta corriente con ayuda del dispositivo The Vestibulator. La principal diferencia entre el programa diseñado por Hanson y el Proyecto propuesto (SEEH) radica en que el programa diseñado por Hanson esta específicamente diseñado para pruebas de simulación de vuelo, excluyendo cualquier otro tipo de prueba, asimismo cuenta con la desventaja de que no determina la impedancia del sujeto de prueba por lo que la estimulación que se inyecta a cada sujeto vería de forma no conocida por el experimentador.

Limitaciones del dispositivo SEEH

La principal limitación del dispositivo que proponemos radica en el uso de la tarjeta de adquisición Arduino, que si bien posee varios módulos que permiten reducir el tamaño del dispositivo así como agregar más funciones al mismo, debido a las características del microcontrolador de la familia Atmega que utiliza Arduino, la adquisición y envío de datos alcanza un máximo de 20 Hertz limitando diversas pruebas. Por lo que sería recomendable cambiar la tarjeta Arduino por una tarjeta programable que contiene bloques de lógica (FPGA: Field Programmable Gate Array), el inconveniente de esto sería rehacer totalmente el dispositivo, sin contar la parte de la tarjeta para la amplificación de la señal.

Por otra parte la tarjeta amplificación de señal puede ser mejorada, la que se presenta utiliza baja gama o circuitos comunes, por lo que utilizando circuitos más especializados se podría mejorar la sensibilidad del sistema.

USUARIOS Y/O CLIENTES POTENCIALES	
Nacional:	Similares a los descritos para el componente internacional
En el extranjero:	La estimulación galvánica acoplada con el sistema de detección y formando un auxiliar vestibular tiene aplicaciones en varios campos: el primero y que hemos referido preferentemente es el de la salud para la prevención de caídas en ancianos y para restituir funcionalidad a individuos con daño del oído interno. Un segundo campo de aplicación es en la astronáutica, ya que con sensores de alta sensibilidad se puede devolver a astronautas y cosmonautas en condiciones de microgravedad la función vestibular con todas las ventajas que esto tiene. Un tercer campo no menos importante y que percibimos también como de alto potencial es en el desarrollo de simuladores de vuelo. Estos sistemas se basan en el uso de plataformas de Stewart, pero nunca logran reproducir la sobrecarga que se produce en un vuelo verdadero. El uso de la EGVt en coordinación con el la simulación de vuelo podría proveer a los usuarios del simulador de sensaciones de movimiento imposibles de obtener con la plataforma de Stewart
LUGARES, INSTITUCIONES O EMPRESAS DONDE EL INVENTO SE HA APLICADO	
Nacional:	Similares a los descrito para la componente internacional
En el extranjero:	Se han usado diversos dispositivos de EGV pero ninguno tiene la potencialidad del que hemos presentado como prototipo



Bibliografía

Aoyama K, Iizuka H, Ando H, Maeda T. (2015) Four-pole galvanic vestibular stimulation causes body sway about three axes. *Sci Rep.* 11;5:10168.

Arduino. (2016). ARDUINO & GENUINO PRODUCTS. Recuperado el 21 de 04 de 2015, de Arduino UNO & Genuino UNO: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>

Balter S.G.T., Stokroos R.J., Akkermans E., Kingma H. (2004). Habituation to galvanic vestibular stimulation for analysis of postural control abilities in gymnasts. *Neurosci Letters* 366: 71–75.

Britton T.C., Day B. L., Rothwell J.C., Thompson P.D., Marsden C.D. (1993) Postural electromyographic responses in the arm and leg following galvanic vestibular stimulation in man. *Exp Brain Res.* 94:143-151.

Cathers I. Day B.L. y Fitzpatrick R.C. (2005) Otolith and canal reflexes in human standing. *J Physiol* 563.1, 229-234.

Cauquil A.S., Bousquet P., Salon M-C C, Dupui P., Bessou P. (1997). Monaural and binaural galvanic vestibular stimulation in human dynamic balance function. *Gait and Posture*, 6: 210-217.

Day. B. L. (1999) Galvanic vestibular stimulation: new uses for an old tool. *J Physiol*, 517, 631.

Fernández C. y Goldberg J.M. (1976) Physiology of Peripheral Neurons Innervating Otolith Organs of Squirrel Monkey. I. Response to Static Tilts and to Long-Duration Centrifugal Force. *J Neurophysiol.* 39(5): 970-984.

Fitzpatrick R.C. y Day B.L. (2004). Probing the vestibular system with galvanic vestibular stimulation. *J Appl Physiol*, 96: 2301-2316.

Hanson, J. D. (2009). Galvanic Vestibular Stimulation Applied to Flight Training.

Hlavacka F., Mergner T. y Krizkova M. (1996) Control of the Body Vertical by Vestibular and Proprioceptive Inputs. *Brain Res Bull*, 40, 431-435.



Pliego C., A. C. (2013). Factibilidad del uso de estimulación galvánica en un auxiliar vestibular con base en resultados de estabilometría. Tesis para obtener el grado de Maestro en Ciencias Fisiológicas. Instituto de Fisiología de la BUAP.

Prausnitz R., M. (1996). The effects of electric current applied to skin: A review for transdermal drug delivery. ELSEVIER, 395-425.

Wardman, D. L., Taylor, L. J., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing. *Journal of Physiology*(551(3)), 1033-1042.

FIGURAS DE REPORTE DE INVENCION

Figura 1. Diagrama de flujo de la sincronización LabVIEW - Arduino

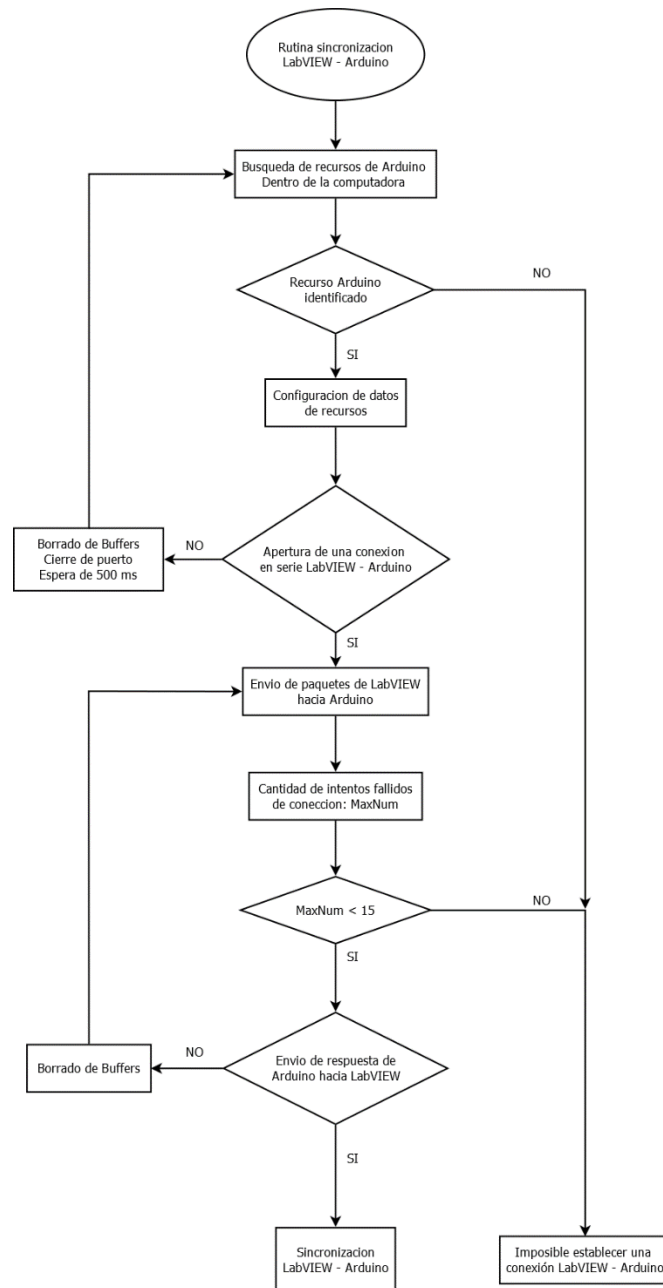


Figura 2. Diagrama de flujo de rutina de escritura.

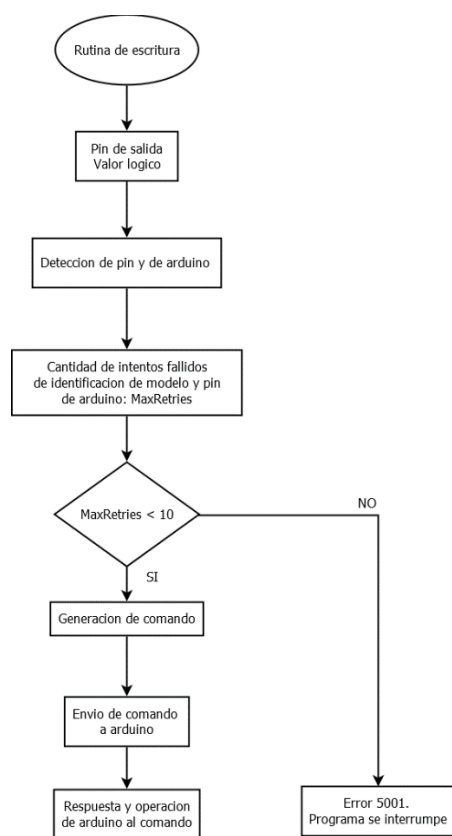


Figura 3 Panel Frontal de la rutina del generador de señales.

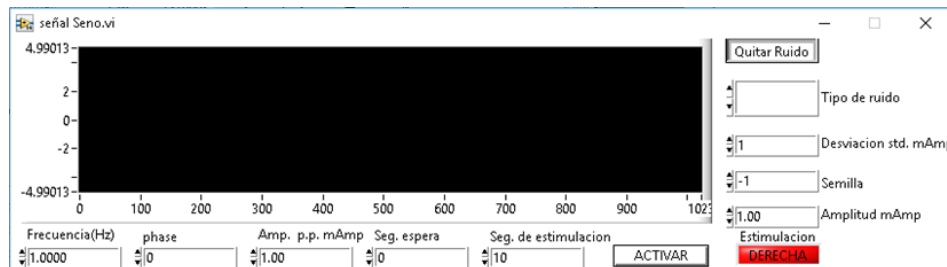


Figura 4. Panel frontal para la generación de señales cuadradas.

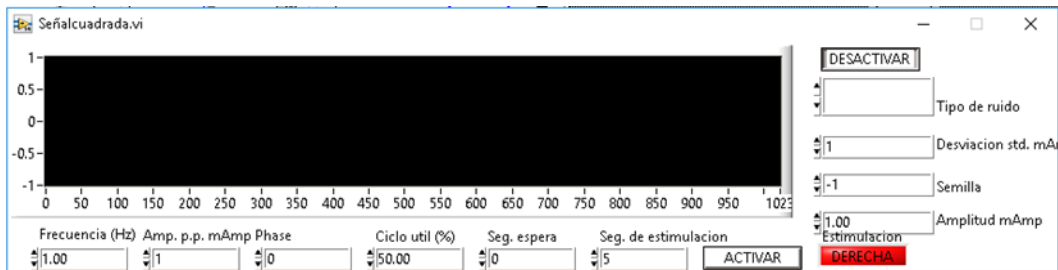


Figura 5. Panel frontal de las rutinas de generación de ruido

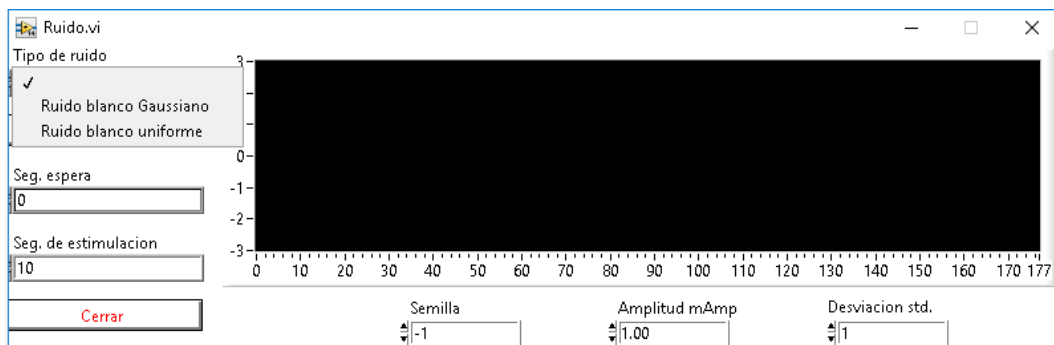


Figura 6. Parte del circuito eléctrico de la placa en donde se muestra la fuente de poder del circuito, requiere 2 pilas de 9V.

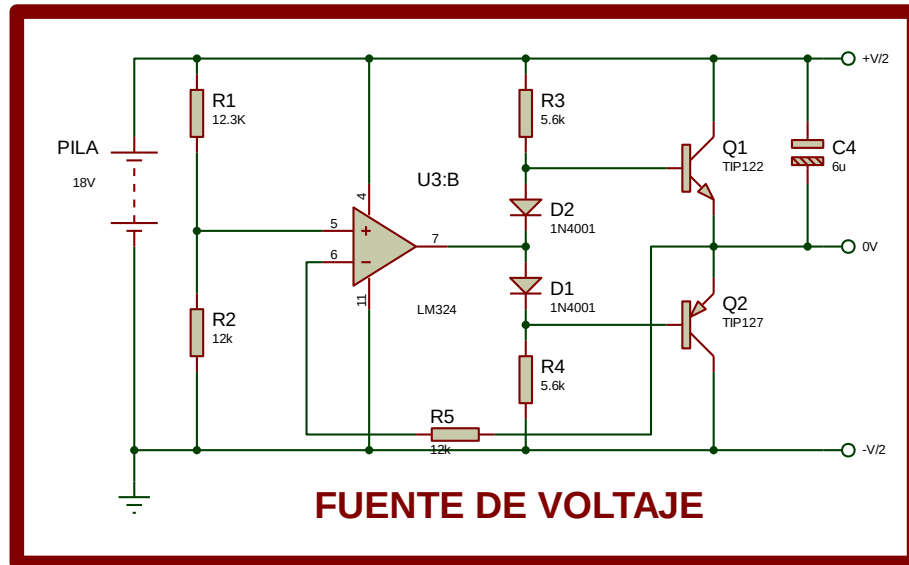


Figura 7. Parte del circuito eléctrico de la placa en donde se Pines muestra los pines que deben ser conectados para de comunicación entre la tarjeta Arduino y el circuito diseñado.

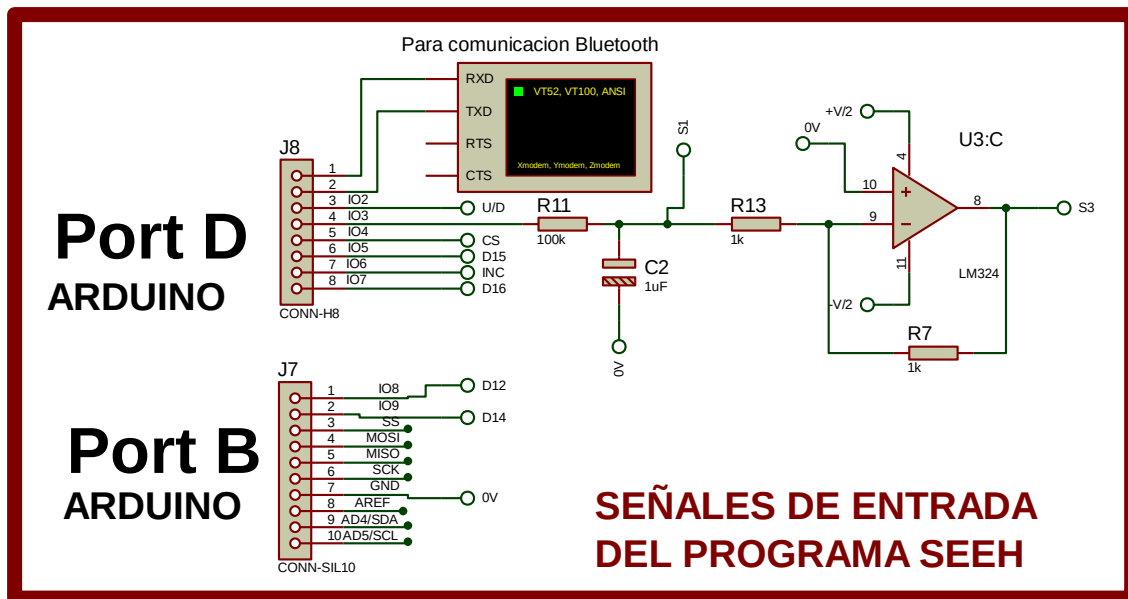


Figura 8. Parte del circuito eléctrico de la placa en donde se realiza la selección de polaridad, la amplificación de la señal, conversión de voltaje a corriente y la salida para la corriente de estimulación a través de los electrodos

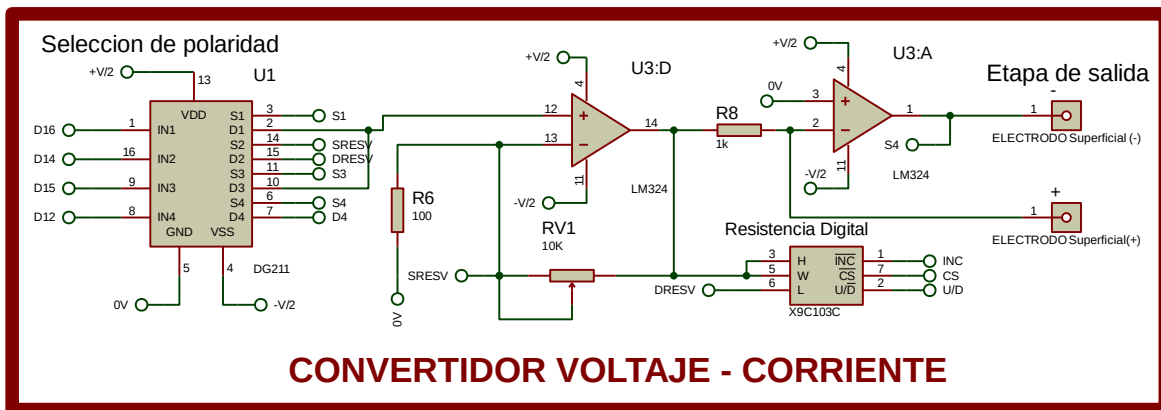


Figura 9. Parte del circuito eléctrico de la placa en donde se realiza de forma automática la adquisición de impedancia mediante un convertidor corriente- tensión.

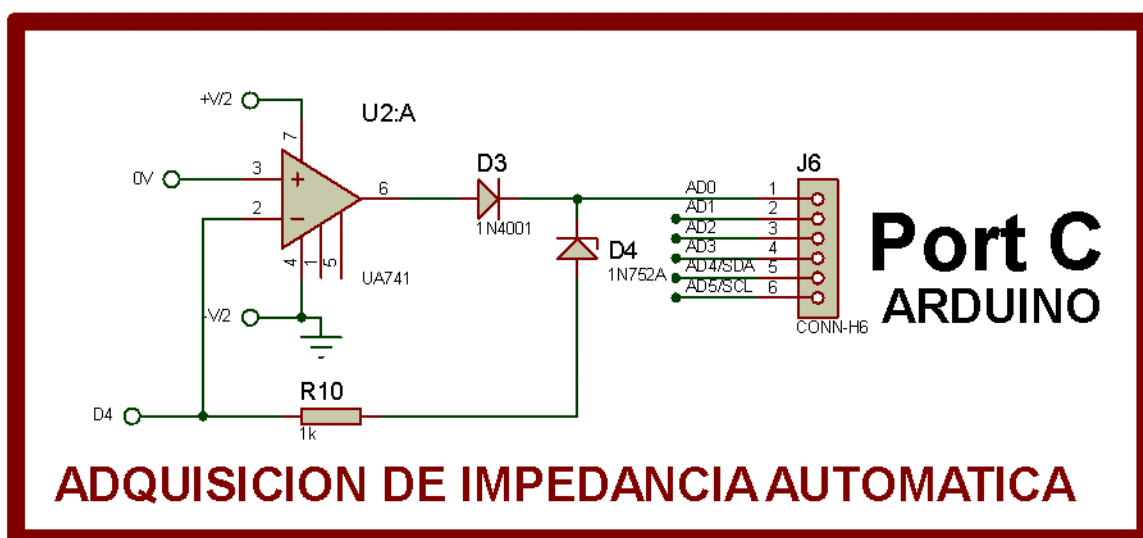


Figura 10. Ventana de entrada del programa. Se introducen datos del sujeto.

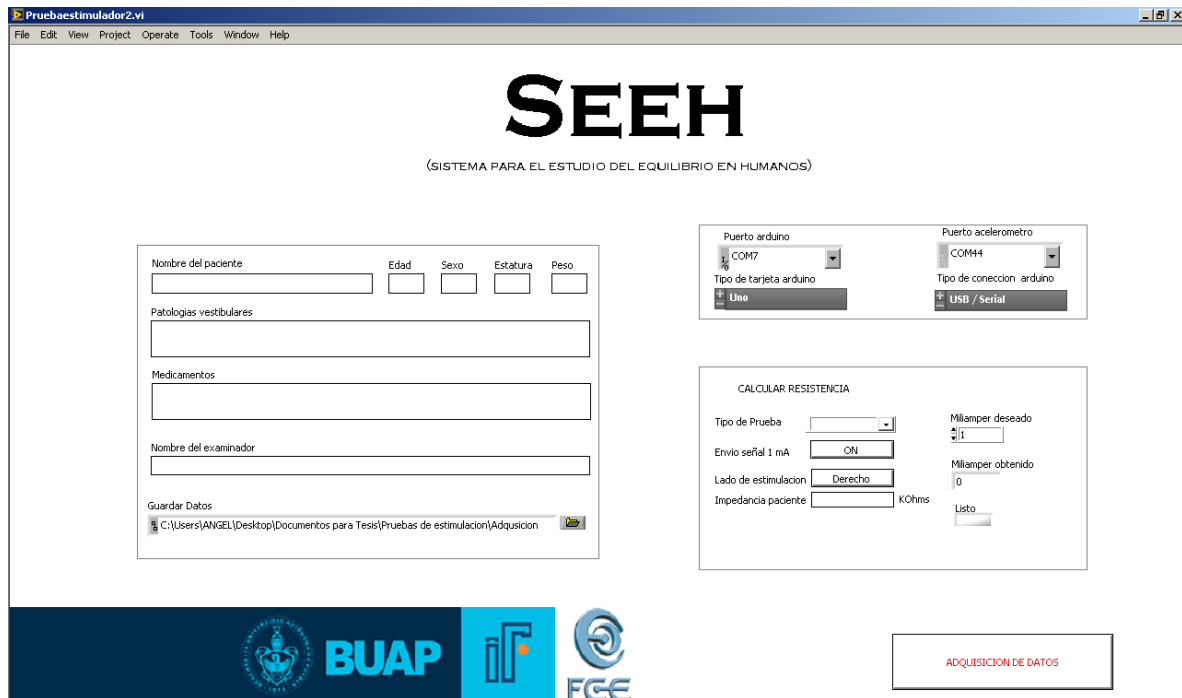


Figura 11. Ejemplo de generación de ruido blanco gaussiano.

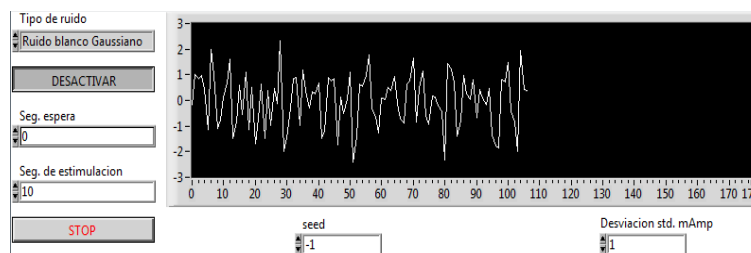
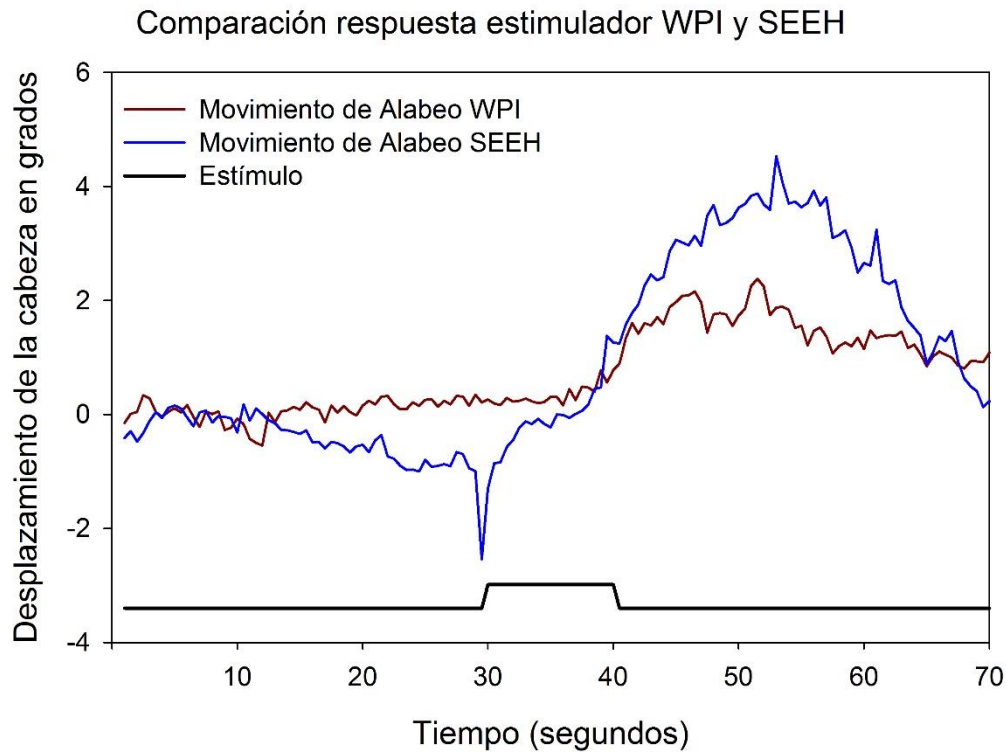


Figura 12. Comparación de la respuesta de un sujeto ante un estímulo de 0.5 mA usando el sistema WPI Stimulus isolator y el sistema que hemos diseñado (SEEH).



SOLICITUD DE PATENTE (MX 2017-002560)

	 INSTITUTO MEXICANO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL Dirección Divisinal de Patentes OFICINA REGIONAL CENTRO ☒ Solicitud de Patente ☐ Solicitud de Registro de Modelo de Utilidad ☐ Solicitud de Registro de Diseño Industrial, especifique cuál: ☐ Modelo Industrial ☐ Dibujo Industrial Uso exclusivo Delegaciones y Subdelegaciones de la Secretaría de Economía y Oficinas Regionales del IMPI. Sello Folio de entrada Fecha y hora de recepción Solicitud: MX/a/2017/002560 Expediente: MX/a/2017/002560 Fecha: 27/FEB/2017 Hora: 13:32:55 Folio: MX/E/2017/014776 18829  Antes de llenar la forma lea las consideraciones generales al reverso																						
DATOS DEL (DE LOS) SOLICITANTE(S)																							
El solicitante es el inventor ☐ El solicitante es el causahabiente ☒																							
1) Nombre (s): BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA 2) Nacionalidad (es): MEXICANA 3) Domicilio; calle, número, colonia y código postal: 4 SUR 104, COL. CENTRO, C.P. 72000 Población, Estado y País: PUEBLA, PUEBLA, MÉXICO; 4) Teléfono (clave): (01 222) 229 55 00 Ext: 3058 5) Fax (clave): (01 222) 229 55 00 Ext: 5058																							
DATOS DEL (DE LOS) INVENTOR(ES)																							
6) NOMBRE (S): C. ENRIQUE SOTO EGUIBAR; C. MARÍA DEL ROSARIO GUADALUPE VEGA Y SAENZ DE MIERA C. ÁNGEL HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ; C. OCTAVIO GONZÁLEZ PETLACALCO 7) Nacionalidad (es): MEXICANA 8) Domicilio; calle, número, colonia y código postal: Instituto de Fisiología 14 sur 6301, Ciudad Universitaria, C.P. 72570 Población, Estado y País: PUEBLA, PUEBLA, MÉXICO 9) Teléfono (clave): 10) Fax (clave):																							
DATOS DEL (DE LOS) APODERADO (S)																							
11) Nombre (s): MTRA. ROSA ISELA ÁVALOS MÉNDEZ 12) R G P: DDAJ-26065 13) Domicilio; calle, número, colonia y código postal: 4 SUR 104, COL. CENTRO, C.P. 72000 Población, Estado y País: PUEBLA, PUEBLA, MÉXICO 14) Teléfono (clave): (01 222) 229 55 00 Ext: 3058 15) Fax (clave): (01 222) 229 55 00 Ext: 5058 16) Personas Autorizadas para oír y recibir notificaciones: LIC. JAIR ERIC VÁZQUEZ TORRES; LIC. GABRIELA SÁNCHEZ ESGUA																							
17) Denominación o Título de la invención: SISTEMA DE ESTIMULACIÓN GALVÁNICA VESTIBULAR TRANSCRANEAL																							
18) Fecha de divulgación previa Día Mes Año																							
19) Clasificación Internacional uso exclusivo del IMPI																							
20) Divisinal de la solicitud																							
21) Fecha de presentación Día Mes Año																							
22) Prioridad Reclamada: País Día Mes Año No. de serie																							
Lista de verificación (uso interno)																							
No. Hojas <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td> </td><td>Comprobante de pago de la tarifa</td></tr> <tr><td> </td><td>Descripción y reivindicación (es) de la invención</td></tr> <tr><td> </td><td>Dibujo (s) en su caso</td></tr> <tr><td> </td><td>Resumen de la descripción de la invención</td></tr> <tr><td> </td><td>Documento que acredite la personalidad del apoderado</td></tr> </table>		Comprobante de pago de la tarifa		Descripción y reivindicación (es) de la invención		Dibujo (s) en su caso		Resumen de la descripción de la invención		Documento que acredite la personalidad del apoderado	No. Hojas <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td> </td><td>Documento de cesión de derechos</td></tr> <tr><td> </td><td>Constancia de depósito de material biológico</td></tr> <tr><td> </td><td>Documento (s) comprobatorio(s) de divulgación previa</td></tr> <tr><td> </td><td>Documento (s) de prioridad</td></tr> <tr><td> </td><td>Traducción</td></tr> <tr><td> </td><td>TOTAL DE HOJAS</td></tr> </table>		Documento de cesión de derechos		Constancia de depósito de material biológico		Documento (s) comprobatorio(s) de divulgación previa		Documento (s) de prioridad		Traducción		TOTAL DE HOJAS
	Comprobante de pago de la tarifa																						
	Descripción y reivindicación (es) de la invención																						
	Dibujo (s) en su caso																						
	Resumen de la descripción de la invención																						
	Documento que acredite la personalidad del apoderado																						
	Documento de cesión de derechos																						
	Constancia de depósito de material biológico																						
	Documento (s) comprobatorio(s) de divulgación previa																						
	Documento (s) de prioridad																						
	Traducción																						
	TOTAL DE HOJAS																						
Observaciones:																							
Bajo protesta de decir verdad, manifiesto que los datos asentados en esta solicitud son ciertos.																							
Mtra. Rosa Isela Ávalos Méndez Nombre y firma del solicitante o su apoderado	PUEBLA, PUEBLA, A 21 DE FEBRERO DE 2017 Lugar y fecha																						

Bibliografía

Alexandrov V., Aldexandrova T., Vega R., Castillo G., Angeles A., Reyes M., Soto E. (2007). Information process in vestibular system. *WSEAS Transactions in Biology and Medicine*; 12 (4): 193-203

Alexandrov V., Almanza A., Kulikovskaya N., Vega R., Alexandrova T., Shuleina N., Limón A., Soto E. (2001). A mathematical model of the total current dynamics in hair cells. *Mathematical modeling of complex information processing systems*. Sadovnichii V. and Guerrero E. Moscow University Press

Alexandrov V., Alexandrova T., Vega R., Castillo G., Vázquez A., Reyes M., Soto E. (2007). Information Process in Vestibular System. *WSEAS Transacts Biol. Biomed.* 12 (4), 193-203

Alexandrov V., Reyes M., Soto E., Vega R. (2014). Mathematical Modeling of Output Signal for the Correction of the Vestibular System Inertial Biosensors. *IEEE*

Aleksandrov V., Reyes M., Alexandrova T., Soto E., Vega R., Pliego A., Guerrero W. (2015). Diseño de una Prótesis Vestibular. Centro Mexicano Universitario

Aoyama K., Iizuka H., Ando H., Maeda T. (2015). Four-pole galvanic vestibular stimulation causes body sway about three axes. *Sci. Rep* 5 (10168)

Aoyama K., Mizukami M., Maeda T., Ando H. (2016). Modeling the Enhancement Effect of Countercurrent on Acceleration Perception in Galvanic Vestibular Stimulation. *Proceedings of the 13th international Conference on Advances in Computer Entertainment Technology*.

Balaban C., Beryozkin G. (1994). Vestibular nucleus projections to nucleus tractus solitarius and the dorsal motor nucleus of the vagal nerve: potential substrate for vestibulo-autonomic interaction. *Exp Brain Res*, 200-12

Baloh R. Kerber K. (2011). Capítulo 1, Overview of Vestibular Anatomy and Physiology. En *Clinical Neurophysiology of the vestibular system*, cuarta edición, 3-24

Brandt T., Strupp M. (2005). General vestibular testing. *Clinical Neurophysiology*, 116. 406-26

Berridge M. (2012). Module 10 Neuronal Signalling. En *Cell Signalling Biology*. Ed. Portland Press Limited. 1-104

Cathers I., Day B., Fitzpatrick C. (2005). Otolith and canal reflexes in human standing. *J Physiol* (563), 229-34

Colebatch J., Halmagyi G. (1992). Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*

Della-Justina H., Manczak T., Marcelo A., Barros de Araújo D., Abreu de Souza M., Amaro E., Remigio H. (2014). Galvanic vestibular stimulation for fMRI studies. *Brazilian Journal of Biomedical Engineering* (30), 70-82

Della Santina C., Migliaccio A., Patel A. (2007). A Multichannel Semicircular Canal Neural Prosthesis Using Electrical Stimulation to Restore 3-D Vestibular Sensation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*

Dieterich M., Zink R., Weiss A., Brandt T. (1999). Galvanic stimulation in bilateral vestibular failure: 3-D ocular motor effects. *NeuroReport* (10), 3283-87

Fernández C., Goldberg J. (1976). Physiology of Peripheral Neurons Innervating Otolith Organs of the Squirrel Monkey. I. Response to Static Tilts and to Long-Duration Centrifugal Force. *J Neurophysiol.* 39 (5), 970-84

Fitzpatrick R., Day B. (2004) Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *J Appl. Physiol.* (96). 2301-16

Fluur E., Mellström A. (1970). Utricular stimulation and oculomotor reactions. *Laryngoscope.* 1970 Nov; 80(11):1701-12.

Fuchs P. (1996). Synaptic transmission at vertebrate hair cells. *Current Opinion in Neurobiology* (6), 514-19

Goldberg J. (2000). Afferent diversity and the organization of central vestibular pathways. *Exp Brain Res.* 130, 277-97

Goldberg M., Walker M. (2013). The Control of Gaze. En *Principles of Neural Science*, 5th Edition. ed Mc Graw Hill Medical. Kandel E et al., 894-916

Goldberg M., Walker M., Hudspeth A. (2013). Vestibular System. En *Principles of Neural Science*, 5th Edition. ed Mc Graw Hill Medical. Kandel E et al., 917-34

Gómez Méndez M. C. (2017). Caracterización de la respuesta de las aferentes vestibulares ante la estimulación eléctrica en la preparación del vestíbulo aislado en rata (Long Evans). Tesis de licenciatura. Facultad de Ciencias Biológicas, BUAP

Goto F., Meng H., Bai R., Sato H., Imagawa M., Sasaki M., Uchino Y. (2003). Eye movements evoked by the selective stimulation of the utricular nerve in cats. *Auris Nasus Larynx* 30. 341-8

Hernández Hernández Angel. (2015). Sistema para el estudio del equilibrio humano. Tesis de licenciatura. Facultad de Mecatrónica, BUAP

Horwitz G., Risner-Janiczek J., Holt J. (2014). Mechanotransduction and hyperpolarization-activated currents contribute to spontaneous activity in mouse vestibular ganglion neurons. *J Gen Physiol.* 143, 481-97

Hudspeth A., Jacobs R. (1979). Stereocilia mediate transduction in vertebrate hair cells (auditory system/cilium/vestibular system). *Proc Natl Acad Sci. USA* 76, 1506-9

Hudspeth A. (1989). How the ear's works work. *Nature* 351, 397-404

Kingma H. & Janssen M. (2013). Chapter 1. Biophysics of the Vestibular System. En *Oxford Textbook of Vertigo and Imbalance*. ed Oxford University Press. Bronstein A. 1-13

Krauzlis R. (2005). The control of voluntary eye movements: New perspectives. *The Neuroscientist* (11), 124-37

Mc Geoch P., Ramachandran V. (2016). Method and system for altering body mass composition using galvanic vestibular stimulation. Issued by the Patent Office of the United States. February 18, 2016. Pub No. Us2016/0045733 A1

Murofushi T. (2009). Overview of the Vestibular System. En *Vestibular Evoked Myogenic Potential Its Basics and Clinical Applications*. Springer. 9-19

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*

Pliego A. C. (2014) Factibilidad del uso de estimulación galvánica en un auxiliar vestibular con base en resultados de estabilometría. Tesis de maestría. Instituto de Fisiología BUAP

Repka M. (2006) Chapter 4 Supranuclear Control of Eye Movements. En *Duane's Ophthalmology*. ed. Lippincott Williams & Wilkins

Roberts E., Bronstein A., Seemungal B. (2013). Visual-Vestubular Interactions: Basic Science to Clinical Relevance. *Advance in Clinical Neuroscience and Rehabilitation* (13), 8-12

Rosengren S., Welgampola M., Colebatch J. (2010). Vestibular evoked myogenic potentials: Past, present and future. *Clinical Neurophysiology* 121, 636-52

Rossi Izquierdo M. (2007). Estudio de los trastornos del equilibrio en pacientes con enfermedad de Parkinson, mediante la videonistagmografía, la craneocorpografía y la posturografía dinámica computerizada. Rehabilitación vestibular y propuesta de una nueva clasificación del equilibrio en la enfermedad de Parkinson. Tesis doctoral. Facultad de medicina, Universidad de Santiago de Compostela. España

Salinas E. (2010) Sistema para el estudio del equilibrio en humanos usando una plataforma Wii Balance Board. Tesis de licenciatura. Facultad de Ciencias de la Computación BUAP.

Salinas E., Torres D., Soto E. (2008) Sistema para el Estudio del Equilibrio en Humanos usando una Plataforma Wii Balance Board. *Teoría, algoritmos y aplicaciones en computación*. 110-15

Schneider E., Glasauer S., Dieterich M. (2000). Central processing of human ocular torsión analyzed by galvanic vestibular stimulation. *Neuroreport* (11), 1559-63

Shaabani M., Lofti Y., Morteza S., Rahgozar M., Hooshmandi M. (2016). Short-term galvanic vestibular stimulation promotes functional recovery and neurogenesis in unilaterally labyrinthectomized rats. *Brain Research* 1648, 152-62

Snijders A., van de Warrenburg B., Giladi N., Bloem B. (2007). Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* (6), 63-74

Soto E., Limón A., Ortega A., Vega R. (2002a). Características morfológicas y electro de las neuronas del ganglio vestibular en cultivo. *Gaceta Médica de México* (138), 1-13

Soto E., Vega R., Budelli R. (2002b). The receptor potential in type I and type II vestibular system hair cells: a model analysis. *Hearing Research* (165), 35-47

Soto E., Vega R., Alexandrova T., Alexandrov V., Reyes M., Pliego A., Wuiyevaldo G. (2014). Vestibular prosthesis. Patent No. 8,855,774 B2. Issued by the Patent Office of the United States. October 7, 2014. Pub. No. US2014/0081346 A1

Stanley P., Watson J. (2014). Methods and systems for determining signal quality of a physiological signal. Issued by the Patent Office of the United States. June 26, 2014. Pub No. US2014/0180043 A1

Stolbkov Y., Tomilovskaya E., Kozlovskaya I., Gerasimenko Y. (2014). Galvanic Vestibular Stimulation in Physiological and Clinical Studies in Recent Years. *Uspekhi fiziologicheskikh nauk* (45). 57-76

Strupp M., Glasauer S., Schneider E., Eggert T., Glaser M., Jahn K., Brandt T. (2003). Anterior canal failure: ocular torsion without perceptual tilt due to preserved otolith function. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* (74), 1336-8

Suzuki J., Tokumasu K., Goto K. (1969). Eye movements from single utricular nerve stimulation in the cat. *Acta oto-laryngologica* 68, 350-62

Suzuki S., Nakajima T., Irie S., Ariyasu R., Komiyama T., Ohki Y. (2017). Vestibular stimulation induced facilitation of cervical motoneuronal systems in humans. *PLoS ONE* 12 (4), e0175131

Tanimoto M., Ota Y., Inoue M., Oda Y. (2011). Origin of Inner Ear Hair Cells: Morphological and Functional Differentiation from Ciliary Cells into Hair Cells in Zebrafish Inner Ear. *J Neurosci*. 31, 3784-94

Utz K., Dimova V., Oppenländer K., Kerhoff G. (2010). Electrified minds: Transcranial direct currents 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* (48), 2789-810

Vega R., Alexandrov V., Alexandrova T., Soto E. (2008). Mathematical Model of the Cupula-Endolymph System with Morphological Parameters for the Axolotl (*Ambystoma tigrinum*) Semicircular Canals. *Open Med Inform J* 2, 138-48

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

Vidal P., Cullen K., Curthoys I., Du Lac S., Holstein G., Idoux E., Lysakowski A., Peusner K., Sans A., Smith P. (2015). Chapter 28 The Vestibular System. En *The Rat Nervous System, Fourth Edition*. ed Academic Press, Praxinos G. 805-64

Watson S., Brizuela A., Curthoys I., Colebatch J., MacDougall H., Halmagyi M. (1998). Maintained ocular torsion produced by bilateral and unilateral galvanic (DC) vestibular stimulation in humans. *Exp Brain Res* 122, 453-8

Watson S., Fagan P., Colebatch J. (1998a). Galvanic stimulation evokes short-latency EMG responses in sternocleidomastoid which are abolished by selective vestibular nerve section. *EEG Clin Neurophysiol*. 109, 471-4

Watson S., Colebatch J. (1998b). Vestibulocollic reflexes evoked by short-duration galvanic stimulation in man. *J Physiol* 513, 587-97

Welgampola M., Colebatch J. (2001). Vestibulocollic reflexes: normal values and the effect of age. *Clin Neurophysiol* 112. 1971-9

World Medical Association Declaration of Helsinki. (2013). Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. World Medical Association. Vol. 310, Number 20, 2190-4

Young L. R. (1974) Role of the vestibular system in posture and movement. En: *Medical Physiology*, 13th ed. Mountcastle V. B. (Ed). St. Louis, Mosby. 704-720

Zink R., Steddin S., Wiss A., Brandt T., Dieterich M. (1997). Galvanic vestibular stimulation in humans: effects on otolith function in roll. *Neurosci Lett* 232, 171-4