

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA**

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título
de Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO CON ENFOQUE INVESTIGATIVO:

**“DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULADOR VISUAL
SÍNCRONO BASADO EN TECNOLOGÍA LED”**

AUTORES:

JOSUÉ LEOPOLDO ARBOLEDA ABAD
CHRISTIAN ANDRÉS GUTIÉRREZ HEREDIA

TUTOR:

ING. PABLO FERNANDO CEVALLOS LARREA, Ph.D.

CUENCA - ECUADOR

2022

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Josué Leopoldo Arboleda Abad con documento de identificación N° 0704563899 y Christian Andrés Gutiérrez Heredia con documento de identificación N° 0302156823, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULADOR VISUAL SÍNCRONO BASADO EN TECNOLOGÍA LED”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, enero de 2022.



Josué Leopoldo Arboleda Abad
C.I. 0704563899



Christian Andrés Gutiérrez Heredia
C.I. 0302156823

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **“DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULADOR VISUAL SÍNCRONO BASADO EN TECNOLOGÍA LED”**, realizado por Josué Leopoldo Arboleda Abad y Christian Andrés Gutiérrez Heredia, obteniendo el *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, enero de 2022.



Ing. Pablo Fernando Cevallos Larrea, Ph.D.

C.I. 0104813365

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Josué Leopoldo Arboleda Abad con documento de identificación N° 0704563899 y Christian Andrés Gutiérrez Heredia con documento de identificación N° 0302156823, autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULADOR VISUAL SÍNCRONO BASADO EN TECNOLOGÍA LED”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico con enfoque investigativo*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, enero de 2022.



Josué Leopoldo Arboleda Abad

C.I. 0704563899



Christian Andrés Gutiérrez Heredia

C.I. 0302156823

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	VII
DEDICATORIA	VIII
GLOSARIO	IX
RESUMEN	X
INTRODUCCIÓN	XI
ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO	XII
JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)	XIII
OBJETIVOS	XIV
OBJETIVO GENERAL	XIV
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	XIV
1. Estado del Arte	15
1.1. Fisiología y anatomía del sistema visual	15
1.1.1. El ojo	15
1.1.1.1. Propiedades de la Luz.....	15
1.1.1.2. Estructura del ojo.....	16
1.2. Estimulación síncrona y potencial evocado visual	21
1.2.1 La Electroencefalografía	22
1.2.2 Aplicaciones de la Estimulación Visual	23
1.2.3 Tecnologías de estimulación visual en el área clínica	26
1.3 Normas en el diseño de estimuladores visuales.	27
1.3.1 Cláusulas de seguridad básica y funcionamiento de los Estimuladores Visuales (IEC 60601-2-10)	27
2. Metodología de diseño	30
2.1. Descripción Estructural Sistémica	30
2.1.1. Diagrama de Casos de Uso	31
2.1.2. Diagrama de Requerimientos.....	33

2.2.	Diseño del Módulo de Estimulación.....	39
2.3	Diseño de la Interfaz de Usuario.....	48
3	Implementación y análisis de resultados.....	53
3.1.	Pruebas de Modo de Presentación de Estímulos	53
3.2	Pruebas de frecuencia de estimulación.	56
3.3	Pruebas de intensidad de estimulación.....	59
3.1.1	Presupuesto para implementación.....	61
4	Conclusiones y Recomendaciones.....	62
APÉNDICES	64
APÉNDICE A	64
APÉNDICE B	65
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	66

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi madre por ser mi guía espiritual quien siempre tuvo amor para brindarme y apoyarme en este proceso de formación, a mi padre que siempre me motivo y compartió sus valores y principios, de todo corazón esto es para ustedes. Un agradecimiento especial al Ing. Pablo Cevallos por ser un buen amigo y un excelente tutor y brindarnos el apoyo necesario dentro de nuestra formación universitaria a pesar de la situación que paso el país.

JOSUÉ LEOPOLDO ARBOLEDA ABAD

Agradezco a mis padres por ser mis guías, ayudándome en cada instante del camino, siempre enseñándome con el ejemplo, a mi hija por ser la motivación que me inspira a ser mejor y construir un futuro que valga la pena. Agradezco la oportunidad de formar parte del Grupo de Investigación en ingeniería biomédica, ha sido una experiencia muy gratificante tener como tutor al Ing. Pablo Cevallos.

CHRISTIAN ANDRÉS GUTIERRÉZ HEREDIA

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres a mi hermano y al crossfit que me cambio la vida.

JOSUÉ LEOPOLDO ARBOLEDA ABAD

A mi hija, por la cual quiero hacer del mundo un lugar mejor y a mis padres que con sacrificio me han dado la posibilidad de tener un titulo profesional.

CHRISTIAN ANDRÉS GUTIERRÉZ HEREDIA

GLOSARIO

PEV: Potencial Evocado Visual

PEVT: Potencial Evocado Visual Transitorio

EEG: Electroencefalografía

PEVF: Potencial Evocado Visual Flash

PEVP: Potencial Evocado Visual Patrón

PEVEE: Potencial Evocado Visual en Estado Estacionario

SNC: Sistema Nervioso Central

NGL: Núcleo Genuculado Lateral

ICC: Interfaz Cerebro Computadora

TA: Tecnologías de Asistencia

RESUMEN

Las técnicas neurofisiológicas son una extensión neurológica que estudia la función del sistema nervioso periférico y central. La Estimulación Visual ha sido empleada sobre todo en el diagnóstico de algunas enfermedades neurológicas y como monitorización de la progresión de alguna enfermedad. Como característica principal de los estimuladores visuales síncronos basados en tecnología led, es el uso clínico aplicado en áreas como Oftalmología, Medicina Interna, Psiquiatría y también para comprobar la integridad de los canales visuales en la neuritis óptica y esclerosis múltiple. Es una de las técnicas usadas especialmente para evaluar inconvenientes del canal óptico a la corteza cerebral.

Esta investigación aborda el diseño y construcción de una herramienta que permite la estimulación visual síncrona y controlada. El sistema de estimulación visual fue desarrollado para frecuencias bajas/medias con base a estimuladores visuales basados en tecnología led, en la elaboración de diagramas de requerimientos, diagramas de casos, y de actividades, se puede especificar que actividades y funciones se ejecutan en el sistema para evitar fatiga visual y otros problemas al usuario.

El diseño está compuesto, por un hardware de estimulación visual síncrono basado en tecnología led. El hardware posee 4 matrices leds que emiten impulsos luminosos de color, frecuencia e intensidad variables. El software es una interfaz de usuario diseñada en el software LabVIEW con esta interfaz de configuración y monitorea la reproducción de estímulos, permitiendo configurar el modo de estimulación, la frecuencia y el tiempo.

El sistema fue capaz de generar diferentes secuencias de estímulos visuales controlados de colores rojo, azul, verde y blanco. La intensidad luminosa posee 5 niveles controlables, la frecuencia de parpadeo tiene un rango de 0 a 40 Hz con resolución de 0.1 Hz. Se realizaron simulaciones de protocolos de estimulación y se midieron indicadores de sincronismo. Los niveles de intensidad y frecuencia de los estímulos visuales fueron evaluados empíricamente e calificados como adecuados para ser usados en pruebas de estimulación síncrona.

INTRODUCCIÓN

La estimulación visual es una de las técnicas usadas en el diagnóstico de afecciones neurológicas [1]. Diversas pruebas clínicas en la neurociencia demandan la utilización de estimulación visual hacia objetos o patrones de estímulos, siendo que el sujeto responda de acuerdo con la habilidad que tenga de ver, recordar o interactuar con los estímulos de una prueba.

El presente proyecto diseña un prototipo de estimulación visual síncrona basada en tecnología led. Al inicio, se realizó un estudio a fondo de la teoría de la estimulación visual, los efectos de color de luz en el campo visual y la intensidad luminosa. Además, se han revisado consideraciones de normatividad que deben cumplir los equipos de estimulación visual ya que existen investigaciones las cuales indican valores y frecuencias ya preestablecidas en diferentes prototipos [2][3].

El propósito de estos Estimuladores Visuales tiene un fin clínico y diagnóstico ya que permite instaurar, relacionar y evaluar las respuestas neurológicas consideradas normales, disfunciones de las vías nerviosas y diversas patologías. Para obtener las respuestas, se miden las tensiones eléctricas entre electrodos colocados en diversas posiciones de la cabeza que son particulares para cada tipo de estudio se debe tener en cuenta que esto es un Potencial Evocado Visual y sirven para descubrir como funciona el nervio óptico y las vías visuales cerebrales.

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

La exploración neurofisiológica con estimulación visual brinda enorme utilidad en el área de la Neurología ya que muestra irregularidades incluso antes de haberse demostrado alteraciones en la agudeza visual, visión de colores o en el fondo de ojo. Uno de los beneficios de la exploración neurofisiología combinada con el estimulador visual síncrono es que permite detectar rápidamente el daño del nervio óptico. Gran parte de las experimentaciones en la neurociencia actual demandan la utilización de estimulación visual.

El estudio del sistema visual es un área de amplio interés en la clínica pues permite, por ejemplo, identificar tempranamente pérdidas visuales en niños y establecer un tratamiento. El sistema visual es generalmente evaluado a través de estimuladores visuales aplicados en un ambiente controlado. Por ejemplo, la estimulación visual por medio de videos se usa simultáneamente con la resonancia magnética para diagnosticar reacciones específicas en diversas partes del cerebro [4], permitiendo, por ejemplo, identificar a pacientes acometidos por neuritis óptica [5]. Otro ejemplo, es el uso de estimuladores basados en luz estroboscópica que se utilizan para tratamiento de Parkinson [6]. Además, se usan estimuladores síncronos para aplicaciones en Potencial Evocado Visual (PEV) en donde con base en las señales electrofisiológicas asociadas al sistema visual se establecen diagnósticos de este sistema sensorial [7][8].

Existen diferentes tipos de técnicas de estimulación visual como la estimulación con luz led, estimulación con gráficos simples y estimulación con gráficos complejos. El uso de estimuladores visuales basados en luz led, a diferencia de los otros tipos de estimulación, es favorable para generar respuestas de mayor magnitud y especialmente en casos de estudios de Potencial Evocado Visual [5].

JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)

La implementación de la estimulación visual es una herramienta potente y precisa para el análisis de anomalías en los canales visuales y enfermedades neurológicas. La construcción de instrumentos de estimulación visual para analizar y diagnosticar patologías visuales es esencial en el área biomédica. El avance en la tecnología de estimuladores visuales actualmente es gracias a regiones con tecnología muy avanzada. Particularmente, hay un desarrollo limitado en las tecnologías de estimulación visual síncrona con tecnología led que sea compatible con protocolos de PEV. El desarrollo de herramientas de diagnóstico para el sistema sensorial visual es limitado en el Ecuador, haciendo que el país dependa completamente de desarrollo extranjero. Además, la falta de desarrollo local de tecnología biomédica para diagnóstico del sistema visual limita la habilidad de tratamiento e investigación de patologías del sistema visual.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Realizar el diseño de prototipo para un estimulador visual síncrono basado en tecnología LED.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Hacer el estado del arte de estimuladores visuales LED, requerimientos de seguridad y sobre la eficiencia de estos.
- Diseñar firmware, hardware de un prototipo de estimulador visual.
- Diseñar una aplicación en computador para la configuración y el control de reproducción de estímulos visuales.
- Simular el modo de operación del estimulador visual.

CAPÍTULO 1

1. ESTADO DEL ARTE

1.1. Fisiología y anatomía del sistema visual

1.1.1. El ojo

La sensibilidad a la luz permite a los humanos detectar objetos pequeños como un insecto en la nariz, o tan grandes como una galaxia a cientos de miles de años luz, este proceso es basado en la luz que rebota en los ojos desde los objetos que nos rodean [9].

1.1.1.1. Propiedades de la Luz

Luz es la radiación electromagnética que es visible para nuestros ojos, también puede ser descrita como una onda de energía.[9]. La radiación luminosa puede ser caracterizada por su longitud de onda y amplitud. La luz interactúa con objetos de muchas maneras: Reflexión, absorción y refracción [9][10].

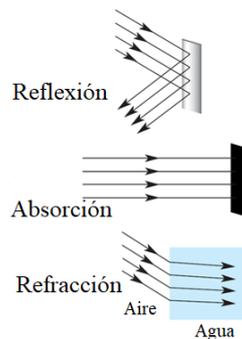


Figura 1.1. Interacciones entre la luz y el entorno. Descripción de cada fenómeno [9].

Las imágenes se forman en el ojo mediante refracción, la desviación de los rayos de luz que sucede cuando viajan de un medio a otro [10].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

1.1.1.2. Estructura del ojo

El ojo está especializado en la detección, localización y análisis de luz. La estructura de este órgano puede dividirse en una anatomía externa y una anatomía interna.

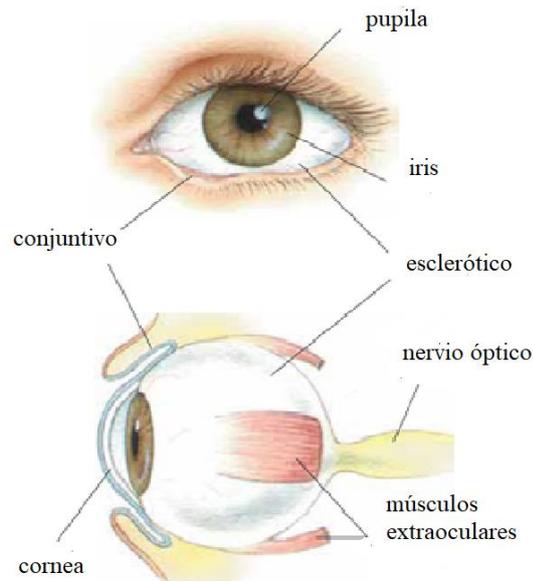


Figura 1.2. Anatomía externa macroscópica del ojo humano. Descripción de cada parte [9].

Con respecto a la **anatomía externa**, la pupila admite que la luz entre al ojo y termine en la retina. La pupila está rodeada por el iris que puede modificar sus dimensiones usando dos músculos. La pupila y el iris están protegidos por la córnea la cual esta seguida por la esclera. La conjuntiva es una membrana que se dobla dentro de los párpados y se junta con la esclera.[9] Insertados dentro de la esclera se encuentran los músculos extraoculares que son los que mueven al ojo. El nervio óptico se encuentra localizado en la porción posterior del ojo llega a la base del cerebro cerca de la glándula pituitaria, este transmite axones desde la retina [7].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

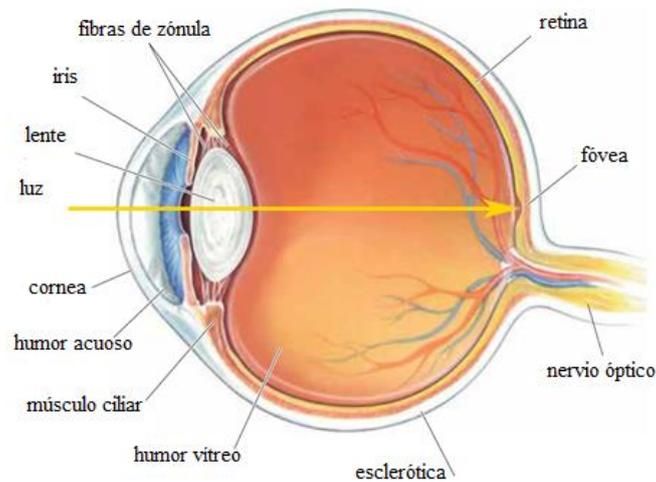


Figura 1.3. El ojo en sección transversal [9].

La figura 1.3 demuestra cual es la trayectoria que toma la luz al atravesar la córnea hasta la retina, la córnea no cuenta con vasos sanguíneos, es alimentada con humor acuoso. Esta perspectiva revela la lente transparente localizada detrás del iris. El lente está suspendido por ligamentos sujetados en el músculo ciliar. Entre la lente y la retina se encuentra localizado el humor vítreo, sirve para mantener al ojo esférico [9][11].

Con respecto a la **anatomía interna**, podemos resaltar la presencia más importante del **sistema visual central**, hay tres sistemas independientes en el cerebro donde las señales visuales son procesadas. Al inicio de todos se procesa información sobre la forma del objeto, en la segunda parte se procesa la información del color, y al final se procesa organización espacial, movimiento y localización [8]. Los objetos que vemos tienen forma y color, por lo cual poseen un lugar en el espacio y en ocasiones se mueven. Al tener dos ojos, en realidad tenemos dos imágenes visuales que se procesan en el cerebro, y de alguna manera se fusionan [9].

El **canal visual** es el medio por el cual se conducen las señales eléctricas generadas por la retina hacia el cerebro. El canal visual incluye la retina, nervio óptico, núcleo geniculado lateral y la corteza visual [7].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

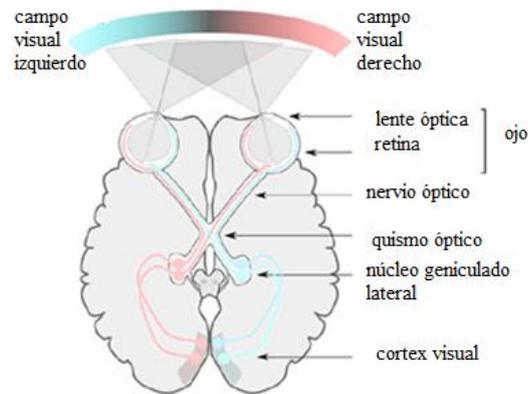


Figura 1.4. Representación funcional de los canales visuales [7].

La **retina** es la que administra los estímulos luminosos con las células receptoras: conos (color) y bastones (intensidad de luz). El papel de la retina es fundamental para el sentido de la vista ya que de ella dependerá cómo llega esa imagen al cerebro, para ser interpretada y se convierta en la visión que luego vamos a ver. La fovea es la que contiene a los conos que es donde llega el haz de luz del eje visual. [12].

Los **fotorreceptores** son células que convierten la energía luminosa en señales eléctricas al SNC. Los bastones y los conos son dos tipos de fotorreceptores en los ojos humanos como se muestra en la figura 1.5. La fovea es la región del ojo donde se concentran los conos. Estos receptores tienen una gran agudeza en la luz brillante que hace que la fovea sea esencial para la visión diurna. Las varillas están diseñadas para proporcionar algo de visión con poca luz. La Figura 1.6 ilustra la distribución relativa de los conos y bastones en la retina. Hay tres tipos de conos en los ojos humanos encontrados. El inicial reconoce a la luz de largas longitudes de onda, llegando a un color rojo; a este tipo se lo llama L (largo). El segundo tipo reconoce a la luz de longitud de onda media, alcanzando un máximo de color verde, y se abrevia M (Medio), a medio. El tercer tipo reconoce a la longitud de onda corta de la luz, de un color azulado, y se denomina S (Corto). Los tres tipos tienen longitudes de onda máximas cercanas a 564-580 nanómetros (nm), 420-440 nm y 534-545 nm [11].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

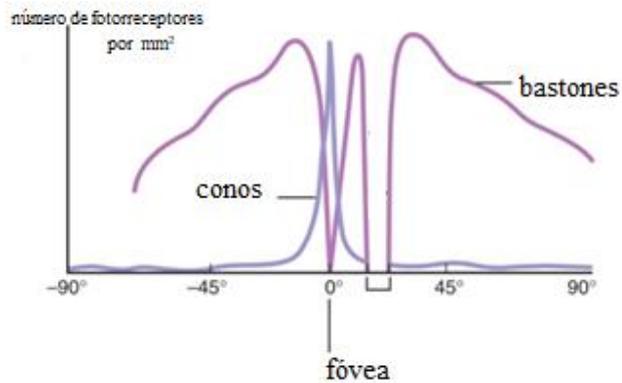


Figura 1.5. Distribución relativa de los conos y bastones en la retina. [7]

La figura 1.6 muestra respectivamente la diferencia entre las señales admitidas de los tres tipos de cono, la cual admite al cerebro percibir todos los colores que hacen posible la visión [11].

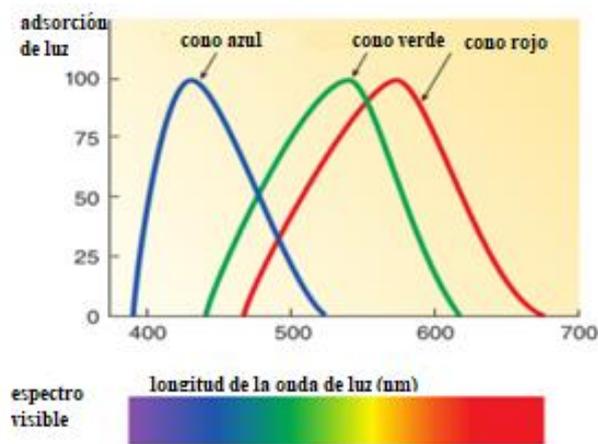


Figura 1.6. Sensibilidad de los tres tipos de conos a diferentes longitudes de onda [11].

El **nervio óptico** tiene a cargo enviar la información del ojo al nuestro cerebro para que el hipotálamo, el lóbulo occipital y la corteza visual, hagan su debido procesamiento [8].

El **núcleo geniculado lateral (NGL)** es un núcleo talámico estructurado histológicamente en capas, comunicadas entre sí. Es el centro de procesamiento primario de la información visual recibida por la retina del ojo la cual está ubicada dentro del tálamo del cerebro, de esta manera es parte del sistema nervioso central [9].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

La **corteza visual** es la parte de la corteza cerebral que tiene el trabajo de todo el procesamiento de la información visual. Ubicada en el lóbulo occipital, en la area trasera del cerebro. Esta área posee un mapa preciso de la información espacial en la visión. Conceptualmente, este mapeo retino tópico empieza con la imagen visual desde la retina transformadora hasta la corteza visual. La sincronización entre una localización dada en la corteza visual y en el campo visual es muy exacta, los puntos ciegos también son asignados en la corteza visual [7].

Los **Campos visuales** que tiene el ser humano son los siguientes:

Visión central: objetos observados sin esfuerzo hasta 130° : 65° para cada ojo.

Visión periférica: observación forzada de 130° a 180° : 25° para ojo.

En el plano vertical, el campo de visión es de 60° arriba y 70° abajo.

El desglose detallado ocurre en un cono con un ángulo de menos de 1° .

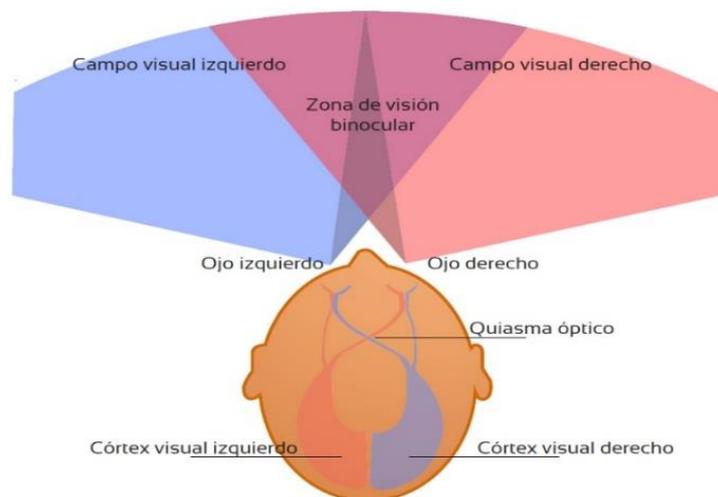


Figura 1.7. Campo Visual del ojo humano [13].

La **formación de imágenes** en el cerebro se da cuando el ojo colecta los rayos de luz emitidos o reflejados por objetos en el ambiente, los enfoca en la retina para formar imágenes. El proceso de enfoque requiere la refracción de la luz mayormente realizado en la córnea y menos en la lente. La distancia desde la superficie refractiva hasta donde los rayos paralelos convergen se llama distancia focal, esta depende de la curvatura de la córnea. La lente es importante para detectar objetos a distancias menores a 9 metros, la luz a esta distancia diverge de una fuente de luz, entonces se requiere de mayor poder refractivo para enfocar entonces la lente cambia de forma, en un proceso llamado acomodación [9].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

La luz atraviesa la córnea para llegar a la pupila, el cual es el centro del iris siendo la parte principal que regula la intensidad de luz que ingresa en el ojo, donde se dilata o se contrae según la claridad del ambiente. El ojo se adapta a distintos niveles de iluminación, debido a que el iris puede cambiar de diámetro en lugares con poca iluminación, se dilata para formar una imagen nítida en la retina y en lugares con mucha claridad la retina se contrae para no lastimar la retina por abuso de luz. Después de pasar el filtro del diafragma la luz pasa por el cristalino, que es lente del ojo que funciona como zoom de una cámara, encargado de converger los rayos para formar la imagen nítida en la retina [14].

Para finalizar la imagen se forma en la retina para ser más exactos en la fovea. La retina contiene células fotorreceptoras y fotosensibles llamados conos y bastones. Por medio de una transformación fotoquímica produce un cúmulo de impulsos nerviosos que llega al cerebro específicamente en el cuerpo geniculado lateral, que es donde se forma la visión. El cerebro analiza la imagen y la endereza [14].

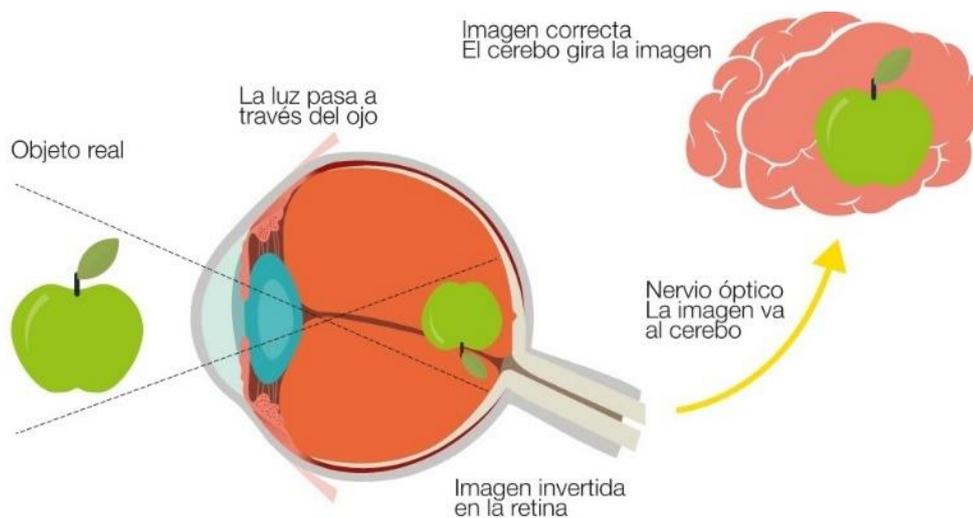


Figura 1.8. Formación de imágenes en el ojo [20]

1.2 Estimulación síncrona y potencial evocado visual

El PEV refleja la actividad cerebral cuando se da el procesamiento de información visual. Con la utilización de electroencefalografía (EEG) estos potenciales pueden ser registrados en la zona occipital. El PEV es una pequeña respuesta neuro eléctrica del orden de los 5-20 microvoltios, detectada por una computadora con el posicionamiento de electrodos sobre la región de la corteza visual humana y se pueden apreciar después de la aplicación de un estímulo luminoso [15].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

El PEV se presenta como reacción a estímulos visuales específicos. Hay dos tipos de potenciales evocados visuales: los de estado estacionario (PEVEE) y los transitorios (PEVT). Lo que marca la diferencia entre los dos tipos es la frecuencia de estimulación. Los PEVEE se dan para estímulos con frecuencias mayores a 6 Hz, mientras que los PEVT se dan cuando la frecuencia es menor a 2 Hz [16][17].

El PEV se utiliza especialmente para evaluar problemas desde el nervio óptico hacia la corteza cerebral, con una respuesta considerablemente precisa para poder realizar estudios clínicos. Entre las enfermedades que pueden ser estudiadas con un PEV están enfermedades degenerativas, trastornos toxico-metabólicos, lesiones hemisféricas, tratamientos en ambliopía y opacidades corneales de manera versátil, evadiendo molestos tratamientos [18].

Una de las características más importantes en el estudio del PEV son las características del estimulador visual asociado. Existen diferentes tipos de estimuladores visuales como se muestra en la figura 1.8: Estimulación con luz led, Estimulación con gráficos simples y Estimulación con gráficos complejos. Los estimuladores visuales con luz led son muy utilizados por que estos generan una mayor amplitud de onda de respuesta que el evocado con gráficos para las mismas condiciones de entorno [19].

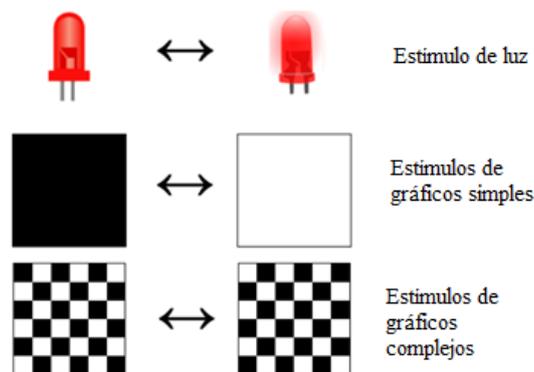


Figura 1.9. Tipos de estimulación visual para el PEV.[19].

1.2.1 La Electroencefalografía

La electroencefalografía (EEG) es una técnica para registrar la actividad eléctrica del cerebro. Desde su introducción por Berger en 1929 y replicada por Adrian en 1934 [21], esta técnica ha evolucionado desde el registro electrofisiológico de las actividades cerebrales hasta el uso clínico, incluida la identificación de ataques epilépticos, ataques no epilépticos, migraña y trastornos del movimiento basados en la actividad espontánea, cambios en los ritmos y formas de los potenciales relacionados con eventos (ERP). La actividad de las neuronas, y en menor medida

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

de las células gliales, produce campos eléctricos y magnéticos [9]. En la epilepsia, registrar a los pacientes que tienen una convulsión mediante el electroencefalograma del cuero cabelludo es una herramienta clínica de suma importancia, especialmente cuando se utiliza junto con la grabación de vídeo para identificar mejor el inicio de la convulsión. Hay dos tipos de EEG disponibles: EEG de cuero cabelludo, la herramienta no invasiva capaz de registrar la actividad cerebral, principalmente originada en la neocorteza superficial, y EEG intracraneal (icEEG), una técnica invasiva que requiere cirugía con una sensibilidad exquisita [22].

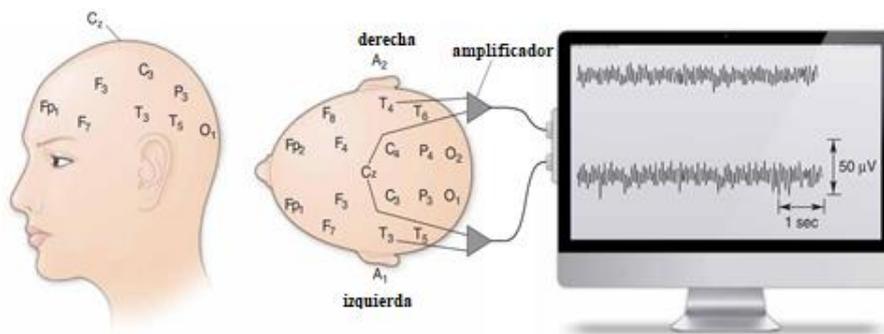


Figura 1.10. Posiciones estándar para la colocación de electrodos EEG [9].

1.2.2 Aplicaciones de la Estimulación Visual

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

El uso de la estimulación visual en la actualidad está creciendo ampliamente con respecto a la Interfaz Cerebro Computadora (ICC) para desarrollar tecnologías de asistencia (TA), con diferentes categorías las cuales son:

Interacción informática y comunicación alternativa: La característica principal es que usa un distribuidor cerebral de alta velocidad que utiliza potenciales evocados visuales de estado estable [23][24].

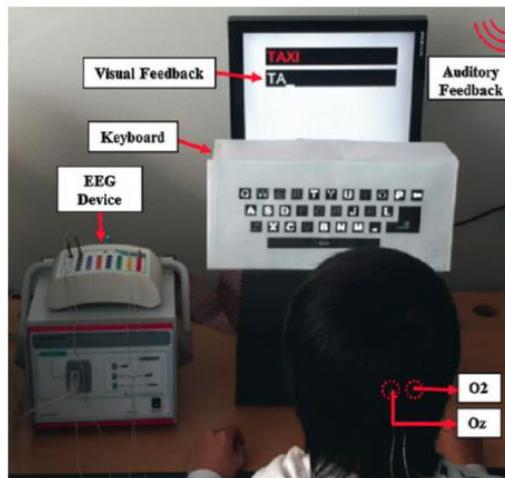


Figura 1.11. Uso de estimuladores visuales [31].

Movilidad: Es un sistema de control del exoesqueleto de las extremidades inferiores basado en potenciales evocados visuales en estado estable [25][26].

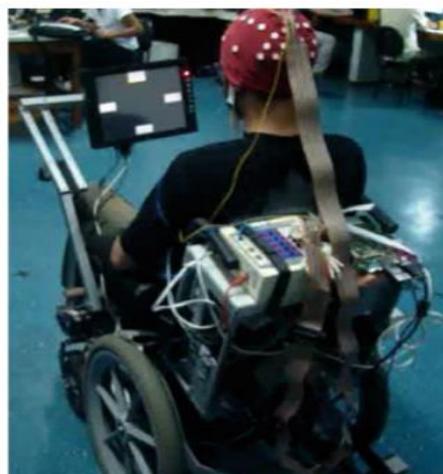


Figura 1.12. Uso de estimulares visuales [26].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Entretenimiento: Control de interfaz cerebro-computadora basado en potencial evocado visual de estado estable en un entorno de juegos 3D inmersivo [27][28].



Figura 1.13. Uso de estímulos visuales [27].

Sistemas de rehabilitación y prótesis neuronales: Control de una prótesis eléctrica con un ICC basado en PEVEE [29][30].

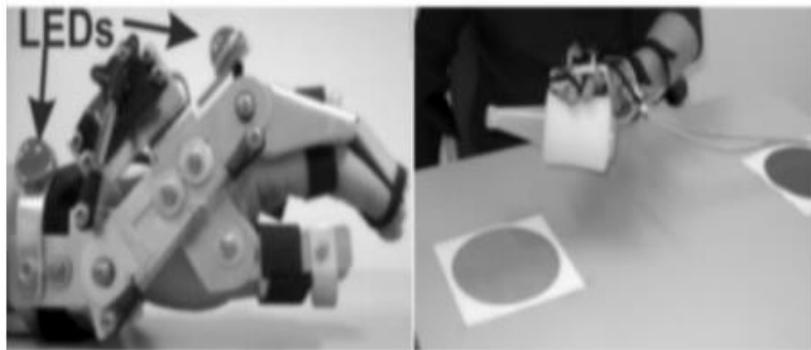


Figura 1.14. Uso de estímulos visuales [32].

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

1.2.3 Tecnologías de estimulación visual en el área clínica

Tabla 1.1. Tecnologías de estimuladores visuales [33].

Equipo	Características
Estimulador visual SLD	Frecuencia de estimulación manejable por software. Alimentación por BIO-PC. Equipo: BIO-PC, 4001 y mini FH. Leds blancos de alto brillo. Duración del flash: 4 ms.
Estimulador visual SLD-USB	Intensidad máxima: 100 candelas (aproximadamente). 30 Super Light Diodes blancos (alto brillo). Equipo: NeuroTrace y mini PC. Leds blancos de alto brillo. Duración del flash: 4 ms.
Estimulador visual SLD-W	Equipo: BIO-PC, NeuroTrace, mini PC, 4001 y mini FH. 30 Super Light Diodes blancos de 5 mm (alto brillo). Frecuencia de estimulación manejable por software. Leds blancos de alto brillo. Intensidad máxima: 100 candelas (aproximadamente).
Estimulador visual patterns	Estimulación cognitiva. Indicador de punto central. Indicador de encendido. Resolución VGA.
Estimulador visual de anteojos Googles	Equipo: BIO-PC. Intensidad luminosa: 24.000 mcd por leds. Generador visual por anteojos con leds. Alimentación desde equipo BIO-PC.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

1.3 Normas en el diseño de estimuladores visuales.

Uno de los aspectos más importantes para creadores de equipos electro médicos es la normativa IEC 60601, que comprende una serie de normas internacionales armonizadas relativas a la seguridad y a las prestaciones básicas como rendimiento y compatibilidad. Existe más de 70 normas diferentes. La Norma "Parte 1", 60601-1, se enfoca en la seguridad básica y rentabilidad esencial de todos los instrumentales electro médicos y las normas "Parte 2" o "Especiales" comprenden los requisitos fundamental para grupos de productos específicos (por ejemplo, 60601-2-22 para los láseres médicos) [35].

La norma usada para estimuladores nerviosos es IEC 60601-2-10 que es un requisito para la certificación de los productos electro médicos en muchos países del mundo [34].

1.3.1 Cláusulas de seguridad básica y funcionamiento de los Estimuladores Visuales (IEC 60601-2-10).

Requerimientos generales

En equipos conectados a la red, no debe rebasar los siguientes voltajes:

- 250V para equipos de mano.
- 250V DC, monofásico AC o 500V poli fase AC para equipos y sistemas con una entrada nominal ≤ 4 KVA.
- 500V para todos los demás equipos y sistemas.

Clasificación de equipos por tipo

a. Tipo B

Instrumental con alimentación interna que tienen un adecuado grado de protección contra corrientes de fuga y fiabilidad de la conexión a tierra. No tiene partes aplicables al paciente y permite una corriente de fuga de 0.1 mA en condiciones de fallo.

b. Tipo BF

Son equipos tipo B con entradas o partes aplicables al paciente, flotante eléctricamente.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

c. Tipo CF

Instrumental que proporciona un mayor grado de protección que el equipo Tipo BF. Específicamente en relación con la corriente de fuga permisible de 0,01 mA en condiciones normales y de 0,05 mA en condiciones de fallo.

En la Figura 1.10 se evidencia una imagen de los tipos de piezas aplicadas [35].

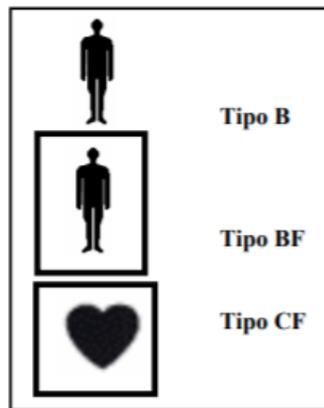


Figura *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento.*15. Tipos de piezas aplicadas [35].

Señales de seguridad

El instrumental operado por la red deberá llevar marcado la posterior información:

- Rangos de voltaje a los que puede conectarse.
- Debe existir un guion (-) entre los voltajes de suministro nominal mínimo y máximo.
- Cuando existan múltiples voltajes deberán estar separados por un sólido (/).

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Indicadores

El instrumental debe llevar luces indicadoras para notificar su estado. En la Tabla 1.2 se detallan los colores de los indicadores con su representación.

Tabla 1.2. Colores de luces indicadoras y sus significados [34].

Color	Representación
Rojo	Prevención: se solicita solución inmediata del operador.
Amarillo	Precaución: se requiere que operador este pendiente del proceso.
Verde	Preparado para su uso.

Protección del cableado

El cableado interno o externo deberá estar totalmente aislados y protegidos para evitar daños en el proceso de ensamblaje

Protección contra superficies, esquinas y bordes

Deben recubrirse esquinas y bordes afilados para prevenir algún tipo de accidente con el usuario y operario. Principalmente, se debe prestar atención a los bordes del marco.

Requerimientos generales para pruebas en el equipo

Se debe considerar si opera en AC, DC o ambas.

- Si el instrumental está modificado para trabajar en varias ambas formas de suministro AC y DC, se probarán en condiciones relacionadas con el voltaje menos favorable y la naturaleza del suministro.
- Si el instrumental tiene una fuente de alimentación separada ser realizaran pruebas con dicha fuente [35].

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA DE DISEÑO

La metodología de modelado de sistemas fue implementada por el diseño de estimulador visual, mediante el lenguaje SysML. El modelaje de sistemas tiene como estrategia comunicar y representar diferentes aspectos como requisitos, estructura, comportamiento y mantiene un lenguaje basado en diagramas que manifiesta las diferentes visiones del sistema [36]. En el proyecto se prefirió herramientas como diagrama de secuencia, diagramas de requerimientos, diagramas de casos de uso, diagrama de actividades, y diagramas de bloques.

Cada componente del que está compuesto el estimulador visual esta explicado en estos diagramas, los cuales fueron realizados en el software Visual Paradigm [37].

2.1. Descripción Estructural Sistémica

En el diagrama de bloques principal, Figura 2.1, explica todo de lo que está compuesto el estimulador visual. La parte de la izquierda es una **interfaz para interacción con el usuario** que permite el control y la configuración de la estimulación. El componente de la derecha es el **módulo de estimulación** desde la cual un controlador central permite la comunicación digital con la interfaz de usuario mediante protocolo Ethernet que es, la unidad de hardware del sistema. Además, la unidad de hardware genera señales de configuración de alta frecuencia vía periférico SPI para ajustar el modo de visualización en matrices LED. A continuación, se explica cómo es diseñada cada parte del sistema.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

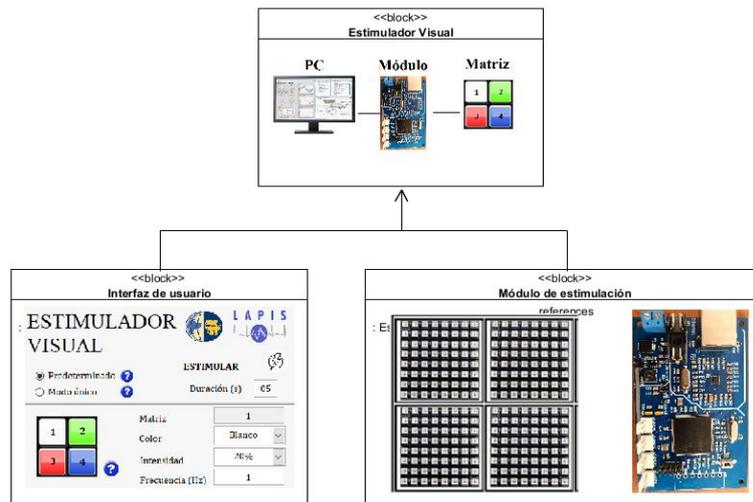


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..1. Diagrama de bloques general del sistema.

2.1.1. Diagrama de Casos de Uso

El diagrama de casos de uso sirve para explicar el comportamiento que tendrá el sistema al ser usado con los actores a ser estimulados [36].

En la figura 2.2 se presenta el diagrama de casos de uso del sistema. Se puede ver que el estimulador es comandado por el usuario. Por usuario se entiende a un estudiante que previamente ha sido instruido en el área de la estimulación visual, un científico familiarizado con el concepto de PEV, o un profesional de la salud. El usuario con mediante el estimulador es suficientemente hábil para controlar la reproducción de estímulos visuales y configurarlos. Se puede escoger 2 modos de reproducción en la parte de configuración(modos individual o modo simple), configurar el tiempo de estimulación, definir la cantidad de matrices involucradas en la estimulación, ajustar el color, intensidad y frecuencia de parpadeo. Respecto al control de reproducción, el usuario puede iniciar o finalizar la estimulación cuando desee, mientras el tiempo de estimulación es monitoreado.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

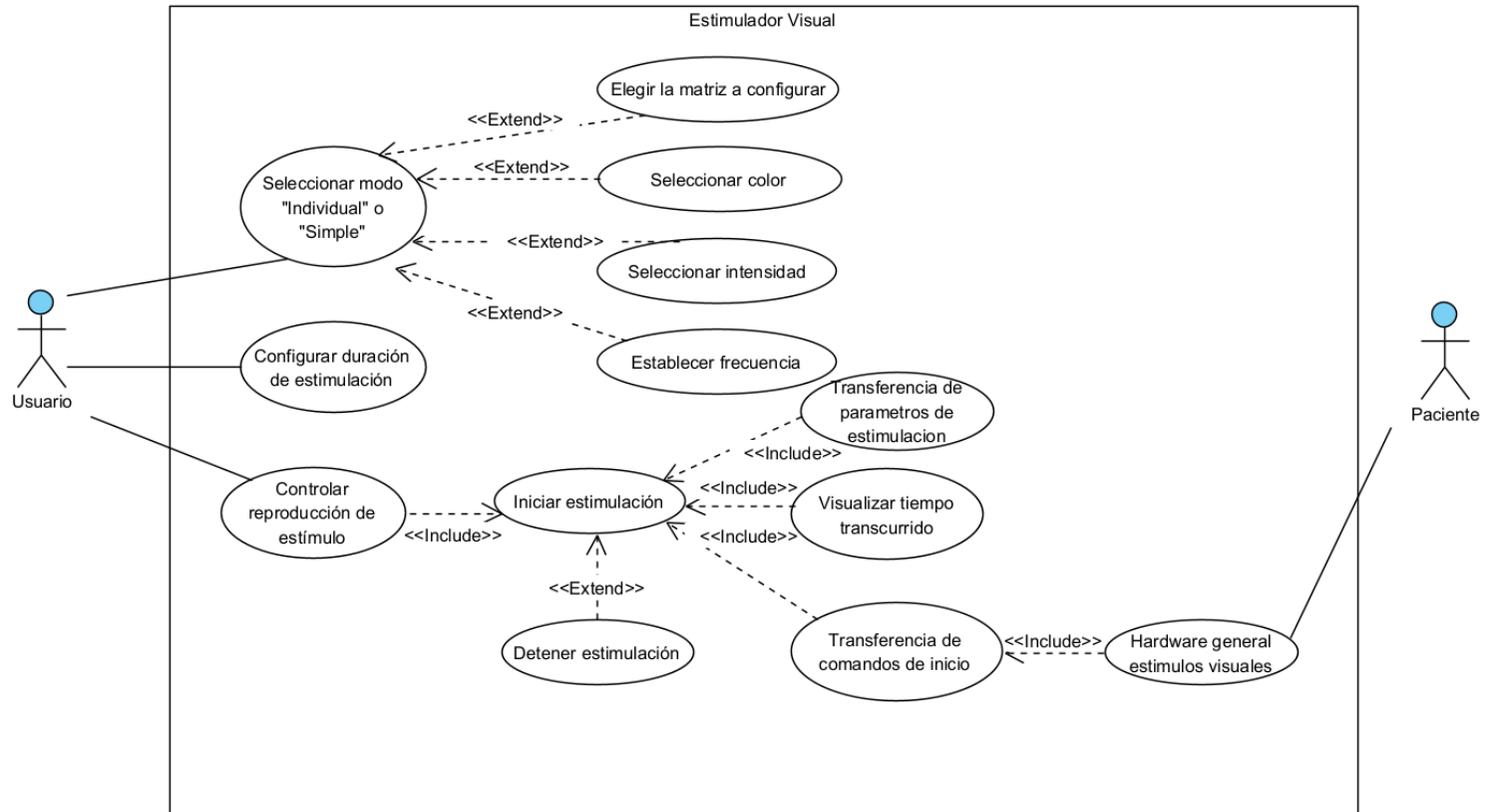


Figura *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento.* 2. Diagrama de casos de uso.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

2.1.2. Diagrama de Requerimientos

Para tener una representación estructurada de los requerimientos establecidos se tiene el diagrama de requerimientos que es previo a su implementación. Los requerimientos están especificados en 3 áreas: hardware, software y normatividad.

Requerimientos de Hardware

El **módulo de estimulación** está compuesto por la unidad de control central en la cual se genera las señales digitales para configurar las matrices LED y mediante protocolo Ethernet se comunica con la **interfaz para interacción con el usuario** los requerimientos específicos dentro del módulo de estimulación se detallan a continuación.

Alimentación: La amplia capacidad de corriente de la fuente fue estimada considerando el consumo de los elementos de visualización. Considerando que el estimulador está compuesto por 4 matrices led, cada una con 64 leds, y que el consumo promedio de cada led RGB es de 18mA en operación normal, se estima que a la corriente requerida para la operación conjunta de todas las matrices es de máximo 4.6A. El convertidor 120VAC/60Hz – 12VDC/5 será integrado dentro del gabinete del equipo (Figura 2.3).

Comunicación: Para poder realizar la comunicación Ethernet el módulo de estimulación tiene un módulo de comunicación Ethernet (Figura 2.3).

Matrices Led para estimulación: El módulo de estimulación será diseñado para contener 4 matrices cuadradas de 8x8 Leds RGB para la estimulación visual (Figura 2.3). Cada matriz de 64 leds debe ser fijada en una estructura plastica individual. Además, se debe implementar una segunda estructura de mayor tamaño capaz de integrar las estructuras individuales de cada matriz, lo que resultará en una única unidad de estimulación o unico punto de luz de mayor dimensión. Estas consideraciones de diseño permitirán que el estimulador visual pueda ser usado de manera separada y en conjunto.

Controlador central: El módulo de estimulación debe tener el hardware necesario para generar señales digitales para el control de las matrices. Se estima que será necesaria una transferencia de información a 6.375 Mbits/s. El módulo de estimulación debe poseer hardware para controlar cuatro matrices de forma individual (Figura 2.3).

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Sistemas de protección: Para evitar mal funciones y perdida de componentes el módulo de estimulación incorpora elementos de protección como diodos y fusibles para protección. (Figura 2.3).

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

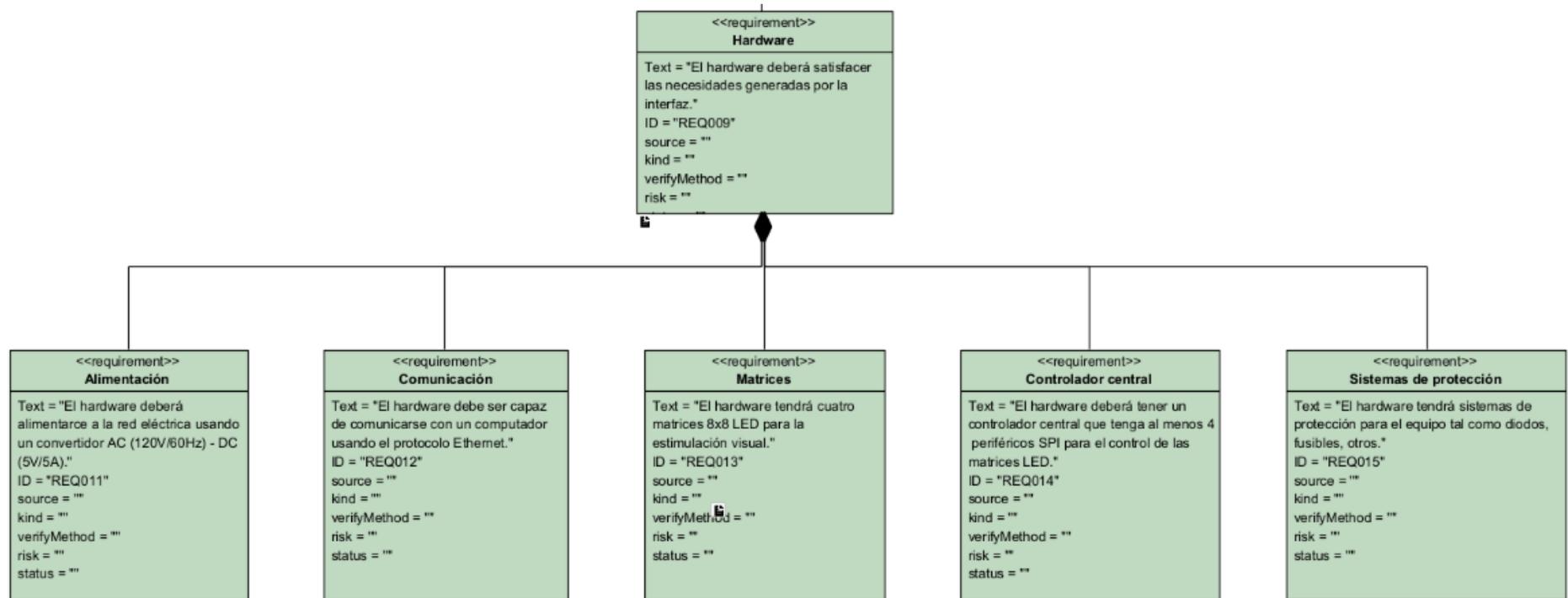


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..3. Diagrama de requerimientos de hardware

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Requerimientos de Software

Para permitir la interacción de un usuario con el equipo, se impuso que el **estimulador eléctrico** posea una interfaz en la computadora que mantenga la comunicación de manera simple e intuitiva. La interfaz de usuario esta diseñada con mandos de reproducción, configuración y activación. En la Figura 2.4 se describe cada requerimiento, además explica cuales son los requerimientos de software.

Selección de modo de estimulación: El primer modo, denominado como modo individual, permitirá que el usuario configure cada una de las cuatro matrices del estimulador de forma independiente, de modo que cada matriz pueda funcionar con un color, frecuencia de parpadeo e intensidad particulares. Se estableció que el tiempo de duración de la estimulación se mantiene constante para todas las matrices. El segundo modo, denominado en este proyecto como modo simple, permitirá al usuario configurar las cuatro matrices con los mismos ajustes de color, frecuencia e intensidad. La operación de las matrices se debe dar de forma síncrona, permitiendo la creación de un único punto de estimulación.

Control de reproducción: La interfaz contará con un control único para iniciar o parar de la estimulación configurada.

Duración de la estimulación: La interfaz permitirá visualizar y configurar el tiempo transcurrido.

Valores predeterminados: Los controles de la interfaz deberán presentar valores preestablecidos al arrancar el software en los campos de modo de estimulación (individual y simple), duración de estimulación (1 a 60 [seg]), color (rojo, verde, azul y blanco), intensidad (20%, 40%, 60%, 80%, 100%) y frecuencia (0.1 a 40 [Hz]).

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

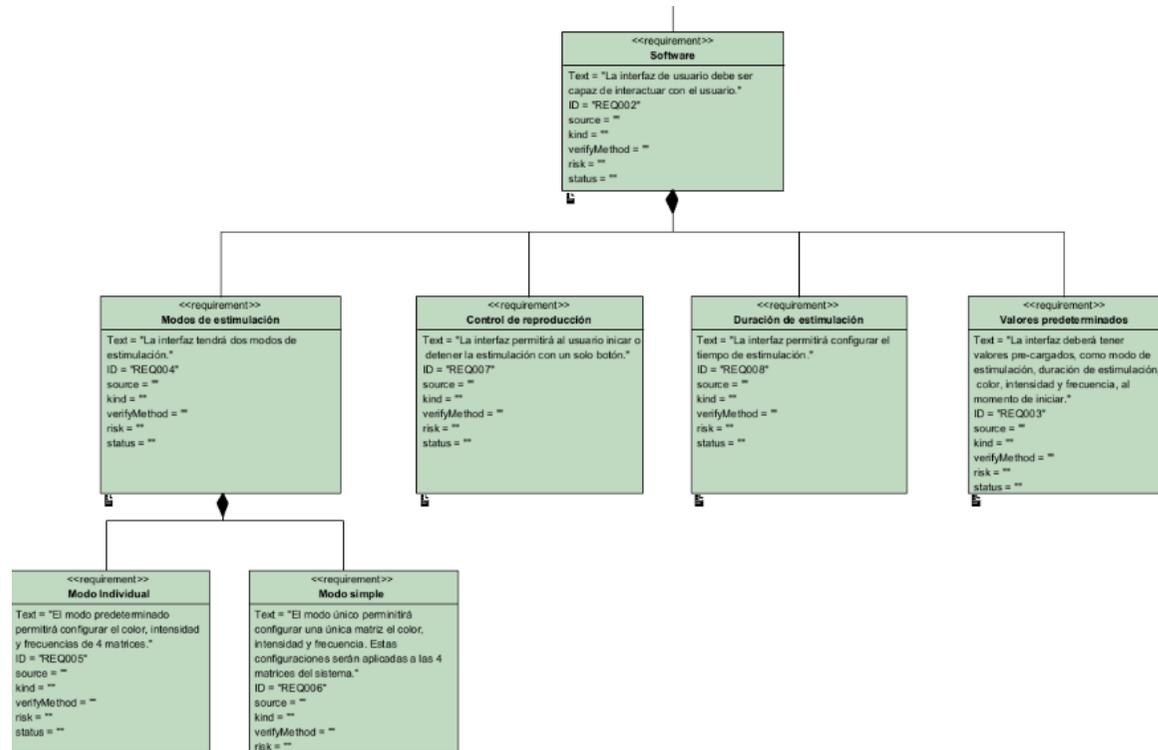


Figura 2.4 Requerimientos del software

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Requerimientos de Normatividad

Los dispositivos electro médicos deben ser implementados tomando como referencia las normas aplicables al estimulador eléctrico. Se impuso que la construcción del equipo tiene que seguir reglamentos internacionales IEC y las siguientes reglas: las partes con mayor importancia deben llevar una simbología clara, generar un diseño competente de inducir baja interferencia electromagnética. Se debe dar atención a las reglas IPC para documentar el diseño con su respectivo tipo de material y tener una clara categorización del producto.

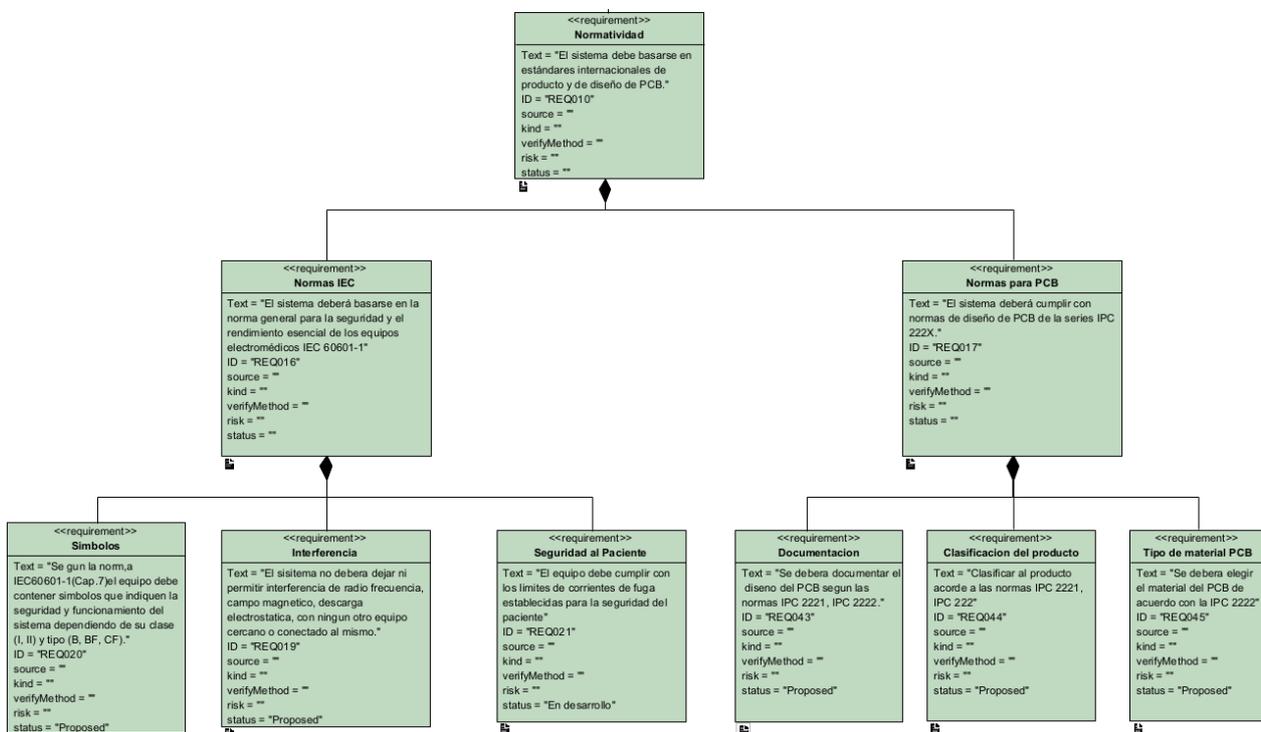


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..5. Requerimientos de Normatividad.

Normas de producto (IEC): De acuerdo la norma IEC60601-1 (Cap. 7) el sistema contiene símbolos específicos donde se indica el funcionamiento y la seguridad del sistema en base a su tipo (B, BF, CF) y clase (I, II). (Figura 2.5).

La interferencia de campo magnético, radio frecuencia y descarga electroestática en el sistema debe ser nula ya que pueden afectar dispositivos conectados en un lugar cercano al estimulador. Hay corrientes de fuga establecidas para la integridad del paciente, los cuales ya son límites establecidos.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Reglas de diseño de PCB (IPC): Hay recomendaciones establecidas en el diseño del PCB en las reglas: IPC 2221 y 2222. Hay que justificar la clasificación del producto, elegir el material y mostrar el diseño del PCB. (Figura 2.5).

2.2. Diseño del Módulo de Estimulación

El módulo de estimulación es el encargado de hacer operativa la comunicación Ethernet con la interfaz de usuario, procesar los comandos provenientes del software y establecer las señales digitales que controlan las cuatro matrices RGB del sistema.

El diagrama de bloques del hardware del estimulador se muestra en la Figura 2.6, evidenciando tres partes principales: Alimentación, Control y Ethernet. A continuación, se detalla el diseño de cada componente del hardware y cómo fue diseñado.

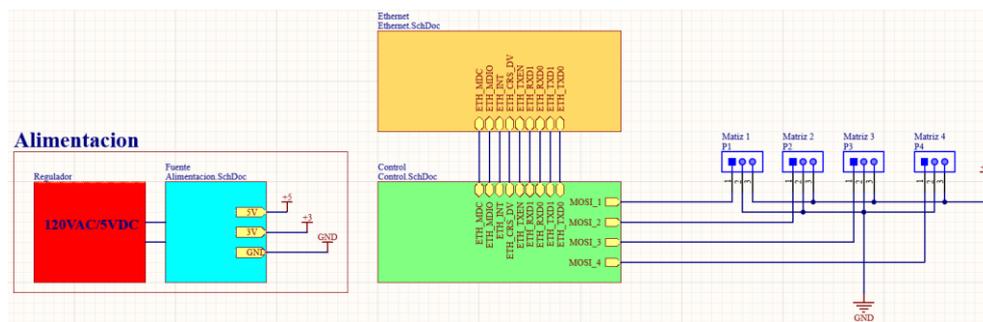


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..62. Sistema General de control en diagrama de bloques.

El bloque de **Alimentación** que da energía al sistema está conformado por un regulador TPS-0505 y un bloque regulador de voltaje. El primer bloque que es el bloque regulador de voltaje entrada de la marca EVL: entrada AC110V 50/60Hz y salida 5V/5A VDC. El primer bloque se conecta al segundo mediante la entrada, J1 (Figura 2.7, J1). En el segundo bloque la tensión de 5V alimenta un circuito regulador de 3V, este último se encargará de energizar el sistema microcontrolador central. Por otro lado, los 5V también se direcciona para la alimentación directa de las 4 matrices RGB.

Para conseguir la fuente de +3V (Figura 2.7) se usó un regulador de voltaje modelo *TPS560200DBVR* adoptando la configuración recomendada por el fabricante. El regulador usa un Buck monolítico síncrono en modo D-CAP2 con MOSFET integrado [38]. Para el ingreso al regulador se tiene un voltaje máximo de 17V con corriente de 500mA.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

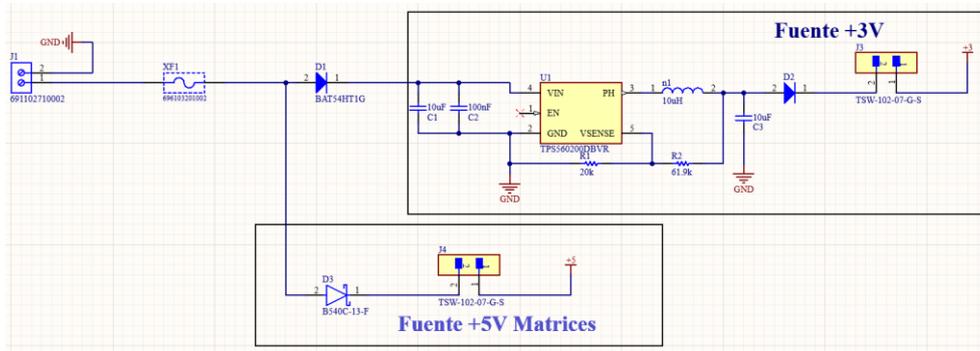


Figura *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..7.* Fuente +3V – Fuente +5V Matrices RGB.

Para obtener un alto rendimiento el **Controlador Central** esta basado en base al microcontrolador núcleo Arm Cortex-M4 de 32 bits STM32F429ZIT6, con una frecuencia de operación 180 MHz. Las características más relevantes de este sistema son:

- Frecuencia de 180Mhz.
- 17 Timers de 32 y 16 bits.
- Memoria flash de 2 Mbyte.
- 6 Interfaz SPI.

En la Figura 2.8 se aprecia el diagrama del control central. Para la operación del controlador fueron incorporados conectores para grabación y control de reset.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

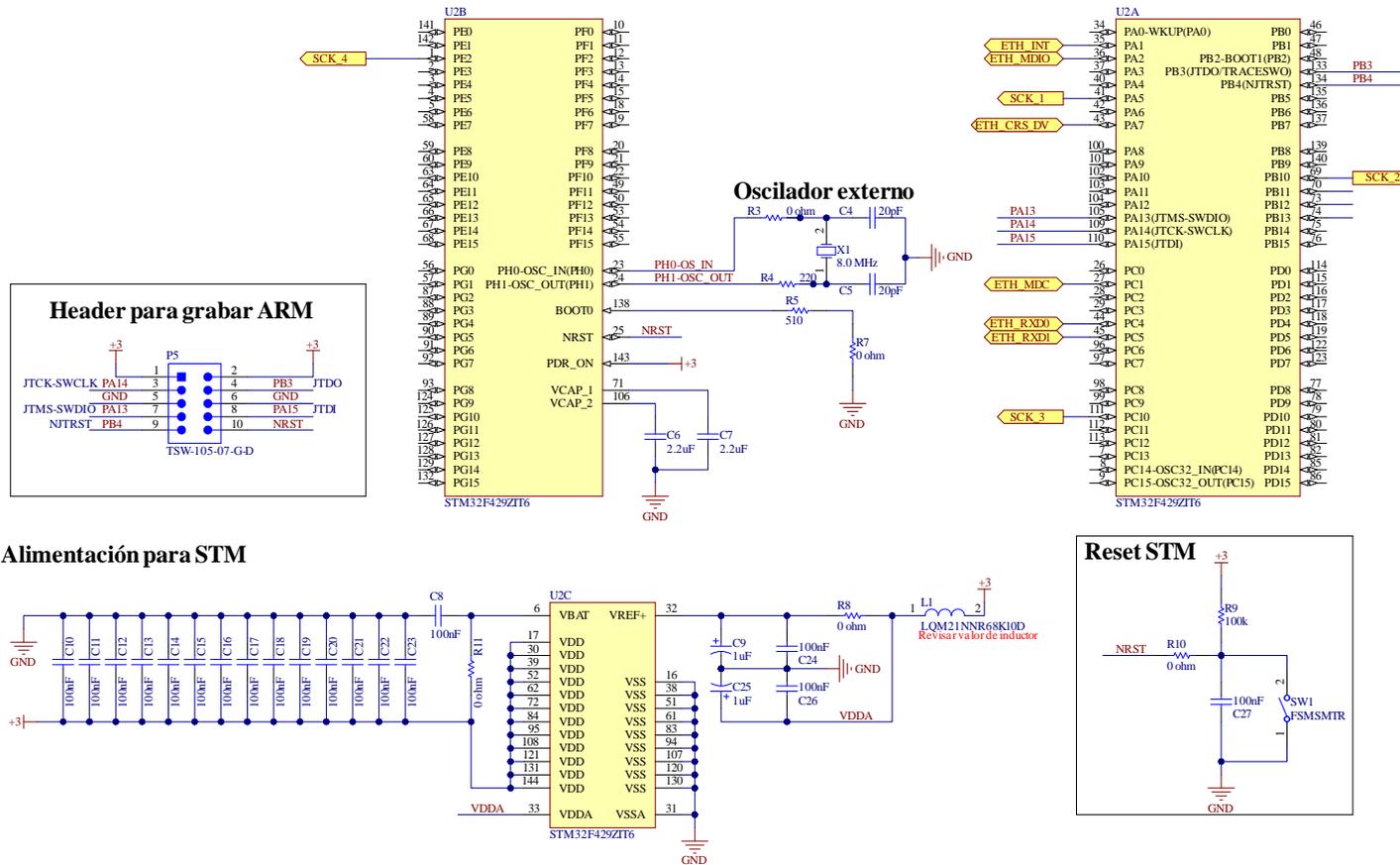


Figura ;Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..83. STM32F429.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

El diagrama de **comunicación Ethernet** (Figura 2.9) se basó en el esquemático propuesto en la *STM32F4DIS-BB* que es una tarjeta de expansión. Así, se implementó el Ethernet RMII 10/100 que es una circuito integrado con soporte HP Auto-MDIX, LAN8720AI-CP. Combinando con el uso del conector Ethernet *RJ45 7499010211A*.

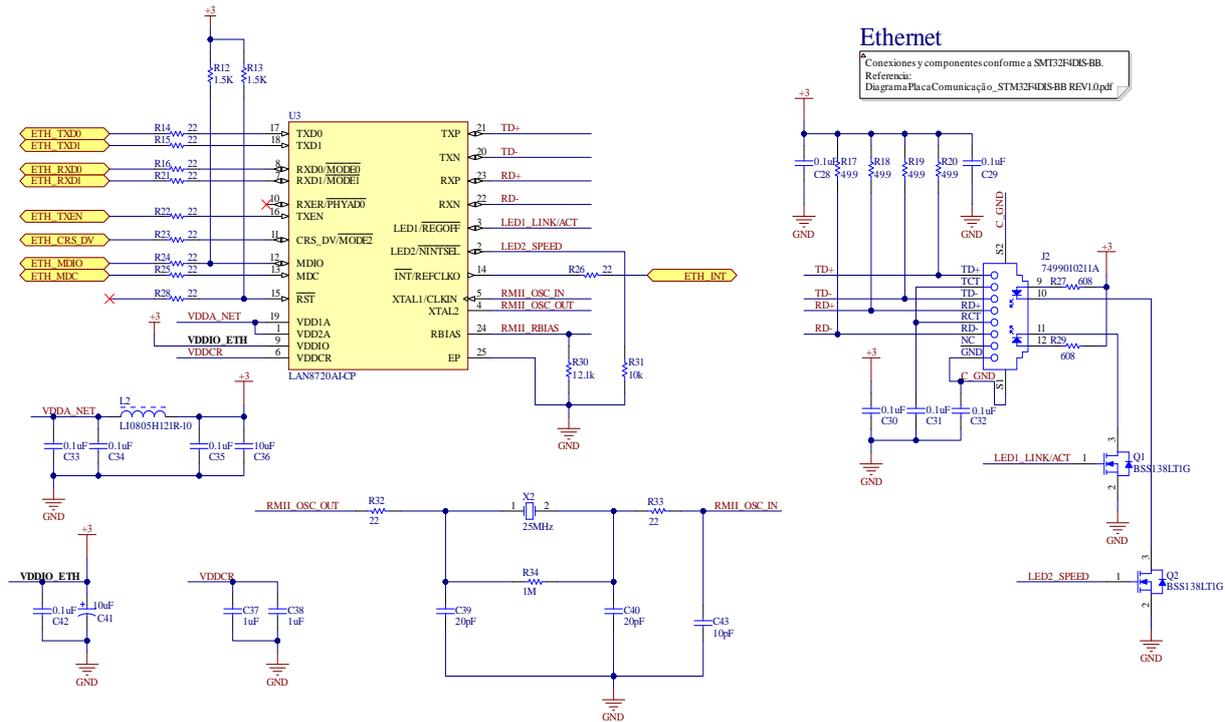


Figura. ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..4. Esquema Ethernet.

El **Firmware** es diseñado mediante el software *STMCube IDE*. *STM CUBE* genera el código de inicialización y configura los periféricos. En la creación del firmware se utilizaron herramientas y funciones de depuración de *STM32* dependientes de *STM32CUBE IDE*.

Los programas desarrolladas en el firmware son explicados mediante diagramas de actividades. En la Figura 2.10 se especifica el diagrama correspondiente al módulo de estimulación. Se activan los periféricos con los drivers de *STM Cube*. Una vez que el sistema se inicia completamente y se estabiliza, se encienden los led's del sistema y al final de marcha el código de inicialización para el protocolo UDP.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

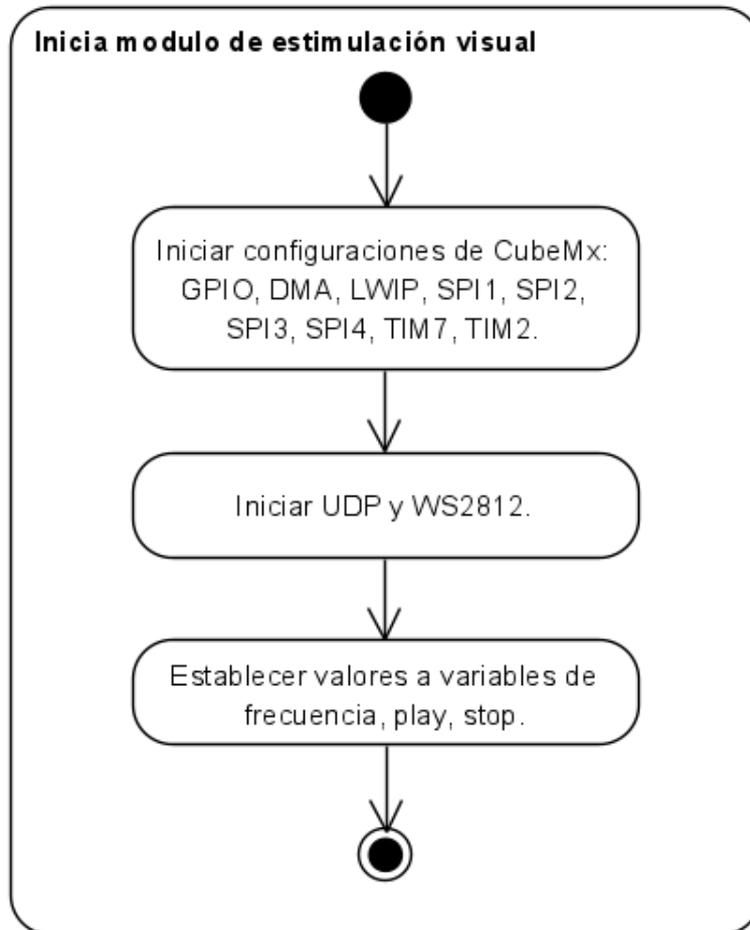


Figura. *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..105. Iniciar módulo de Estimulador Eléctrico.*

Antes de que el módulo se inicialice, este se mantiene en un *loop principal*, desde el cual se ejecutan las siguientes funciones: i) Revisión del *timeout* y y monitoreo de los paquetes recibidos por Ethernet y ii) Manejo del estado de los estímulos. El firmware puede estar en dos bloques de código independientemente: PLAY o STOP. Figura 2.11 En PLAY se inicia la reproducción de estímulos en base a las configuraciones elegidas en la interfaz (intensidad, matriz, frecuencia color, entre otros parámetros).

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

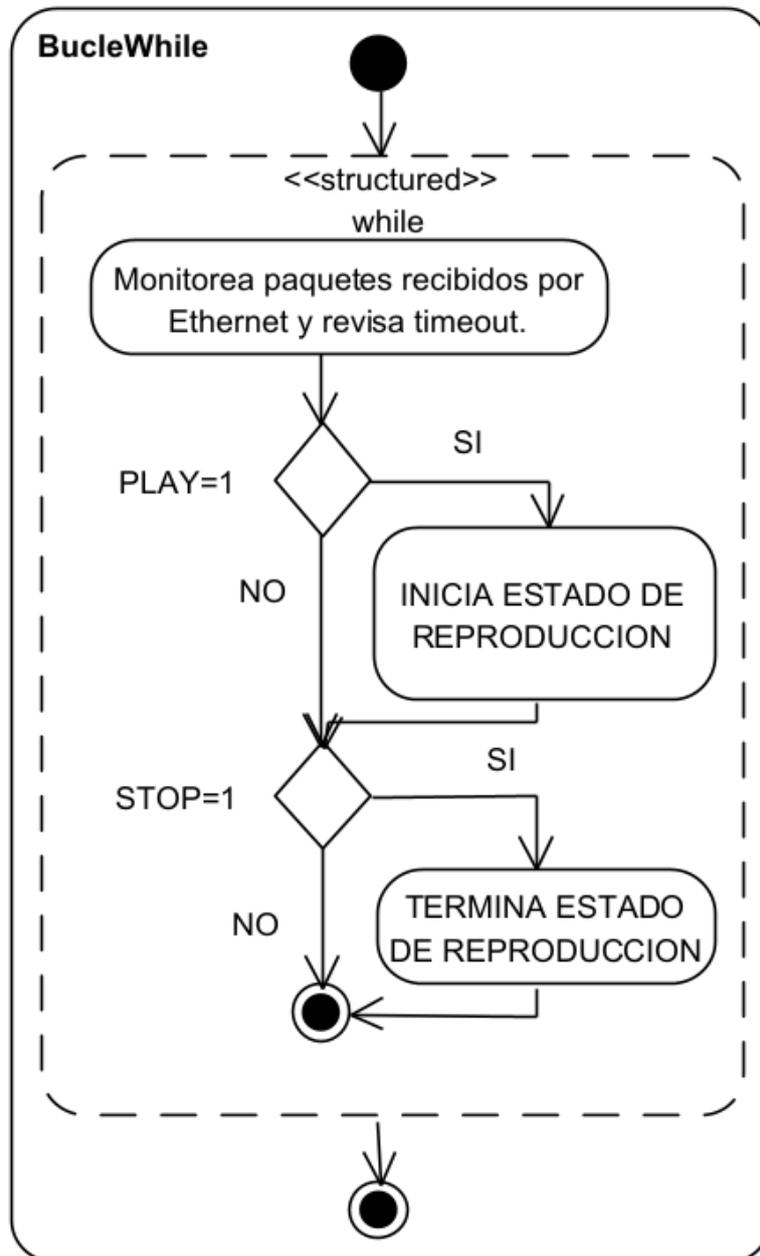


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..116. Loop principal.

En el caso PLAY. En el momento que el usuario inicia la interfaz, este es el que está a cargo de la reproducción de los estímulos

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

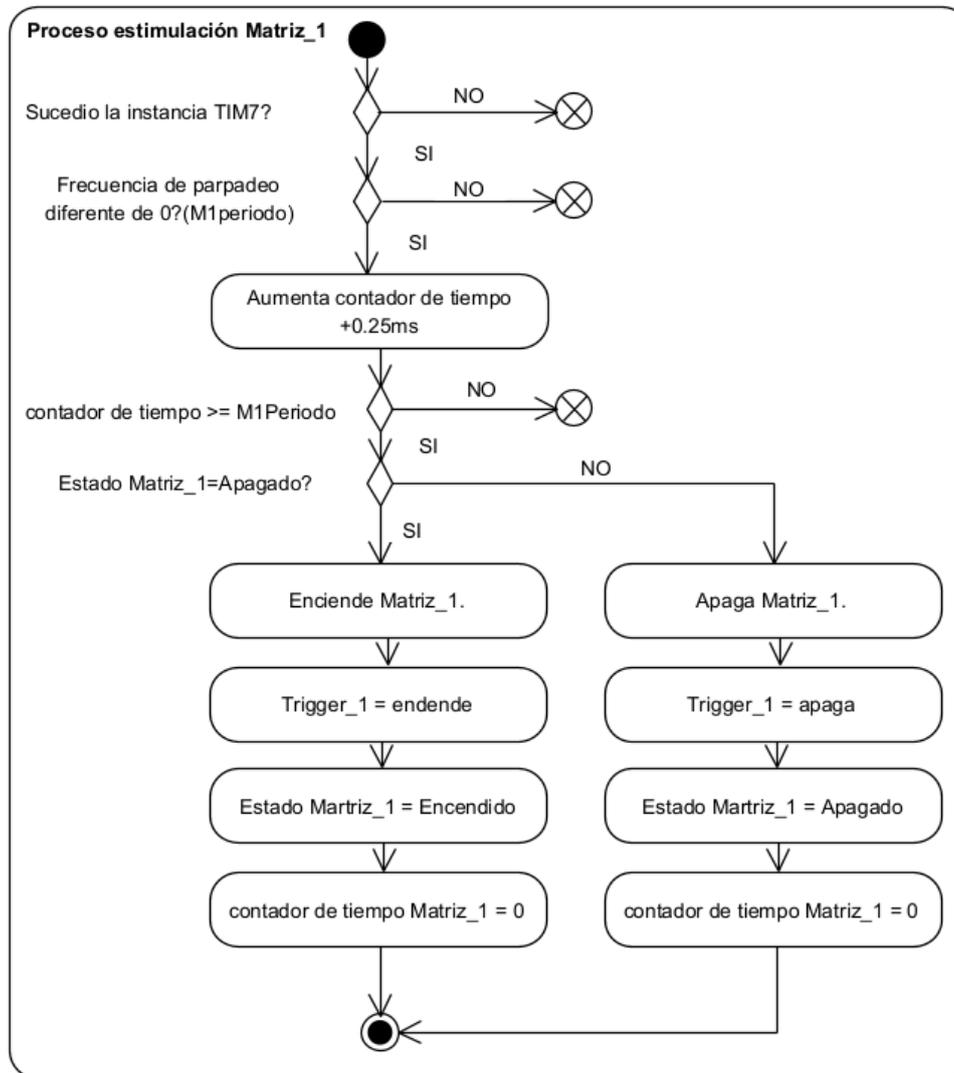


Figura *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..127.* Control de reproducción: PLAY.

Por otro lado, se encuentra el caso STOP. Este es el encargado de detener la reproducción de los estímulos cuando se termine el tiempo establecido o cuando el usuario detenga la estimulación desde la interfaz.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

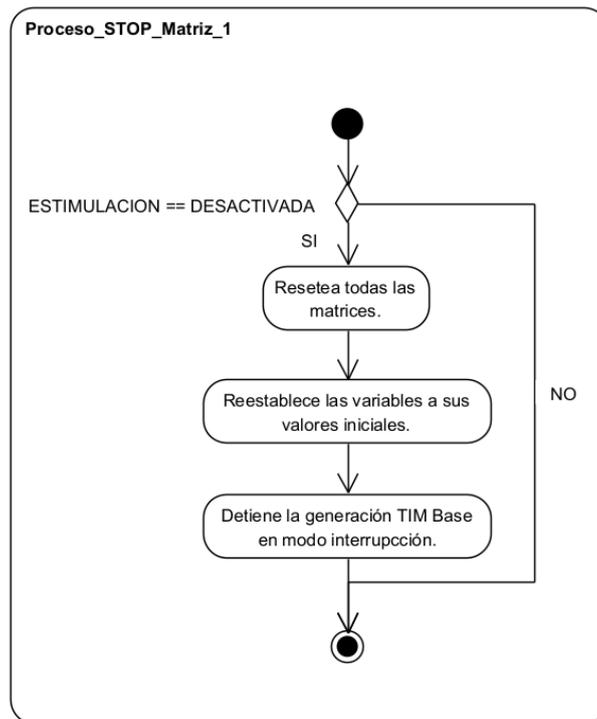
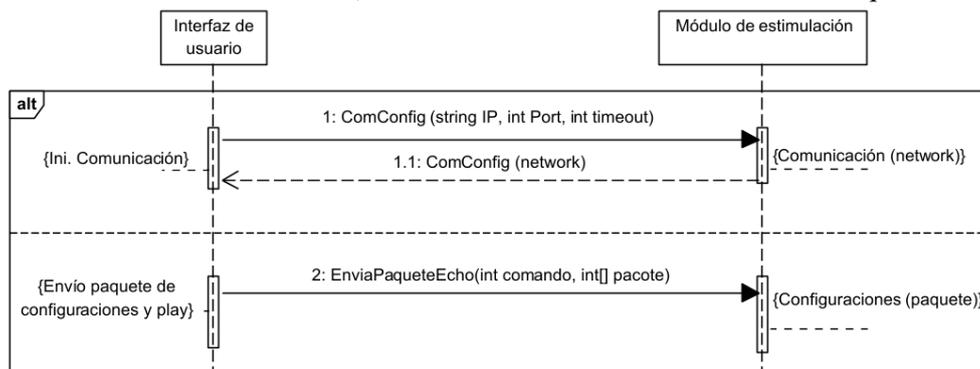


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..138. Control reproducción: STOP.

Las tareas que transcurren en el software se explican mediante el diagrama de secuencia en la Figura 2.14. Al iniciar funcionamiento se da la configuración con los parámetros de comunicación (ComConfig) donde se envía la IP, puerto y timeout. Para realizar el envío de parámetros de estimulación (PLAY, STOP, duración, color, frecuencia e intensidad) tenemos la función EnvíaPaqueteEcho.



CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Figura. *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..14. Diagrama del Software desarrollado en LabVIEW.*

PCB de la Unidad de Control

Las normas principales para el modelaje del PCB de control se considero lo siguiente:

- **Dimensiones PCB:** 58mm x 86mm
- **Desempeño IPC:** Clase 3.
- **Tipo de Ensamble o Montaje:** 2 caras.
- **Norma de diseño:** IPC 222x
- **Nivel de productividad:** B – Standard.
- **Fabricación local:** No. Desempeño bajo, nivel de productividad bajo y la fabricación en la industria local no es viable.

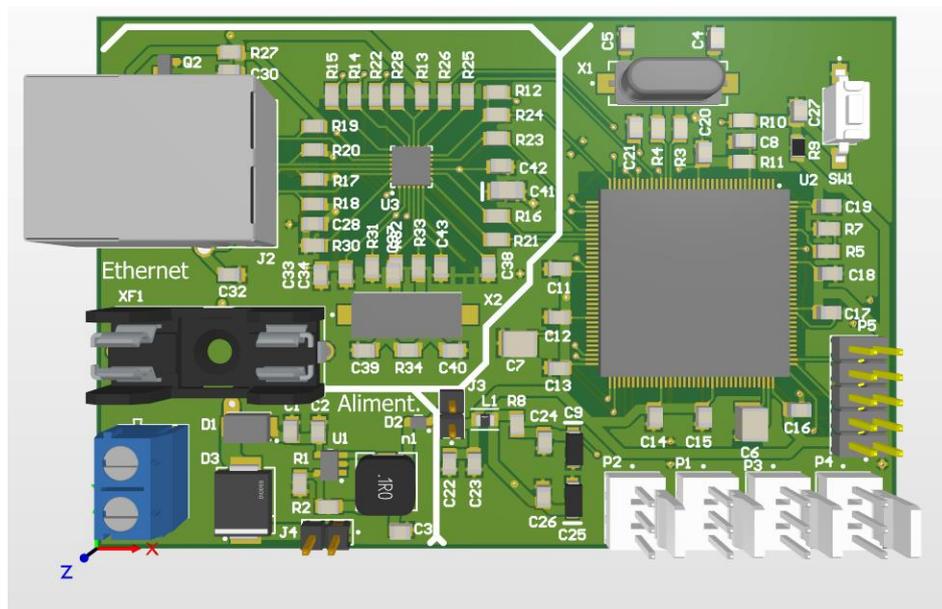


Figura. *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..15. Modelo 3D del PCB Control.*

2.3 Diseño de la Interfaz de Usuario

La interfaz de usuario fue diseñada y probada mediante el software LabVIEW. La interfaz cuenta con las funcionalidades de una interfaz de usuario que están divididas en 3 paneles generales (Figura 2.16):

1. Selección de modo
2. Configuración
3. Reproducción de estímulo



Figura *¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..169*. Interfaz del estimulador visual generada en LabVIEW y dividida en sus respectivas secciones.

El panel de **Selección de modo** dispone de las siguientes opciones:

Modo Individual: Es el modo establecido por defecto en el arranque del sistema. En este modo las 4 matrices se pueden configurar de manera independiente en sus parámetros de color, frecuencia e intensidad. Por tanto, un ajuste independiente de cada matriz. Por defecto, en el arranque del sistema, cada matriz está establecida para exhibir un color distinto, intensidad al 20% y frecuencia de parpadeo de 1 Hz,

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

Modo Simple: Este modo, también denominado modo único, implica que una configuración predeterminada se aplica para todas las matrices.

En el panel de **Configuración** se evidencian cuatro controles distintos:

- **Matriz:** Este control permite seleccionar la matriz que actualmente se está configurando. Si se ha seleccionado el modo **individual** el operador está habilitado para escoger cualquiera de las cuatro matrices para su edición independiente. Si el modo **simple** está habilitado el control de Matriz se bloquea indicando que la configuración se aplica de forma general a todas las matrices.
- **Color:** este control permite escoger entre los cuatro colores posibles: rojo, verde, azul y blanco.
- **Intensidad:** este control permite escoger entre 5 diferentes porcentajes de intensidad.
- **Frecuencia:** Este control permite variar la frecuencia de parpadeo en valores de 1 a 40 [Hz] con una resolución de 0.1[Hz]. La señal de activación es de tipo cuadrada.

La **Reproducción de estímulo** es un panel que cuenta con el control para detener e iniciar la estimulación. Además, cuenta con un indicador que ajusta y muestra el tiempo transcurrido desde el inicio de la estimulación. Figura 2.17



Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..1710. Control de reproducción de estimulación.

- Diseño del Gabinete del Estimulador

Para construir el estimulador visual síncrono basado en tecnología led vamos a ocupar 4 matrices de leds RGB modelo WS2812 con los cuales se construirá un tablero impreso con tecnología 3D, que contenga dichas matrices de leds en una matriz de 4x4, que puedan ser comandadas y programadas en diferentes secuencias variando sus frecuencias utilizando la placa *STM32F429*.

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO



Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..1811. Matriz de led RGB modelo WS2812. [5]

Características de la matriz RGB WS2812

- Número de pixeles: 64
- Dimensiones: 71x71x3mm
- Peso: 24 gramos
- Alimentación: 5V
- Consumo: 18mA por píxel

Para la construcción de cada panel se procedió a crear 4 estructuras llamadas gabinetes individuales para matriz que fueron impresas en 3D. Se procedio a crear 4 estructuras por separado con el proposito de operarlas de forma invidual y localizarlas fisicamente separadas en un escenario de estimulación.

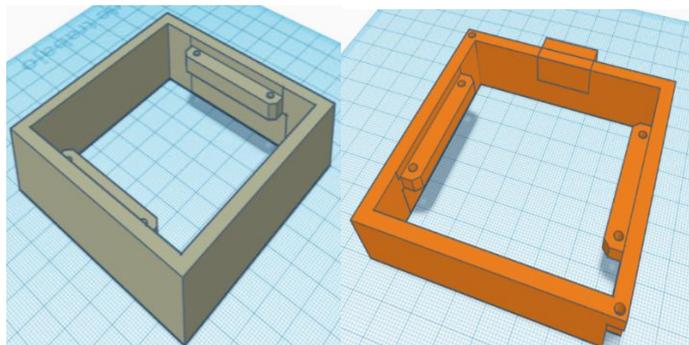


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..19. Modelado 3D de paneles

CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

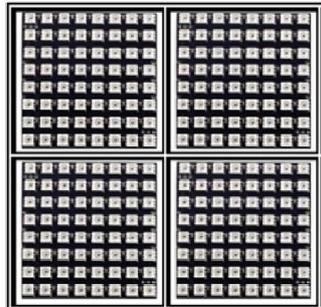
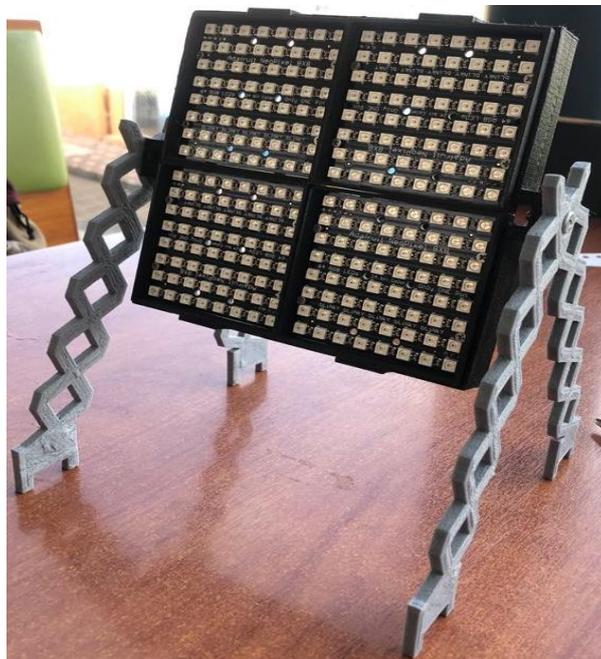


Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..20 Presentación de los paneles unidos por estructura

En la construcción de la estructura que sostiene las matrices, se utilizó impresión 3D, se cuenta con una base para las cuatro matrices y cada una tiene un acople, el diseño se realizó de tal manera que cada una de las 4 matrices pueden ser ingresadas y removidas de la base. Esta base puede ser inclinada desde 0 hasta 180 grados



CAPÍTULO 2. MARCO METODOLÓGICO

*Figura ¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..2112.
Construcción del prototipo del estimulador visual síncrono basado en tecnología led,
modelado en 3D. [4]*

CAPÍTULO 3

3 IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.1. Pruebas de Modo de Presentación de Estímulos

Se realizaron pruebas del sistema al generar estímulos visuales en los modos de presentación diseñados; modo individual y modo simple. En el modo individual se configuró el estimulador para generar i) estímulos de distintos colores en cada una de las matrices (Figura 3.1, superior) siendo configurado en las matrices 1 a 4 los colores blanco, verde, rojo, azul, respectivamente y ii) dos colores de estimulación, cada color en un par de matrices (Figura 3.1, inferior). Estas pruebas del modo individual se realizaron usando frecuencia de estimulación de 1Hz, intensidad de estimulación del 20% y una duración de estimulación de 10 segundos. (Figura 3.1)



Figura 3.1. Configuraciones del estimulador visual para prueba de modo individual usando colores distintos en cada matriz (superior) y un color por pares de matrices (inferior)

En la Figura 3.2 a, b se muestra la captura de los estímulos generados en el modo individual y para las dos modalidades consideradas.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

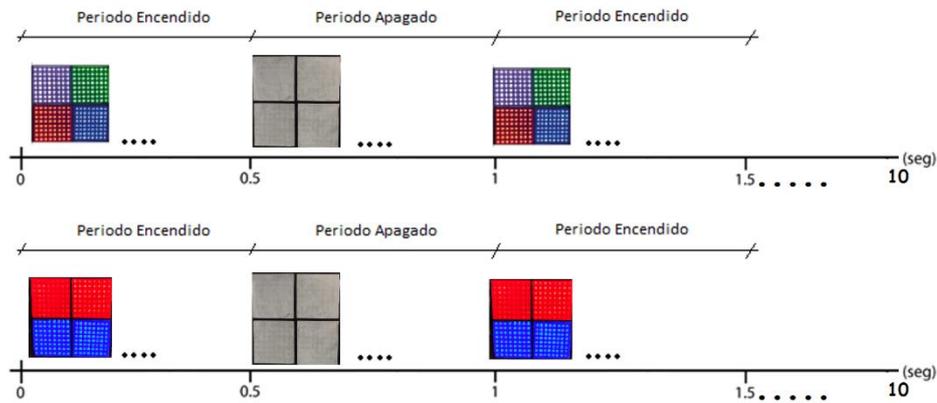


Figura 3.2. Representación gráfico de los estímulos generados por las matrices led en el modo de estimulación individual por un intervalo de tiempo de 10 segundos.

Por otro lado, en el modo de presentación de estímulos denominado como “simple” se realizaron pruebas configurando la matriz en un único color en cada prueba, sea blanco, verde, rojo o azul (Figura 3.3). Estas pruebas del modo simple se realizaron usando frecuencia de estimulación de 1Hz, intensidad de estimulación del 40% y una duración de estimulación de 4 segundos.

En la Figura 3.4 se muestra la captura de los estímulos generados en el modo simple para los distintos colores probados.



Figura 3.3. Configuraciones para las cuatro pruebas de modo simple. a) color blanco - prueba 1, b) color verde - prueba 2, c) color rojo - prueba 3, d) color azul - prueba 4.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

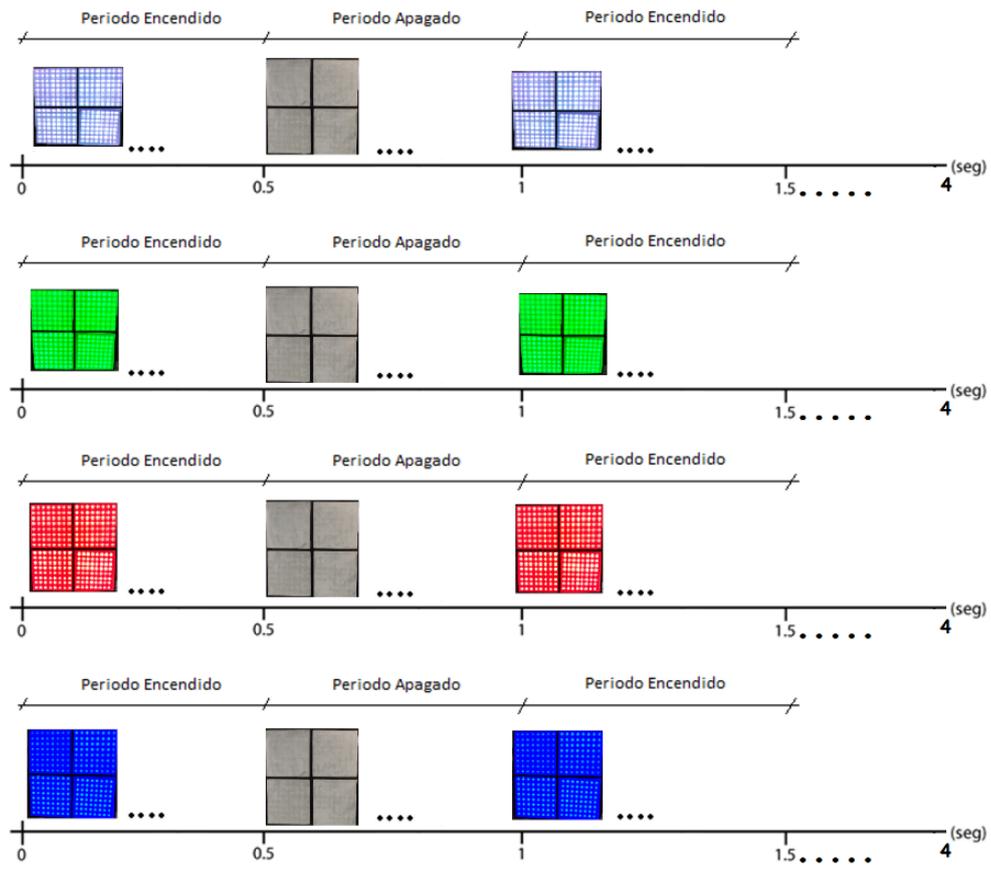


Figura 3. 4. Representación gráfico de los estímulos generados por las matrices led en el modo de estimulación individual por un intervalo de tiempo de 4 segundos

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

3.2 Pruebas de frecuencia de estimulación.

Las pruebas de frecuencia de estimulación buscaron evaluar el desempeño del estimulador síncrono en la generación de estímulos a intervalos de tiempo precisos y configurables en cada matriz. Para realizar estas estas pruebas se utilizó la configuración mostrada en la Figura 3.5.

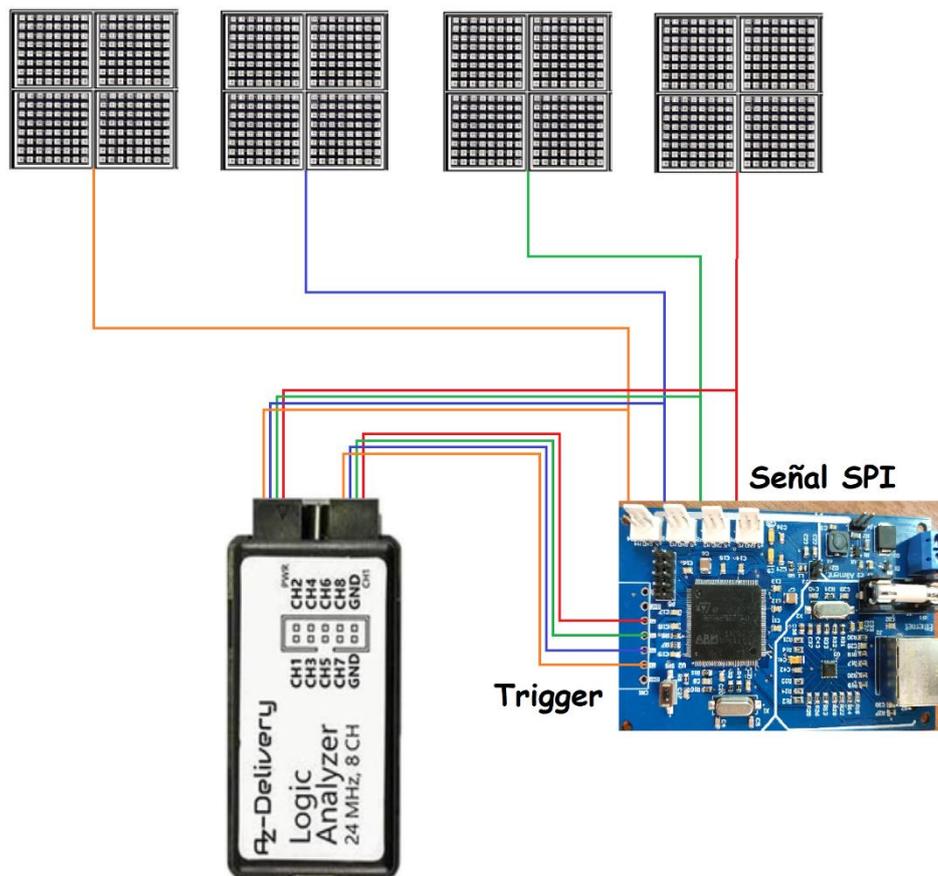


Figura 3.5. Esquemático utilizado para pruebas de frecuencia de estimulación y señales de sincronismo

La medición de frecuencia de estimulación se midió de forma indirecta. Esto quiere decir que no se tomaron medidas de iluminación a distintas frecuencias, debido a que no se disponía en este trabajo con instrumento capaz de medir y temporizar con precisión la presencia de transiciones rápidas de la iluminación. La medición

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

indirecta consistió en monitorear las líneas de control digitales que son las que comandan o actualizan el estado de iluminación de cada matriz.

Para monitorear las líneas de control hacia cada matriz se utilizó un analizador lógico digital de múltiples canales, marca AZ-Delivery, Este analizador lógico es capaz de capturar señales digitales a frecuencias de hasta 24Ms/s. Las pruebas realizadas usaron ocho canales del analizador lógico; cuatro entradas recibirán las señales digitales que son enviadas a cada matriz por medio del protocolo SPI y las otras cuatro entradas fueron conectadas a la salida del hardware del estimulador donde se estarían generando señales sincronizadas con los cambios de estado de las matrices (Figura 3.5).

Para realizar la medición de frecuencias se configuró la matriz en modo individual. La matriz 1 generando estímulos a una frecuencia de 10Hz, la matriz 2 a 20Hz, la matriz 3 a 30Hz y la matriz 4 a 40Hz. En estas pruebas la intensidad de iluminación se mantuvo constante en 20%,

Las señales capturadas con el analizador lógico se muestran en la figura 3.6.

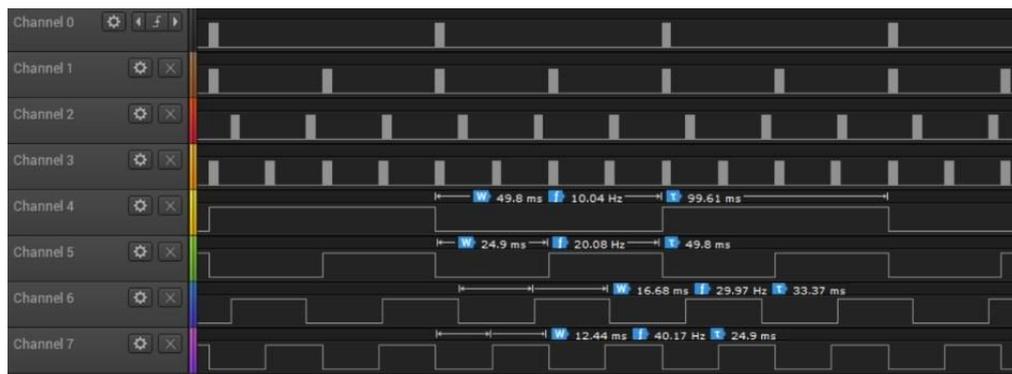


Figura 3.6. Señales capturadas con el analizador lógico

Conforme el diseño del estimulador se sabe que, al alterar el estado de alguna matriz, su línea de control genera una ráfaga de datos para su configuración, y posteriormente existirá un periodo de inactividad. Esto es posible observar en la Figura 3.6. Las señales en los canales 0 – 3 muestran los periodos de actividad rápida que corresponden a la alteración del estado de la matriz correspondiente.

Los periodos entre las secuencias de configuración fueron registrados en cada caso y calculadas las frecuencias conforme la Tabla 3.1

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Tabla 3.1. comparación Frecuencia/Periodo entre valor medido y valor esperado

Matriz	Frecuencia/Periodo medido con AZ Delivery	Frecuencia/Periodo Esperado	% Error
1	10.04Hz/99.61ms	10Hz/100ms	0.4
2	20.08Hz/49.8ms	20Hz/50ms	0.25
3	29.97Hz/33.37ms	30Hz/33.33ms	0.1
4	40.17Hz/24.9ms	40Hz/25ms	0.4

En la Figura 3.7 se muestra un detalle de los datos medidos en la línea de control de la matriz 4 (canal 3) y la señal de sincronismo correspondiente a esta matriz. Se puede observar que el periodo en el cual se altera el estado de la matriz es de 24.9ms, lo que corresponde a una frecuencia de 40 Hz., esto concuerda con la frecuencia configurada en la interfaz del estimulador



Figura 3.7. Señales capturadas con el analizador lógico

Las señales sincrónicas, que cambian de estado digital al modificarse el estado del estímulo luminosos presentados en cada matriz, son también denominadas señales de trigger proporcionadas por el sistema. Estas señales podrían ser capturadas por un sistema de captura de señales para aplicaciones de potencial evocado visual. Como se observa en las figuras 3.6 y 3.7 las señales de sincronismo (trigger) muestran periodos compatibles con los configurados en la interfaz de estimulación.

En una segunda prueba se configuró el estimulador en modo de presentación simple con una frecuencia de parpadeo de 1Hz. Nuevamente, las señales de control de las matrices fueron conectados a los canales 0-3 del analizador lógico y los trigger generados por el hardware de estimulación en los canales 4-7. Los resultados de esta prueba se muestran en la Figura 3.8.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

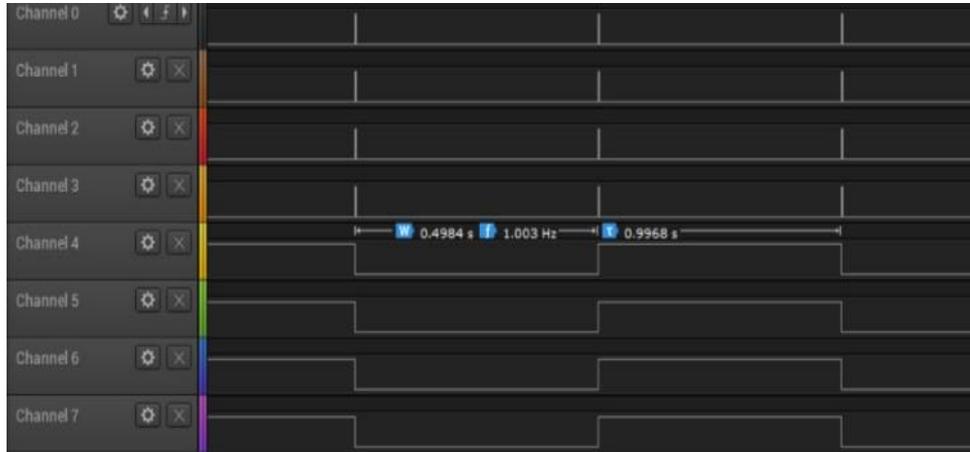


Figura 3.8. Mediciones en frecuencia de 1 Hz para modo simple.

En este caso se observa que los cuatro canales tienen la misma frecuencia de presentación de los estímulos, siendo de 1Hz.

3.3 Pruebas de intensidad de estimulación.

El estimulador síncrono es capaz de generar señales en diferentes niveles de intensidad luminosa, por tanto, fueron realizadas pruebas para estimar los niveles de luminosidad que la matriz es capaz de generar. Para establecer el método de prueba se asumió que el estimulador usualmente aplica estímulos visuales a un individuo, quien está localizado a una distancia de 1 metro o menos del estimulador (Figura 3.9).

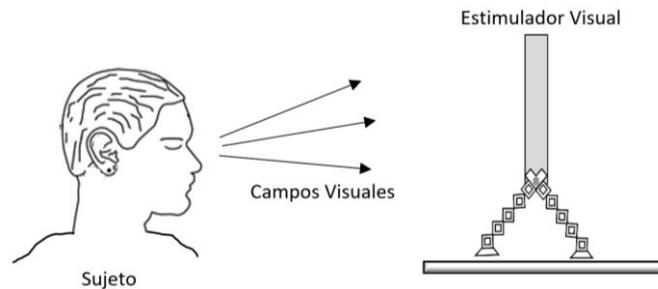


Figura 3.9 Representación del estimulador visual aplicando estímulos a un individuo

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las pruebas consistieron en medir los niveles de intensidad luminosa cuando la matriz está configurada en el modo de presentación simple (parámetros similares en todas las matrices), y los niveles de intensidad luminosa fueron configurados en valores de 20%, 40%, 60%, 80%, 100%. Se capturaron medidas de intensidad luminosa usando un luxómetro TENMARS TM-204, instrumento que tiene un rango de medición de 0 a 200.000 Lux y tolerancia $\pm 8\%$, conforme la Figura 3.8.

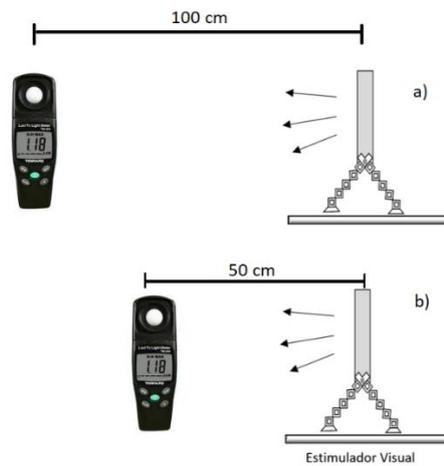


Figura 3.10 Representación de medidas de iluminación tomadas con luxómetro TM-204 localizado a a) 100 cm del estimulador y b) 50cm del estimulador

La pruebas fueron realizadas para los colores blanco, rojo verde y azul. En las tablas 3.2 y 3.3 se registraron los niveles de emitancia luminosa, la cual es medida en luxes. En cada caso se ha considerado los valores de emitancia luminosa del ambiente. En las tablas se aprecia la medida al activar las matrices menos la medida del ambiente.

Tabla 3.2. Mediciones de luxes a 1m 30Hz

Color	20%	40%	60%	80%	100%	Ambiente
Blanco	203	216	229	241	254	190
Verde	200	210	220	230	239	190
Rojo	188	190.7	193.6	196	198.5	185.4
Azul	186.1	186.6	186.9	187.	187.8	185.4

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Tabla 3.3. Mediciones de luxes a 50cm 30hz

Color	20%	40%	60%	80%	100%	Ambiente
Blanco	220	266	312	358	403	173
Verde	210	246	282	317	353	175
Rojo	185	195	204	214	224	175
Azul	172	173	175	177	178	170

3.1.1 Presupuesto para implementación

Tabla 3.4. Presupuesto para diseño, compras y construcción del estimulador visual.

Proceso	Descripción	Precio
Diseño	4 meses/2 personas	\$3,200.00
Compras	Componentes electrónicos para PCB (extranjero).	\$60.00
	4 matrices	\$140.00
	Envío e impuestos de compra	\$80.00
	PCB (extranjero)	\$4.00
	Envío e impuestos	\$35.00
	Impresión 3D para soporte de matrices.	\$80.00
	Licencia software LabVIEW	\$250.00
Construcción / Pruebas	Materiales	\$40.00
	Mano de obra 2 meses/2 personas	\$1,600.00
Total		\$5,489.00

CAPÍTULO 4

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En el presente trabajo se estudiaron las diferentes formas de estimulación visual utilizadas en ambientes clínicos y las características de estimuladores visuales usados en protocolos de potencial evocado, además se levantaron las posibles especificaciones de seguridad y funcionamiento de los estimuladores visuales.

Se diseñó un sistema de estimulación visual síncrono compuesto de una unidad de hardware y una unidad de software. La unidad de hardware está compuesta por 4 matrices led RGB de 8x8 leds cada una. Estas matrices son controladas independientemente usando una única línea de control digital por matriz. La lógica de control en hardware la implementa un microcontrolador, el cual también cuenta con hardware para establecer conexión ethernet que permita el comando del hardware a través de un computador. El hardware interpreta los comandos recibidos del computador e los convierte en instrucciones de control en las matrices. La unidad de software fue implementada para que un usuario realice configuraciones distintas de parámetros de estimulación como color de las matrices, frecuencia de estimulación, intensidad luminosa. Además, se puede establecer dos modos de estimulación, un modo denominado “individual”, en el que cada matriz tiene una configuración personalizada, y un modo denominado “simple” en el que todas las matrices tienen la misma configuración.

Se diseñó un gabinete modular para contener las cuatro matrices, permitiendo que estas sean usadas separadas físicamente o colocadas juntas como un único punto de estimulación. Se comprobó que el estimulador visual fue capaz de generar patrones de diferentes colores en tiempos configurados por el usuario y a diferentes frecuencias. Se realizaron pruebas verificando los modos de presentación de estímulos, la frecuencia de estimulación en un rango de 0.1 Hz a 40 Hz, y la intensidad de estimulación usando un luxómetro como elemento de medida. Esta última prueba consistió en medir los niveles de intensidad luminosa a distancias inferiores a 1m del estimulador. Las mediciones indicaron que los valores de frecuencias generados por la matriz presentaron errores máximos del 0.8%. Los niveles de iluminación en ambientes no controlados tuvieron un rango de 172 Lux a 403 Lux. El rango de frecuencias en el que responde el sistema es compatible con el usado en estudios de Potencial Evocado Visual.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El estimulador es capaz de generar señales digitales síncronas con los estímulos visuales aplicados. Las s señales síncronas se implementaron como salidas extra en el hardware y pueden ser usadas en escenarios experimentales donde sea necesario capturar o relacionar la actividad del estimulador en otros procesos.

Se recomienda que los experimentadores calibrar los niveles de estimulación luminosa previa la ejecución de un protocolo experimental a fin de usar niveles de estimulación confortables cuando se realicen los experimentos. Vale resaltar que los niveles de intensidad luminosa capturados con el luxómetro mostraron resultados variables dependiendo de la hora del día. Por tanto, los valores de intensidad luminosa presentados en este trabajo son referenciales y deberían ser verificados para el escenario en el que se use el dispositivo.

Se recomienda a los usuarios del estimulador visual precaución al usar estímulos visuales en frecuencias en torno de 16 Hz, y particularmente las de color rojo. Existen evidencias de que este tipo de estimulación por largos periodos de tiempo puede evocar episodios epilépticos en personas que parecen previamente esta condición. El uso seguro del equipo debe considerar si los pacientes han tenido antecedentes de esta condición, y evitar el uso en este tipo de casos.

APÉNDICES

APÉNDICES

APÉNDICE A

APÉNDICES

APÉNDICE B

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Regan, D. & Regan, M.P., 2009. Evoked Potentials: Recording Methods. In Oxford: Academic Press, pp. 29–37. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/B98GH-4TVBCX51R1/2/e8d1796cb106ab83f0925f1b17336333> [Accessed December 19, 2015].
- [2] Ilg, U. et al., 2006. Preparation and execution of saccades: the problem of limited capacity of computational resources. *Experimental Brain Research*, 171(1), pp.7–15. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-0255-z> [Accessed December 3, 2015].
- [3] Cuba Gyllensten, O., 2014. Evaluation of classification algorithms for smooth pursuit eye movements: Evaluating current algorithms for smooth pursuit detection on Tobi Eye Trackers, Available at: <http://www.divaportal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A763273&dswid=6989> [Accessed January 16, 2015].
- [4] Levin, J. M., Ross, M. H., Mendelson, J. H., Mello, N. K., Cohen, B. M., & Renshaw, P. F. (1998). Sex differences in blood-oxygenation-level-dependent functional MRI with primary visual stimulation. *American Journal of Psychiatry*, 155(3), 434-436.
- [5] Edilia Cruz Rivas, Rocío Vargas.,2013: Neuritis óptica como forma de presentación de la esclerosis múltiple Hospital Clínico Quirúrgico Lucía Íñiguez Landín. Holguín. Cuba.
- [6] Susana Viñas., 2009: Estimulación sensorial rítmica (auditiva, visual y somatosensorial) en la marcha de los enfermos de Parkinson con episodios de bloqueos motores en fin de dosis. Universidad da Coruña.
- [7] Kandel, E. R. et al. Principles of neural science. [S.l.]: McGraw-Hill New York, 2013.
- [8] Guyton, A.; Hall, J. Textbook of medical physiology 11th edition elsevier inc. Philadelphia PA, 2006.
- [9] Mark F. Bear, Barry W. Connors, Michael A. Paradiso - Neuroscience Exploring the Brain (2015, LWW).
- [10] Zumdahl, S.S., y Zumdahl S.A. (2003). Atomic Structure and Periodicity (Estructura atómica y periodicidad). En Chemistry (Química) (6th ed., pp. 290-94), Boston, MA: Houghton Mifflin Company.
- [11] Sherwood, L. Human physiology: from cells to systems. [S.l.]: Cengage learning, 2015.
- [12] Guyton, A.; Hall, J. Textbook of medical physiology 11th edition elsevier inc.Philadelphia PA, 2006.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [13] Jay WM (1981). «Visual field defects». *American family physician* 24 (2): 138-42
- [14] Cinta Puell (2006) : *Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. Universidad Complutense Madrid.
- [15] Byron L. Lam. 2007. *Electrophysiology of Vision. Clinical Testing and Applications*. New York. Taylor & Francis. 123-139 pp
- [16] Odom, J. V. et al. *Visual evoked potentials standard* (2004). *Documenta ophthalmologica*, 2004.
- [17] ZHU, D. et al. A survey of stimulation methods used in ssvp-based bcis. *Computational intelligence and neuroscience*, Hindawi Publishing Corp., v. 2010, p. 1, 2010.
- [18] VIALATTE, F.-B. et al. Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in neurobiology*, Elsevier, v. 90, n. 4, p. 418–438, 2010
- [19] Alan Silva DA Paz Floriano (2019): *Brain-Computer Interface Based on High-Frequency Steady-State Visual Evoked Potentials from Below-the-Hairline Areas*. Vitória, Brazil
- [20] Instituto Aragonés (2019): *Ciencias de la Salud, Biblioteca de guías de prácticas clínicas del sistema nacional de salud*, España Gobierno de Aragon.
- [21] Mulert, C.; Lemieux, L. *EEG-fMRI: physiological basis, technique, and applications*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2009.
- [22] NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, Basel, v. 12, n. 2, p. 1211–1279, 2012.
- [23] NAKANISHI, M. et al. A high-speed brain speller using steady-state visual evoked potentials. *International journal of neural systems*, World Scientific, v. 24, n. 06, p. 1450019, 2014.
- [24] WU, C.-H. et al. Frequency recognition in an ssvp-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 196, n. 1, p. 170–181, 2011.
- [25] KWAK, N.-S.; MÜLLER, K.-R.; LEE, S.-W. A lower limb exoskeleton control system based on steady state visual evoked potentials. *Journal of neural engineering*, IOP Publishing, v. 12, n. 5, p. 056009, 2015.
- [26] MÜLLER, S. M. T.; BASTOS, T. F.; SARCINELLI, M. Proposal of a ssvp-bci to command a robotic wheelchair. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*, Springer, v. 24, n. 1-2, p. 97–105, 2013.
- [27] LALOR, E. C. et al. Steady-state vep-based brain-computer interface control in an immersive 3d gaming environment. *EURASIP journal on applied signal processing*, 2005.
- [28] CHUMERIN, N. et al. Steady-state visual evoked potential-based computer gaming on a consumer-grade eeg device. *Computational Intelligence and AI in Games*, IEEE Transactions on, 2013.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [29] MULLER-PUTZ, G. R.; PFURTSCHELLER, G. Control of an electrical prosthesis with an ssvep-based bci. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, IEEE, v. 55, n. 1, p. 361–364, 2008.
- [30] ZHAO, X. et al. Ssvep-based brain–computer interface controlled functional electrical stimulation system for upper extremity rehabilitation. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, IEEE, v. 46, n. 7, p. 947–956, 2016.
- [31] HWANG, H.-J. et al. Development of an ssvep-based bci spelling system adopting a qwerty-style led keyboard. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 208, n. 1, p. 59–65, 2012
- [32] ORTNER, R. et al. An SSVEP BCI to control a hand orthosis for persons with tetraplegia. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 19, n. 1, p. 1–5, 2011.
- [33] Akonic S.A. 2020: Estimuladores Visuales : Ciudad Autónoma de Buenos Aires - ARGENTINA www.akonic.com.ar
- [34] T. Edition, “Draft International Standard IEC 60601-1,” Components, 2002.
- [35] Llamosa R., L., Meza C., L., & Parra Lara, H. (2006). Fundamentos para el diseño de la prueba de seguridad eléctrica para equipo biomédico con base en la norma ntc-iso-iec-60601-1. *Scientia et Technica*, 1(30), 321–326. <https://doi.org/10.22517/23447214.6577>.
- [36] Parrott, E. (2014). SysML Distilled: A Brief Guide to the Systems Modeling Language. In *Insight* (Vol. 17, Issue 2, pp. 63–63). <https://doi.org/10.1002/inst.201417263>Lenny Delligatti, SysML DISTILLED, November 2013. pp. 1–16.
- [37] Visual Paradigm (16.2) [Software]. (2020). Obtenido de <https://www.visual-paradigm.com>
- [38] TPS560200 4.5-V to 17-V Input, 500-mA Synchronous Step-Down Converter with Advanced Eco-Mode™ datasheet (Rev. C) - tps560200.pdf. (n.d.).